



Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto



GUILHERME HIROSHI CORRÊA DE SOUZA

**MATERIAIS UTILIZADOS NA CONFEÇÃO DE PRÓTESES PARCIAIS
REMOVÍVEIS E SUA EVOLUÇÃO. REVISÃO DE LITERATURA**

RIBEIRÃO PRETO – SP

2019

GUILHERME HIROSHI CORRÊA DE SOUZA

**MATERIAIS UTILIZADOS NA CONFECÇÃO DE PROTESES PARCIAIS
REMOVÍVEIS E SUA EVOLUÇÃO. REVISÃO DE LITERATURA**

Trabalho de conclusão de curso apresentado à
Universidade de São Paulo como parte das
exigências para obtenção do título de Cirurgião-
Dentista.

Área de concentração: Materiais dentários e prótese

Orientadora: Profa. Dra. Renata Cristina Silveira
Rodrigues Ferracioli

RIBEIRÃO PRETO – SP

2019

Corrêa De Souza, Guilherme Hiroshi. **Materiais utilizados na confecção de próteses parciais removíveis e sua evolução. Revisão de literatura.**

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Universidade de São Paulo como parte das exigências para obtenção do título de Cirurgião-Dentista.

Aprovado em: ____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

RESUMO

As reabilitações orais têm grande importância na odontologia, uma vez que visam devolver forma, função e estética a pacientes desdentados totais ou parciais. A prótese parcial removível é uma alternativa de tratamento para pacientes desdentados parciais, podendo ser aparelhos dentossuportados ou dentomucossuportados, destinados a substituir um ou mais dentes em um ou em ambos os maxilares, podendo ser removidos da boca com relativa facilidade, tanto pelo profissional quanto pelo paciente. A estrutura metálica da prótese parcial removível é composta por elementos rígidos e flexíveis que, atuando em conjunto, promovem adequada retenção e estabilidade à prótese. Desta forma, a composição das ligas utilizadas na sua confecção torna-se um aspecto relevante, pois pequenas alterações na concentração relativa dos elementos componentes podem produzir um desequilíbrio nas propriedades físicas e químicas, tomando ligas e novos materiais impróprios para a sua finalidade. Os avanços tecnológicos trazem à odontologia modernizações com finalidades reabilitadoras protéticas introduzindo novos materiais para confecção de próteses parciais removíveis com o passar do tempo. O presente trabalho trata-se de uma revisão de literatura a respeito dos aspectos dos diversos materiais utilizados para confecção de Próteses Parciais Removíveis e a sua evolução. Os dados apresentados são provenientes de bases de dados PubMed, Scopus, SciELO, tendo como palavras chaves: “prótese parcial removível”, “ligas metálicas”, “liga Co-Cr”, “resina de acetato”, “titânio”, “resina PEEK”, “propriedades mecânicas”, “materiais flexíveis”. Embora exista no mercado diferentes materiais para confecção de estruturas de para próteses parciais removíveis, as ligas de cobalto-cromo ainda são as mais utilizadas para reabilitação devido suas vantagens atribuídas a resistência mecânica, custo e durabilidade.

Palavras-chave: prótese parcial removível, ligas metálicas, liga Co-Cr, resina de acetato, titânio, resina PEEK, propriedades mecânicas, materiais

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	6
2. OBJETIVO	10
3. MATERIAIS E MÉTODOS	12
4. REVISÃO DE LITERATURA	14
5. DISCUSSÃO	28
6. CONCLUSÃO	34
REFERÊNCIAS	36

1. INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Segundo Kim 2019, o edentulismo completo sofreu uma diminuição no seu percentual acompanhando o envelhecimento da população, o que ocorre devido ao melhor entendimento das doenças dentárias e de sua redução, além da manutenção e estabelecimento de programas de prevenção efetivos, e melhoria de materiais dentários. Entretanto, a população parcialmente desdentada está aumentando proporcionalmente ao aumento da expectativa de vida, o que indica o envelhecimento dessa população e conseqüentemente o aumento do número de elementos ausentes.

Para Dietrich et al. 2017 as reabilitações protéticas são de fundamental importância na odontologia, uma vez que possibilitam devolver forma, função e estética aos pacientes que sofreram perdas dentárias, preenchendo os espaços desdentados. Em casos que o paciente não pode fazer uso, ou não é indicado, a reabilitação com próteses fixas e, o espaço protético e considerado extenso, é indicado na maioria das vezes o tratamento com próteses parciais removíveis (PPR). Elas são aparelhos protéticos constituídos de uma estrutura metálica, obtida através de um processo de fundição, e é essa estrutura que é responsável pela sustentação dessas próteses.

Atualmente, com os avanços tecnológicos, a odontologia vem recebendo uma enorme gama de novos materiais com finalidades protéticas. Dentre esses materiais podemos destacar aqueles que são utilizados na confecção de próteses parciais removíveis, as quais acompanham tal desenvolvimento com o surgimento de novas opções no mercado.

De acordo com Tamimi et al. 2018, as próteses parciais removíveis (PPR) têm importantes implicações, além de grande impacto na vida de milhões de pessoas no mundo todo, sendo que, atualmente, mais de 13% dos adultos da América do Norte e Europa usam PPRs.

Mas nem sempre foi assim. Durante muito tempo somente as ligas de ouro extra duras eram usadas para confecção de estruturas das próteses removíveis, até que em 1929 Erdle e Prange através de suas pesquisas criaram a técnica de fundição odontológica para uma liga a base de Co-Cr (que denominaram Vitallium), que substituíu uma liga de metais preciosos por uma liga de metais não preciosos. Em 1933 Erdle e Prange, introduziram na odontologia as ligas a base de cobalto e

cromo, porém devido a algumas limitações e ao pouco conhecimento desse material na época, a sua utilização era mais restrita.

Apesar dessa liga ser uma das mais consagradas na odontologia, segundo Asgar et al. 1970, existem algumas insatisfações para utilização dessas ligas, são elas: grampos confeccionados de tais ligas quebram em serviço em um tempo relativamente curto; por ter uma dureza relativamente alta e devido a suas propriedades de baixo alongamento, são necessários ajustes, menores, porém necessários e que por serem difíceis consomem o tempo da cadeira do dentista. Por isso nessa mesma época estavam sendo realizados estudos que tinham por objetivo acrescentar materiais a essa liga para tentar melhorá-la. Eram adicionados zircônio, cério, molibdênio, tungstênio, carbono dentre outros.

Ainda segundo Asgar et al. 1970, para emprego desses materiais para fins odontológicos, a principal melhora foi conseguida tanto pelo conteúdo de molibdênio quanto do conteúdo de carbono. Ao comparar essas ligas com as ligas comuns foi possível perceber que elas possuíam alto valor de alongamento e que a resistência a tração permaneceu alta. No entanto, a dureza foi menor.

Além desses fatores já citados, para Lewis 1978, existem duas grandes dificuldades que ocorrem com as próteses parciais removíveis. Uma está relacionada com possíveis alterações dimensionais durante o processo de fundição e a outra seria a fratura de alguma parte da prótese, durante o seu uso. Para o autor, a fadiga é um importante mecanismo que pode afetar as PPRs e causar fraturas. Porém para Bates 1965, tais fraturas só aconteceriam se houvesse ocorrência de inclusões ou porosidades.

Para Kim 2019, a função da reabilitação oral com PPRs é proporcionar conforto ao paciente minimizando as forças que são potencialmente prejudiciais aos dentes pilares, assim como aos tecidos de suporte, além de restaurar a função e a estética. Ele considera importante que o projeto da estrutura de PPR vise minimizar as forças prejudiciais aos dentes pilares e aos tecidos de suporte, porém considera os que a maioria dos conceitos clássicos de PPR são baseados em observações empíricas e achados clínicos.

Ainda segundo Kim 2019, é de extrema importância que tanto os profissionais que vão exercer essas reabilitações, quanto os pacientes que serão reabilitados por esse tipo de prótese deve estar cientes dos cuidados com a saúde bucal, principalmente com relação ao periodonto, já que a grande maioria desses

elementos dentais foram perdidos por conta da falta de tratamento odontológico e da má higiene bucal.

De acordo com Rodrigues et al. 2008, alguns materiais foram testados para fundição de PPRs nos últimos anos, e especialmente ao longo da década, inúmeros estudos apontam vantagens para o uso de titânio e ligas de titânio, e analisaram um possível emprego desse material para fundição de estruturas metálicas de PPR. Algumas qualidades dessa liga são a biocompatibilidade e o baixo módulo de elasticidade (que torna o titânio mais resiliente) e conseqüentemente, torna-o mais semelhante às ligas de ouro. Mesmo com as novas tecnologias trazidas pelas novas máquinas de fundição, ainda, são frequentemente observados problemas como a porosidade na fundição do titânio. Alguns estudos realizados a partir da fabricação do titânio puro (Ti CP) e da confecção de grampos em ligas de titânio mostram que esses grampos são considerados adequados, já que conseguem manter a capacidade de retenção, porém fica claro que mais estudos são necessários nessa área para confirmar se sua aplicação e viabilidade em longo prazo.

Já na segunda década dos anos 2000 surgem novas ideias e hipóteses de confecções de próteses a partir de resinas flexíveis. Esses materiais segundo Kunwarjeet et. al. 2013, proporcionam maior conforto ao paciente, melhores resultados estéticos além de apresentar boa retenção e resistência.

Dentre as resinas flexíveis, estão as resinas de poliacetato que, segundo Jiao et al. (2009), são usadas para confecção de componentes retentivos e de suporte para PPRs. Desde que foi introduzida na odontologia desperta interesse na sua aplicabilidade para uso em próteses parciais removíveis, segundo Fitton et al. 1994.

Seguindo a linha de inovação com relação a novos materiais para uso na odontologia, Najeeb et al. 2015, realizou estudos sobre a resina PEEK (polyetheretherketone) e sua aplicabilidade na odontologia. O estudo relata que a resina PEEK pode ser utilizada tanto para confecção de próteses parciais removíveis, como para implantes, no entanto em todos os aspectos, são necessários novos estudos, que já estão ocorrendo e que propõe a associação com outros elementos para melhorar as propriedades biológicas desse material e assim comprovar sua eficácia e aplicabilidade.

2. OBJETIVO

2. OBJETIVO

Este trabalho tem por objetivo apresentar uma revisão de literatura com os materiais existentes no mercado, ou que já foram utilizados, na confecção de próteses parciais removíveis, trazendo um panorama da utilização desses e também dos novos materiais que surgem no mercado.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3. MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho trata-se de uma revisão de literatura a respeito dos materiais utilizados na confecção de Próteses Parciais Removíveis e sua evolução.

Os dados apresentados a seguir foram retirados de livros de odontologia e artigos científicos de diferentes bases de dados como PubMed, Scopus, SciELO, tendo como palavras chaves: prótese parcial removível, ligas metálicas, liga Co-Cr, resina de acetato, titânio, resina PEEK, propriedades mecânicas, materiais flexíveis.

Foram localizados 89 artigos e destes 56 foram selecionados para este trabalho, em um intervalo de tempo que compreende desde o ano de 1934, até a presente data.

4. REVISÃO DE LITERATURA

4. REVISÃO DE LITERATURA

Para Paffenbarger et al. 1943, muitos tipos de ligas metálicas comuns foram testadas a fim de substituir as ligas de ouro para próteses. As ligas de cobre foram testadas em diversos países e também nos Estados Unidos, não sendo consideradas adequadas para uso odontológico, já que estas apresentavam descoloração e corrosão após algum tempo de uso, além do fato dos sais de cobre formados pela ação do ambiente bucal causarem irritação local dos tecidos moles em contato com o metal. Também não foram encontradas ligas a base de estanho com propriedades satisfatórias para uso em próteses. Relataram também, que a liga apresenta descolorações e são quebradiças e que as ligas de prata-cobre, prata-estanho, prata-platina e prata-paládio também foram testadas como ligas binárias ou modificadas com percentuais de ouro e cobre e segundo eles a liga de prata paládio é a mais adequada desse grupo para a substituição de ligas de ouro. A utilização dessa liga de prata se dava em países onde o uso de ouro para restaurações dentárias era extremamente proibido e pelo fato de não existirem melhores ligas disponíveis na época.

Smith (1948), realizou um trabalho, no qual apresenta a liga Vtallium e diz que esta liga é composta de 65% de cobalto, 30% de cromo e 5% de molibidênio. Neste estudo o autor atesta que o ponto de fusão dessa liga fica em torno de 1370°C e aconselha o uso de chama redutora do maçarico de oxiacetileno para fusão; uso de fluxo especial para impedir a oxidação; e, uso de revestimento especial à base de silicato de etila para procedimentos de fundição. Ainda relata que era crescente o número de próteses fabricadas de ligas de cobalto cromo, na época.

Lane (1949) expõe as vantagens dessa liga sobre as ligas de metais preciosos. São elas: as gengivas e os tecidos moles mostram maior tolerância à liga de cobalto e cromo do que às ligas de ouro; por ter um alto grau de insolubilidade em fluidos orais, esse metal mantém seu brilho e alto polimento; a prótese tem um peso consideravelmente menor quando fabricada dessa liga, isso se deve ao fato do menor peso específico e à maior resistência, que permite secções mais finas; o seu custo é mais baixo. Por ter maior dureza é possível afirmar que o alto grau de polimento obtido permanecerá mesmo sob condições abrasivas; a maior rigidez das ligas de cobalto cromo torna-as preferíveis para próteses que dependem do apoio do maior número de dentes possíveis. Já as desvantagens das ligas de cobalto cromo em relação as ligas de metais nobre, na época, eram: o equipamento para fundição desse metal é mais caro; a ductilidade pode ser menor do que a de algumas ligas

de ouro, no entanto, ligas de cobalto cromo fabricadas adequadamente terão ductilidade dentro dos padrões aceitáveis. O autor relata ainda, que, devido as temperaturas mais altas de fundição para as ligas de cobalto cromo e a maior retração na solidificação, o uso de técnicas especiais se fazem necessárias. Para ele, as ligas de cobalto cromo não podem ser tratadas termicamente da mesma maneira que as ligas de ouro e que o polimento das ligas de cobalto cromo é mais difícil quando comparado ao polimento das ligas de ouro. Relata também, que o módulo de elasticidade mais baixo das ligas de ouro é uma vantagem para certos tipos de próteses parciais. E que as ligas a base de ouro se mantêm num lugar importante na Odontologia por conta de dois fatores: a facilidade com que podem ser fabricadas e sua inércia química.

Smith 1962, em seu estudo faz uma comparação entre o polimetilmetacrilato e alguns materiais que surgiam na época como alternativa para base de próteses. Faz uma comparação entre 10 novos materiais plásticos para confecções de próteses utilizando as poucas fontes de informação sobre o assunto na época. Nessa comparação ele usa parâmetros como resistência a flexão, capacidade de absorção de impactos, absorção de água e contração do molde. Segundo ele a resina de poliacetato possui uma capacidade de absorção a impactos menor do que polimetilmetacrilato, apesar de ter boa resistência a flexão e rigidez. Quanto a absorção de água, diz que a resina de poliacetato está no limite tolerável, já quanto a contração do molde considera a resina de poliacetato como inadequada para uso na Odontologia. Ainda assim, relata como possível o uso de resinas de poliacetato como material base para a confecção de próteses.

Bergenholtz et al. 1965, realizaram um estudo no qual usaram caes e dentes preparados para receber próteses a base de ouro, prata e também coroas de ouro. O objetivo desse estudo era analisar o transporte de íons metálicos para os tecidos bucais. Os resultados mostram concentração de íons metálicos tanto em tecidos duros como também em gengiva marginal, e para os autores esse pode ser um motivo para reações alérgicas a esses materiais.

Soremark et al. 1966, analisaram em seu estudo, espécimes de liga de ouro, submetendo estes a variados testes, incluindo sondagem eletrônica e microscopia quantitativa, a fim de avaliar a migração de íons para tecidos bucais. Os testes foram aplicados a 28 amostras confeccionadas de ligas de ouro, depois delas receberem diferentes tratamentos térmicos. Os resultados demonstram que as concentrações de íons metálicos que migram para os tecidos bucais, não tem grande diferença

estatística, porém conclui que quando essas ligas apresentam problemas na homogeneização do material, o transporte de íons é maior, fato que pode agravar uma possível alergia a esse material.

Bates (1968), realizou um estudo, no qual, analisou a perda de retenção dos grampos fundidos de ligas de cobalto-cromo e para ele a precisão das fundições, desenhos dos grampos e alterações nos tecidos de suporte depois da inserção da prótese, são possíveis causas para tal perda de retenção. Observou também, que existe a possibilidade de a abrasão do metal sobre os dentes pilares e o polimento acabe resultando na perda de resistência friccional ou de retenção dos grampos. Outra possibilidade é com relação a inserção e remoção da prótese quando realizada pelo paciente, fora da trajetória de inserção, determinada previamente no planejamento, ocasione grande deflexão no braço do grampo, esta que pode ultrapassar o limite de tensão suportada pelo material, resultando na deformação permanente da estrutura e até a sua fratura.

Asgar et al. 1970, definiram que as composições das ligas desenvolvidas não são muito diferentes das ligas já existentes no mercado. A principal diferença parece ser o teor de molibdênio e carbono. Estes dois elementos têm um efeito muito pronunciado na resistência da liga. A liga simples de Cr-Co-Ni é muito macia. O valor de alongamento desta liga é de 27%, com uma resistência à tração de 67.000 psi. A substituição parcial de cobalto e níquel por ferro, produz uma liga com propriedades inferiores (resistência à tração de 56.500 psi e alongamento de 21,5%). A principal contribuição do aumento do teor de molibdênio e carbono é o aumento da dureza da liga. No passado, com o mesmo grupo de elementos (isto é, cromo, cobalto, níquel, molibdênio, tungstênio, ferro, silício, manganês, magnésio, carbono e boro), várias ligas foram fabricadas e muitas patentes americanas e britânicas foram obtidas. Até onde se sabe, as propriedades das ligas Cr-Co-Ni com menores quantidades de molibdênio e carbono não foram estudadas. Isto pode ser devido ao fato de que o teor mais baixo de molibdênio e carbono reduz a dureza que também reduz a resistência à tração final. Muitas ligas de metais foram utilizadas para reabilitações orais, mas apenas algumas ligas resistentes a corrosão, contendo cromo foram consideradas satisfatórias. Em geral, essas ligas pertencem ou são modificações da classe Stellite, que contem principalmente cobalto, cromo e tungstênio (ou molibdênio). Segundo eles a adição de tungstênio e molibdênio geram resultados que combinam dureza, resistência, permanência de acabamento e resistência a abrasão em uma extensão provavelmente maior do que em qualquer

outra classe de ligas.

Elgart e Higdon 1971, relatam em seu trabalho, o caso de uma mulher de 27 anos que apresentou reações alérgicas após uso de uma coroa total confeccionada em ouro. Após a coroa ser retirada foram medidas as concentrações de íons metálicos em tecidos moles e decorridos quatro meses sem essa coroa foi realizada uma nova medição, que ainda mostrava presença de íons metálicos em tecidos moles, porém em menor concentração, concomitante a isso o processo alérgico da paciente havia diminuído.

Asgar (1977), relata que durante o processo de fundição, poderiam ocorrer, desde a contração do padrão de cera ate a contração de solidificação. Porem ambos podem ser compensadas pela expansão do revestimento. Para ele, as alterações dimensionais do padrão de cera e dos revestimentos e da resistência do revestimento e rugosidade da peça fundida, podem influenciar a adaptação das peças fundidas. O autor conclui que já existem no mercado ligas com boas propriedades e o desenvolvimento de novas ligas não resolveria os problemas existentes. Assim, é necessário resolver problemas relacionados a fusibilidade, superfície ruim, dificuldade de sondagem, má adaptação e acabamento e polimento. Ainda cita que é necessário o desenvolvimento de diferentes técnicas, equipamentos e revestimentos, já que estes foram desenvolvidos para ligas de ouro.

Pulskamp (1979), realizou um estudo comparativo da estabilidade dimensional entre ouro tipo IV e a liga Vittalium, ambos como materiais base para confecção de PPRs. Segundo ele, os processos de fundição de cada liga foi feito rigorosamente como mandava o fabricante, para que não houvesse erros que prejudicassem a análise. O autor relata que os moldes da liga Vittalium sofreram maiores distorções que a dos moldes da liga de ouro, e para ele o ouro tipo IV parece ser a liga metálica mais precisa para confecções de PPRS, disponível na época. Porém o uso da liga de ouro tipo IV tem uma desvantagem muito grande em relação ao custo, que na época era ate nove vezes mais cara do que a liga Vittalium. Ainda relata que mesmo com essas alterações na dimensão da liga Vittalium, maiores ajustes na hora da instalação da prótese, podem minimizar os efeitos adversos.

A consagração desses metais para fins odontológicos se deu a partir da criação da liga de cobalto-cromo-tungstênio (denominada Vittalium) desenvolvida por Erdle e Prange em 1929, que foi considerada satisfatória para emprego em reabilitações orais. Desde então, inúmeras ligas deste tipo e outras relacionadas foram utilizadas.

Yamauchi et al 1988, relatam que o titânio surge como um novo material para confecção de PPRs. Em seu estudo foram produzidas 8 próteses de titânio

puro que foram testadas em pacientes. Segundo os autores, essas próteses permitiram uma adequação satisfatória e tiveram boa adaptabilidade a mucosa bucal. Além disso elas são consideravelmente mais leves que as PPRs convencionais. Porém ao exame radiográfico foi possível analisar alguns defeitos na fundição desse material, mas estes não eram suficientes para causar danos e que clinicamente não foram constatados problemas. Já quanto a aderência desse material a resina, considerou como inadequada

Andersson et al. 1989, relatam a crescente aplicação de titânio na Odontologia e propõe um novo método para fundição desse material que dava ênfase na duplicação de máquinas, visando diminuir erros no processo de fundição do titânio e relata que após esse processo as peças fundidas deveriam ser testadas e observadas clinicamente. Os autores relatam que a partir desse processo, muitos erros foram eliminados, e que foi possível verificar propriedades desse material que se assemelham ao ouro, porém com um custo menor. Ainda assim relatam que novos estudos são necessários.

Phillips 1991, relata em sua obra, na qual compara o titânio com ligas de Co-Cr, que o titânio possui um módulo de elasticidade menor que a liga de cobalto-cromo aumentando sua resiliência e tornando-o mais parecido com as ligas de ouro.

Para Brillhart e Botsis 1994, a resina PEEK possui excepcional resistência a solventes, baixo módulo de elasticidade e biocompatibilidade com o osso, assim este polímero é um bom candidato para substituir o uso de metais em corpo.

Para Vergani et al. 1994, as ligas de cobalto-cromo têm sido utilizadas na grande maioria das próteses parciais removíveis, devido ao seu baixo custo em comparação com as ligas de metais nobres, sua alta resistência à corrosão e suas propriedades mecânicas superiores às do ouro. Estas ligas apresentam uma composição básica de 70% de cobalto e 30% de cromo, na qual algumas modificações têm sido introduzidas no sentido de melhorar determinadas propriedades mecânicas como a ductilidade.

Para Fitton et al. 1994; as resinas de acetato, à base de polioximetileno (POM), podem ser utilizadas para confecção de PPRs. Elas apresentam como vantagens, o conforto, estabilidade, estética e biocompatibilidade. Segundo os autores os preparos a serem realizados, são os mesmos das PPRs convencionais, como nichos oclusais, nichos no cíngulo, avaliação de planos guia, para que a prótese apresente suporte, retenção e estabilidade. Além desses fatores relata que a

resiliência e o módulo de elasticidade desse material se encaixam nos parâmetros exigidos para utilização em PPRs, mas que a flexibilidade do material contrariam o princípio da rigidez essencial para este tipo de prótese.

Para Könönen 1995, o titânio é um material novo para estruturas de PPR e à medida que procedimentos e materiais de fundição se desenvolvem, o titânio provavelmente se tornará mais popular para essa aplicação. Ainda conclui que o titânio é um material adequado para estruturas de PPR e pode ser uma alternativa a pacientes alérgicos a outros metais, levando em consideração o uso de uma prótese há mais de dois anos sem complicações

Bridgeman et al.1997, relata que o uso de titânio para PPRs é uma aplicação cada vez mais popular, no presente momento. Para ele, embora a flexibilidade do titânio permite que os grampos sejam colocados em preparos mais profundos do que o recomendado com ligas de Co-Cr, há uma possibilidade de as forças de retenção desse grampo de titânio não manter sua retenção após repetidas flexões durante a remoção e inserção da PPR, Os autores verificaram em seu estudo que porosidades na peça fundida, foram encontradas em maior número tanto no titânio puro, como nas ligas de titânio, do que nas ligas de Co-Cr, porém essas quantidades de porosidades não correspondem a evidências de fraturas ou deformação permanente. Ainda concluem que esses materiais são adequados para PPRs.

Segundo Lassila e Vallitu 1998, água e saliva pode reduzir a resistência a fadiga da liga de Co-Cr por corrosão da liga no ambiente úmido.

Turner et al. 1999, realizaram um estudo para examinar as propriedades de flexão da resina de acetato e para determinar o design apropriado para um grampo de PPR, além de avaliar microscopicamente os procedimentos de polimento desse material. O estudo foi realizado com diversos corpos de prova, com diferentes diâmetros e diferentes seções transversais e descobriram que para um grampo de resina de acetato obter rigidez semelhante ao de um grampo de Co-Cr fundido medindo 15 mm de comprimento e 1 mm de diâmetro, um fecho de resina de acetato adequado deve ser mais curto (aproximadamente 5 mm) e ter uma seção transversal maior (diâmetro de aproximadamente 1,4 mm). Quanto ao polimento, foram usadas brocas de carboneto de tungstênio, pedras de óxido de alumínio, pedras de borracha com abrasivos e broca Polish-D e no caso esta última apresentou melhores resultados no polimento do material em questão.

No estudo de Savion et al. 2001, foi relatado o uso de resinas de acetato como um substituto para a estrutura metálica e grampos metálicos, quando o paciente foi diagnosticado com alergia ao cobalto cromo.

Na visão de Wataha 2002, alguns fatores influenciaram o desenvolvimento das ligas metálicas para uso na odontologia, são eles: fatores econômicos, necessidade de melhoras nas propriedades físicas e mecânicas e preocupações relacionadas à corrosão e biocompatibilidade.

Para Sykes 2002, muitos pacientes costumam citar a falta de retenção e a pobre estética como razões para não usar as próteses parciais removíveis. Em seu estudo demonstra que os grampos tradicionais de liga metálica exercem nos dentes pilares, forças que excedem os limiares de forças que são capazes de produzir movimento dentário. Além disso, a exibição de metal nos dentes anteriores é inaceitável. Para ele, o uso desses polímeros tem a pretensão de ter uma flexibilidade superior e exercer menos forças que os metais. Seu estudo comparou a flexibilidade e as forças produzidas pelos grampos desse material com as exercidas pelos grampos de cobalto cromo e titânio. Os resultados mostraram que os grampos desse material eram até dez vezes mais flexíveis que os grampos de metal e retornaram às suas dimensões pré-teste após serem tracionados. Além desses fatores, esses grampos exerceram forças sobre os dentes pilares que se enquadram na faixa daqueles considerados seguros para o uso. Isso, combinado com sua boa estética, os torna adequado para uso em dentes comprometido periodontalmente e naqueles com preparos profundos em dentes anteriores.

Chu 2003, faz em seu estudo uma análise do uso de grampos linguais e das trajetórias de inserção da prótese quando utilizado a resina de acetato e considera esse material uma maneira simples e eficaz de melhorar a estética das PPRs.

Chu e Chow 2003, consideram que a crescente relevância da estética tem impactado na Odontologia. Para eles, mesmo com o surgimento dos implantes, muitos pacientes ainda utilizam PPRs devido ao menor custo. Então seu visa examinar o uso de grampos em resina de acetato na confecção dessas próteses, a fim de melhorar quesitos estéticos. Os autores consideram este um material adequado para PPRs, quando os pacientes pedem por uma estética mais agradável e, esse material tem ótima biocompatibilidade e boa estabilidade, porém relata que os princípios essenciais dessas próteses devem ser respeitados para que ela apresente suporte, retenção e estabilidade.

Wu et al. 2003, consideram a resina de acetato uma alternativa estética para confecção de retentores diretos para PPRs, porém relata que o efeito do estresse repetido nesses retentores produzidos a partir desse material ainda é desconhecido. Assim, em seu estudo *in vitro*, os autores comparam a deformação desses retentores em resina de acetato com os produzidos em ligas metálicas. Foram utilizados dez retentores diretos em resina de acetato e outros dez em liga metálica (Ticonium Premium 100). Esses retentores foram submetidos a testes durante 3 anos de uso simulado em laboratório e concluíram que diferenças significantes no estresse ocorreram com as deformações sofridas com os retentores em resina de acetato.

Segunda American Dental Association (ADA) 2003, o uso de titânio e ligas de titânio para aplicações médicas e odontológicas aumentou drasticamente, nos últimos anos. Historicamente, o titânio tem sido amplamente utilizado em projetos aeroespaciais, aeronáuticos e marítimos devido a sua alta resistência e rigidez, sua baixa densidade e seu baixo peso (fatores que proporcionam uma prótese leve e de alta resistência), sua capacidade de suportar altas temperaturas e a resistência à corrosão. Nas últimas três décadas do século XX, o desenvolvimento de novos métodos de processamento, como fundição por cera perdida, usinagem assistida por computador, expandiu a gama de utilização desse material para dispositivos biomédicos. Atualmente, esse material, além de utilizado para articulações protéticas e talas cirúrgicas, também é utilizado para implantes dentários, coroas dentárias e estruturas de próteses parciais. Muitas das propriedades físicas e mecânicas do titânio, o fazem um material desejável para implantes e próteses. A força e rigidez do titânio são comparáveis aos de outras ligas nobres, comumente utilizados na odontologia e a ductilidade do titânio, quando quimicamente puro, é semelhante ao de muitas ligas dentárias. Além de todos esses fatores o titânio pode ser ligado com outros metais, como alumínio, vanádio ou ferro, para modificar suas propriedades mecânicas. O uso desse material tem suas desvantagens também. A natureza altamente reativa do titânio exige que esse metal seja fundido no vácuo e com gás inerte, para evitar a oxidação e a incorporação de oxigênio, já que estas podem levar a fragilização do metal fundido. Outra desvantagem está relacionada ao valor das máquinas de fundição disponíveis para compra no mercado, que é consideravelmente mais alto do que o valor da de fundição dentária padrão. Por outro lado, essa mesma reatividade é responsável por muitas das propriedades

favoráveis ao uso do titânio. O metal oxida quase instantaneamente no ar para formar uma camada de óxido tenaz e estável, essa camada fornece uma superfície altamente biocompatível e resistência a corrosão semelhantes à dos metais nobres. Além disso, essa camada permite a ligação de porcelanas fundidas e polímeros adesivos. Mas levando em consideração as dificuldades do processamento desse metal, o material acaba tendo uma utilidade diminuída na sua aplicação para uso em próteses parciais removíveis.

Arda e Arikan 2005, em seu estudo *in vitro*, relatam que a força de retenção de um grampo confeccionado em resina de acetato pode não ser suficiente para PPR, já que a força necessária para a remoção desse grampo é significativamente baixa. Portanto, sugerir a resina de acetato como um melhor material, mesmo ajudando a melhorar quesitos estéticos e por demonstra maior flexibilidade, resultando em cargas reduzidas nos dentes pilares, não é adequado. Assim os autores concluem que mais estudos sobre a resina de acetato devem ser realizados.

Segundo Givan 2007, a introdução de metais adicionais ao ouro aumenta a sua utilidade, proporcionando alterações da propriedade da liga através da criação de soluções sólidas. A adição de apenas 10% de cobre ao ouro, é capaz de proporcionar um aumento de quatro vezes na resistência a tração e aumento similar na dureza da liga. Para ele, as ligas preciosas atuais geralmente usam ouro com vários outros elementos, como paládio, platina, prata e cobre, em diferentes combinações, resultando em diferentes propriedades..

Os avanços tecnológicos também introduzem na odontologia a resina PEEK (Polietereetercetona), que segundo Callister e Rethwisch, 2007, é um biomaterial semicristalino termo-plástico, da família de grupos poliméricos (PAEKs), que é caracterizado por polietileno de alto peso molecular.

Segundo Rae et al. 2007, a resina PEEK tem atraído mais interesse do que qualquer outro material implantável para dispositivos médicos nos últimos 20 anos. Em seu estudo faz uma análise profunda desse material, quanto as propriedades térmicas, mecânicas, tensão e compressão, dureza, resistência e densidade. Segundo sua análise, esse material possui propriedades similares a outros materiais já utilizados para confecção de PPRs e em alguns casos apresenta propriedades superiores a esses materiais o que torna a resina PEEK um material promissor para uso na Odontologia.

Para Ohkubo et al. 2008, o titânio possui propriedades mecânicas

apropriadas para utilização em PPRs, além de ser um material leve em comparação as ligas convencionais e possui excelente biocompatibilidade. Os autores relatam que existem problemas quanto a fundição desse metal, ao polimento e altos custos iniciais. Relatam também que problemas como sabor desagradável, diminuição da retenção, tendência à adesão de placas, deslocamento da resina da base metálica e desgastes severos nos dentes pilares foram resolvidos gradualmente. Ainda complementa nunca ter sido relatado na literatura que PPRs com titânio falhassem drasticamente. Assim conclui que esse pode ser um material alternativo para confecção de PPRs em casos que o paciente apresente alergias a metais.

Jiao et al. 2009, realizaram seu estudo utilizando 3 PPRs distintas. Uma confeccionada totalmente em resina de poliacetato, outra híbrida, ou seja, estrutura metálica Co-Cr e grampos estéticos com resina de poliacetato, e outra convencional, com estrutura e grampos em Co-Cr. Concluíram que a PPR em poliacetato concentrou forças exageradas nos dentes pilares, já a PPR tradicional mostrou uma melhor distribuição de forças e a PPR com design híbrido causa menos estresse as estruturas de apoio quando comparada a prótese confeccionada totalmente em resina de poliacetato.

Para Kurtz 2012, a resina PEEK tem sido cada vez mais empregada na indústria como um biomaterial que pode ser usado para fins médicos. Para ele, o polímero em questão confere estabilidade a altas temperaturas, resistência a solventes e a danos por radiação, compatibilidade com agentes de reforço como fibras de vidro e carbono, além de apresentar maior resistência do que muitos metais. Ainda relata que a sua estabilidade, biocompatibilidade e propriedades mecânicas fazem da PEEK um biomaterial atrativo para a Odontologia.

Segundo Torres et al. 2012, devido à ênfase na estética, na atualidade, os dentistas têm se preocupado mais em fornecer estética e funcionalidade para as próteses parciais removíveis de seus pacientes. Algumas estratégias como sistemas de fixação, próteses parciais removíveis com um caminho rotacional de inserção, desenhos estéticos de grampos e materiais estéticos para confeccionar grampos estão sendo adotadas para satisfazer pacientes que se sentem incomodados com grampos de metal que aparecem durante o sorriso. A ideia é substituir certos braços rígidos da prótese por componentes retentivos, o que pode eliminar alguns braços antiestéticos sem prejudicar requisitos mecânicos, como suporte, retenção e estabilidade. Essas alterações proporcionam uma diminuição da cobertura de dentes

e tecidos pela PPR e seus componentes, o que minimiza o acúmulo de placa e a resposta periodontal adversa. Em seu estudo *in vitro*, para testar a retenção, no período de 0 a 5 anos, de grampos circunferenciais confeccionados em resina de acetato, relataram que muitos equipamentos específicos foram necessários e que poucos laboratórios os têm no Brasil, assim considera essa uma desvantagem entre os materiais estéticos em comparação a liga convencional para estruturas de PPR (liga Co-Cr). Por outro lado, grampos confeccionados desta resina flexível, apresentam maior flexibilidade quando comparados aos grampos confeccionados em liga de Co-Cr. Além disso, essa maior deflexão da resina de acetato, é uma propriedade para indicar seu uso em dentes que tenham algum comprometimento periodontal ou onde os requisitos de retenção são baixos. Os grampos deste material devem ter um comprimento menor e uma área de secção transversal maior quando comparados ao grampo de metal padrão. Demonstram em seu estudo que grampos feitos inteiramente em resina de acetato exigem braços retentores mais grossos e que isso pode ser considerado uma desvantagem, já que pode ser prejudicial à saúde bucal, contribuindo para o acúmulo de placa. Ainda assim, considera esse o melhor material, pois proporciona melhor estética para grampos anteriores e também por sua flexibilidade que resultaria em cargas reduzidas nos dentes pilares.

Fueki et al. 2014, relatam que a resina PEEK surgiu como um material substituto do metal procura relatar as vantagens e desvantagens desse material. Para eles as vantagens são a estética, o processo de obtenção da prótese a partir desse material elimina os processos de fundição, sendo obtidas por fresagem e também o fato de não causar alergia devido a sua biocompatibilidade. Porém relatam também que muitas vezes esses materiais não atendem aos critérios físicos necessários e ainda expõe desvantagens como a descoloração e degradação do material, dificuldade de polimento e de ajustes. Porém, segundo eles ainda são necessários estudos para padronização do desenho e da espessura das estruturas confeccionadas com esse material para aplicação segura em PPRs.

Wang et al. 2014, realizou um estudo no qual foi testada a resina PEEK modificada por nanômeros e a partir de testes *in vitro* e testes mecânicos, conclui que a resina PEEK modificada com nanômeros de zircônia, possui maior resistência ao desgaste quando comparado com o mesmo material de forma pura, além de fornecer propriedades de ação anti bacteriana.

Schwitalla et. al. 2015, relatam em seu estudo que os compostos PEEK forma testados e para eles, dentre os materiais plásticos, a superioridade destes, para aplicação na Odontologia é evidente, devido a sua alta estabilidade. Ainda relatam que esse material exibe altos valores de resistência a flexão e que devido a sua lisura superficial, não facilitam a formação de biofilme. Porém segundo os autores, maiores investigações sobre uso desse material em substituição de ligas metálicas para confecção de PPRs devem ser feitas a fim de comprovar a sua eficácia como material alternativo para esses tipos de prótese.

Silthampitag et al. 2016, visam em seu estudo avaliar o efeito de pré-tratamentos de superfícies na ligação de compósitos de resina com a resina PEEK. Após diversos testes nos corpos de prova, relatam que o pré-tratamento proporcionou efeitos significativos na interação desses materiais e ainda que, o módulo de elasticidade entre a resina PEEK e resina acrílica é menor do que entre metal e resina, o que reduz a probabilidade de problemas como fraturas.

Segundo Zoidis et al. 2016, o uso da resina PEEK na odontologia, tanto em coroas, estruturas de implantes, próteses parciais fixas e também como estruturas de PPR estão sendo investigadas. Em seu relato de caso, diz que o paciente utilizava uma PPR convencional de Co-Cr e que se queixava do sabor metálico, do peso da prótese além da aparência desagradável dos grampos metálicos. Assim foi confeccionada uma PPR na qual as partes metálicas foram substituídas pela resina PEEK e segundo ele a prótese apresentou boa estabilidade dimensional além de fornecer melhor estética. Porém, devido a visco elasticidade do material, forças excessivas podem ser prejudiciais aos dentes pilares. Assim conclui que devido a falta de evidências clínicas concretas, este material não pode ser considerado um substituto para as ligas de Co-Cr e sim um material alternativo que depende do caso do paciente para sua aplicação.

Muhsin et al., 2019, realizou um estudo no qual quis determinar as propriedades mecânicas de PEEK como material de base de prótese. Ele conclui que estruturas de prótese feitas de PEEK poderiam ser menos suscetível a fraturas. Também relata que este material pode reduzir potencialmente possíveis danos aos tecidos adjacentes. No entanto, estudos são necessários para determinar a melhor forma de vincular PEEK a dentes artificiais.

Ichikawa et al. 2019, em seu estudo, relatam que em um período de dois anos, poucas alterações de cor e textura foram observados, fatores que confirmam a

estabilidade química, embora tenha sido relatado que tais mudanças ocorrem, ocasionalmente, em grampos de materiais não metálicos e, ainda relata a excelente biocompatibilidade da resina PEEK. Relatam também que, embora não exista adesão química entre resina PEEK e resina acrílica, o fato do módulo de elasticidade entre resina PEEK e resina acrílica ser menor do que entre resina acrílica e metal, garante que a chances de fratura da prótese sejam menores. Ainda segundo eles, ao exame clínico, não foi constatado periodontite ou gengivite no dente pilar.

Arnold et. al 2019, relatam que a fabricação de PPRs por fresagem de CAD-CAM é uma potencial aplicação para a resina PEEK na Odontologia. Segundo eles a técnica CAD-CAM é adequada para confecção de PPRs, com ajustes aceitáveis. O processo CAD fornece informações precisas para o processamento de dados. O processo CAM, para processos de fresagem, mostram um resultado similar ou até melhor do que as técnicas convencionais de fabricação de PPRs.

5. DISCUSSÃO

5. DISCUSSÃO

As reabilitações orais, nas quais são indicadas as próteses parciais removíveis, compostas tradicionalmente de uma infraestrutura metálica a base de Co-Cr ou de novos materiais flexíveis que apresentem melhor resultado estético, buscam uma melhor integração biomecânica, funcional e estética com os elementos que compõem o sistema estomatognático, tentando proporcionar maior satisfação para o paciente reabilitado e ao mesmo tempo trazer resistência e durabilidade para a prótese.

As ligas de ouro foram materiais base para construção de PPRs por muito tempo, porém seu alto custo de fabricação, pelo fato de ser um metal nobre, trazia questionamentos sobre sua viabilidade. Assim, surgiram as ligas de metais básicos, em especial as ligas de cobalto-cromo. Lane 1949 relata que o custo de fabricação dessa liga é mais baixo do que as ligas de ouro e ainda relata outras vantagens, como: as gengivas e os tecidos moles mostram maior tolerância à liga de cobalto e cromo do que às ligas de ouro; por ter um alto grau de insolubilidade em fluidos orais e sua maior dureza, esse metal mantém seu brilho e alto polimento; a prótese tem um peso consideravelmente menor quando fabricada com essa liga, isso se deve ao fato do menor peso específico e à maior resistência, que permite secções mais finas.

Pulskamp 1979, em um estudo comparativo da estabilidade dimensional entre ouro tipo IV e a liga Vittalium (liga composta de cobalto-cromo mais comum na época), relata assim como Lane 1949 que o custo das ligas de ouro é superior às das ligas de cobalto-cromo, podendo ser até nove vezes mais caro, porém considera as ligas de ouro como o material mais adequado, no presente momento, para confecção de PPRs, já que em seu estudo, as fundições da liga Vittalium sofreram maiores distorções que as ligas de ouro e em contrapartida relata que mesmo com essas alterações na dimensão da liga Vittalium, maiores ajustes na hora da instalação da prótese podem minimizar os efeitos adversos.

Essa maior distorção das ligas de cobalto-cromo é um importante fator e deve ser considerado, mas diferentemente do que relata Pulskamp 1979, para Lane 1949 essas distorções se devem as temperaturas mais altas de fundição para as ligas de cobalto cromo e a maior contração na solidificação, o que faz o uso de técnicas especiais serem necessárias. E ainda relata que, as ligas de cobalto-cromo não podem ser tratadas termicamente da mesma maneira que as ligas de ouro.

Ademais Asgar 1977, relata que erros poderiam ocorrer durante o processo de fundição, desde a contração do padrão de cera até a contração de solidificação. Porém ambas podem ser compensadas pela expansão do revestimento. Para ele, as alterações dimensionais do padrão de cera, dos revestimentos, da resistência do revestimento e rugosidade da peça fundida, podem influenciar a adaptação. O autor conclui, ainda, que já existem no mercado ligas com boas propriedades e o desenvolvimento de novas ligas não resolveria os problemas existentes. Assim, é necessário resolver problemas relacionados a fusibilidade, superfície ruim, dificuldade de sondagem, má adaptação e acabamento e polimento. Ainda cita que é necessário o desenvolvimento de diferentes técnicas, equipamentos e revestimentos, já que estes foram desenvolvidos para ligas de ouro.

Além desses fatores citados, Bates 1968, relata em seu estudo, no qual analisou a perda de retenção dos grampos fundidos de ligas de cobalto-cromo, que a precisão das fundições, desenhos dos grampos e alterações nos tecidos de suporte depois da inserção da prótese, são possíveis causas para tal perda de retenção. Observou também, que existe a possibilidade da abrasão do metal sobre os dentes pilares e o polimento acabem resultando na perda de resistência friccional ou retenção dos grampos. Outra possibilidade é a relação da inserção e remoção da prótese quando realizada pelo paciente, quando fora da trajetória de inserção, determinada previamente no planejamento, ocasiona grande deflexão no braço do grampo, que pode ultrapassar o limite de tensão suportada pelo material, resultando na deformação permanente da estrutura e até sua fratura.

Alguns relatos de casos descrevem reações de sensibilidade às ligas de ouro e também ligas que contém cobalto, cromo e molibdênio (Bergenholtz et al. 1965; Soremark et al. 1966; Elgart 1971. Esses fatores e os problemas vistos na fundição das ligas de cobalto-cromo são alguns dos motivos para que a procura de novos materiais para confecção de PPRs continuassem. Assim Andersson et al. 1989 e Yamauchi et al. 1988, relatam que o titânio, material já usado na implantodontia, surge como material alternativo para confecções de PPRs, a fim de solucionar tais problemas e proporcionar conforto para esses pacientes.

Em seu relato de caso, Könönen 1995, está de acordo com Anderson et al. 1989 e Yamauchi et al. 1988 e considera o titânio como um material novo para estruturas de PPR e para ele, à medida que procedimentos e materiais de fundição se desenvolvem, o titânio provavelmente se tornará mais popular para essa

aplicação. E conclui que o titânio é um material adequado para estruturas de PPR podendo ser uma alternativa a pacientes alérgicos a outros metais, tendo base o uso de uma prótese há mais de dois anos sem complicações. Além disso, Phillips 1991 relata que o titânio possui um módulo de elasticidade menor que a liga de cobalto-cromo aumentando sua resiliência e tornando-o mais parecido com as ligas de ouro. E segundo Bridgemaña 1997, esta propriedade permite que os braços de retenção das PPRs sejam colocados em áreas retentivas mais profundas nos dentes pilares do que os com cobalto-cromo, já que o titânio é menos rígido. Essa característica é útil na clínica em situações que a estética e a saúde periodontal é uma preocupação primordial.

É notável, na literatura, que o uso de titânio é viável para a confecção de PPRs, porém são necessários mais trabalhos que avaliem a relação da qualidade da estrutura fundida e os métodos de fundição existentes. Todavia Ohkubo 2008, afirma nunca ter sido relatado que estruturas de PPR confeccionadas em titânio falhassem drasticamente.

Já no final do século XX, surge o apelo por materiais que proporcionassem maior estética às PPRs. É nesse contexto que as resinas flexíveis ganham força, com destaque para as resinas de acetato que surgem como uma alternativa para os grampos e para base de PPRs desde 1986.

Para Fitton et al., 1994; Chu e Chow, 2003, as resinas de acetato, à base de polioximetileno (POM), podem ser utilizadas para confecção de PPRs. Conforto, estabilidade, estética e biocompatibilidade são algumas vantagens, assim, tornando-as indicadas para pacientes que exigem boa estética. Segundo eles, os preparos que devem ser realizados são os mesmos que os das PPRs convencionais, como nichos oclusais, nichos no cíngulo, avaliação de planos guia, ou seja, os princípios mecânicos devem ser respeitados, assim, a prótese flexível deverá proporcionar suporte, retenção e estabilidade.

Agregando a esses fatores, Filton et al. 1994 e Turner et al. 1999, relatam que a resina de acetato possui resiliência e módulo de elasticidade suficientemente alto permitindo seu uso na fabricação de grampos retentores, conectores e elementos de suporte para PPR. Porém, relatam que a flexibilidade desse material pode ser uma desvantagem, já que contrariam o princípio da rigidez essencial para PPRs. Fato esse também relatado por Stratton et al. 1988, dizendo que a flexibilidade do grampo é um fator que também afeta a retenção e função de uma

PPR. E em concordância, Bridgemaana 1997, relata que se um material é muito flexível, o grampo pode não fornecer retenção adequada para a PPR quando o desenho da estrutura é baseado nos princípios usados para ligas de Co-Cr.

Esses fatores são confirmados por Arda e Arikan 2005 em seu estudo *in vitro*, relatando que a força de retenção de um grampo confeccionado em resina de acetato pode não ser suficiente para PPR, já que a força necessária para a remoção desse grampo é significativamente baixa. Ainda relatam que após 36 meses de uso clínico simulado, os grampos de Co-Cr perdem retenção, isso ocorre devido a deformação permanente sofrida pelos grampos de Co-Cr. No entanto, as forças de retenção dos grampos de Co-Cr ainda foram maiores do que a retenção oferecida pelos grampos de resina de acetato, ao final do estudo. Portanto, sugerir a resina de acetato como um melhor material, mesmo ajudando a melhorar quesitos estéticos e por demonstra maior flexibilidade, resultando em cargas reduzidas nos dentes pilares, não é adequado. Assim os autores concluem que mais estudos sobre a resina de acetato devem ser realizados.

Já para Wu et al. 2003, a indicação de materiais sem suporte metálico, como as resinas flexíveis, geralmente é limitada por conta da escassez de informações fornecidas pela literatura a respeito das propriedades mecânicas destes materiais, quando comparadas as ligas metálicas. Tais autores realizaram um estudo através de um ensaio de simulação de 3 anos de uso, para comparar a deformação de grampos confeccionados em ligas metálicas com os confeccionados em resinas de acetato e, constataram uma significativa deformação para os retentores diretos de resina de acetato.

Ademais, segundo Torres et al. 2012, devido ao custo ser mais elevado, pois há necessidade de materiais e equipamentos específicos, nem todos os profissionais brasileiros estão habituados a realizar este tipo de trabalho utilizando a técnica de injeção por modelagem com materiais estéticos. Isso acaba tornando-se mais uma desvantagem para estes materiais flexíveis quando comparados com as ligas convencionais de cobalto-cromo para PPR.

Deste modo, a busca incessante por um material que possa substituir as ligas de cobalto-cromo como material para confecção de PPRs, respeitando todos os critérios necessários e proporcionando melhor estética, continua.

Surge então, como alternativa, a resina PEEK, material já utilizado em outras áreas da Odontologia. Porém, segundo Fueki et al. 2014, materiais substitutos do

metal, (como o caso da resina PEEK) com apelo estético, quando comparados com metais, frequentemente não atendem aos critérios físicos necessários. A resina PEEK também elimina o processo de fundição para confecção das estruturas de PPR, o que pode ser vantajoso. Porém, ainda são necessários estudos para padronização do desenho e da espessura das estruturas confeccionadas com esse material.

Para Schwitalla et. al. 2015, os compostos PEEK testados em seu estudo exibem altos valores de resistência a flexão e não facilita a formação de biofilme devido a sua lisura superficial, como relatado, também, por Hahnel et al. 2015. E ainda para Schwitalla et. al. 2015, dentre os materiais plásticos para aplicação na Odontologia, sua superioridade é evidente, devido à sua estabilidade. Porém segundo esse mesmo autor, maiores investigações sobre uso desse material em substituição de ligas metálicas para confecção de PPRs devem ser feitas a fim de comprovar a sua eficácia como material alternativo para esses tipos de prótese.

Já Ichikawa et al. 2019, em seu estudo, relatam que em um período de dois anos, poucas alterações de cor e textura foram observados, fatores que confirmam a estabilidade química, embora tenha sido relatado que tais mudanças ocorrem, ocasionalmente, em grampos de materiais não metálicos e, ainda relata a excelente biocompatibilidade da resina PEEK. Ainda segundo eles, ao exame clínico, não foi constatado periodontite ou gengivite no dente pilar, estando de acordo com o estudo de Hahnel et al. (2015) relatando que a formação de biofilme na superfície dos grampos de resina PEEK, é igual ou inferior à da superfície de diversos materiais utilizados em PPRs.

Segundo Silthampitag et al. 2016, o módulo de elasticidade entre a resina PEEK e resina acrílica é menor do que entre metal e resina, o que reduz a probabilidade de problemas como fraturas. Já Ichikawa et al. 2019, concluem em seu trabalho que a PPR utilizando grampos de resina PEEK, obteve um resultado satisfatório em um curto período de observação. Porém, assim como o relatado por Schwitalla et. al. 2015, consideram que para uma aplicação segura desse material, novos estudos com padronizações de desenhos de grampos de resina PEEK e de laboratórios que o produzem são necessários.

6. CONCLUSÃO

6. CONCLUSÃO

Portanto, conclui-se que, as ligas de cobalto-cromo ainda são as mais utilizadas para confecção de PPRs, já que devido às suas propriedades mecânicas, ao alto grau de insolubilidade em fluidos orais mantem seu brilho e polimento, além do baixo custo de produção. Novos materiais prometem maior flexibilidade e maior estética, porém mais estudos são necessários para comprovar a eficácia de sua utilização em estruturas de PPRs.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. ADA. Titanium applications in dentistry. The Journal of the American Dental Association, Chicago, v. 134, n. 3, p. 347–349, março. 2003.
2. ANDERSSON, M.; BERGMAN, B.; BESSING, C.; ERICSON, G.; LUNDQUIST, P.; NILSON, H. Clinical results with machine duplication and spark erosion. Acta Odontologica Scandinavica, Otago, v. 47, p. 279-298, julho.1989.
3. ARDA, T.; ARIKAN, A. An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. The Journal of Prosthetic Dentistry, Istanbul, v. 94, n. 3, p. 267–274, setembro 2005.
4. ASGAR K.; Techow, B.O.; Jacobson J.M. A new alloy for partial dentures. Journal of Prosthodontic Dentistry, Michigan, v. 23, p. 36-43, janeiro.1970.
5. ASGAR, k. Melting and casting alloys. In: Valega, T.M. Proceedings of alternatives to gold alloys in Dentistry. Maryland, 1977.
6. BATES J.F. Studies on the retention of cobalt-chromium partial dentures. British Dental Journal, London, v. 125, n. 3, p. 97-102, agosto.1968.
7. BATES, J.F. The mechanical properties of the cobalt chromium alloys and their relation to partial denture design. British Dental Journal, London, v. 119, n.2. p.389-396, novembro.1965.
8. BERGENHOLTZ, A.; HEDEGARD, B.; SOREMARK, R. Studies of the transport of metal ions from gold inlays into environmental tissues. Acta Odontol Scand, Oslo, v. 23, p. 135-146, abril.1965.
9. BRIDGEMANA, J.T.; MARKER, V.A.; HUMMEL, S.K.; BENSON, B.W.; PACE, L.L. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. The Journal of Prosthetic Dentistry, Texas, v. 78, n.2, p. 187-193, agosto. 1997.
10. BRILLHART, M.; BOTSIS, J. Fatigue crack growth analysis in PEEK. International journal of fatigue, Holanda, v. 16, n. 2, p. 134-140, fevereiro.1994.
11. CALLISTER, W. D.; RETHWISCH D.G. Materials Science and Engineering: an Introduction. Jon wiley & sons, New York. 2007.
12. CHU, C.H.; CHOW, T.W. Esthetic designs of removable partial dentures. General Dentistry, Hong Kong, v. 51, n. 4, p. 322-324, jul/ago. 2003.

13. CRAWFORD, W.H.; PHILLIPS, R.W. Physical properties of wrought alloys used in dentistry. *Journal of the American Dental Association*, Indianapolis, v. 29, p. 359-374, março.1942
14. ELGARTI, M.L.; HIGDON, R.S. Allergic contact dermatitis to gold. *Arch Dermatol*, Washigton, v. 103, p. 649-653, junho.1971.
15. ERDLE, R.W.; PRANGE, C.H. *Guide to dental marerials: including ADA especification n. 14 for dental Co-Cr castings allovs.* Ed. 11962/63. Chicago.1929
16. FITTON, J.S.; DAVIES, E.H.; HOWLETT, J.A.; PEARSON, G.J. The physical properties of a polyacetal denture resin. *Clinical Materials*, Grã-Bretanha, v. 17, p. 125– 129, fevereiro.1995.
17. FUEKI, K.; OHKUBO, C.; YATABE, M.; ARAKAWA, M.; ARITA, M.; INO, S.; YAMAUCHI, M.; KANAMORI, T.; KAWAI, Y.; KAWARA, M.; KOMIYMA, O.; SUZUKI, T.; NAGATA, K.; HOSOKI, M.; MASUMI, S.; AITA, H.; ONO, T.; KONDO, H.; TAMAKI, K.; MATSUKA, Y.; TSUKASAKI, H.; FUJISAWA, M.; BABA, K.; KOYANO, K.; YATANI, H. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin-part I: Definition and indication of non-metal clasp dentures. *Journal Prosthodontic Research*, Tóquio, v. 58, p. 3-10, janeiro. 2014.
18. FUEKI, K.; OHKUBO, C.; YATABE, M.; ARAKAWA, M.; ARITA, M.; INO, S.; YAMAUCHI, M.; KANAMORI, T.; KAWAI, Y.; KAWARA, M.; KOMIYMA, O.; SUZUKI, T.; NAGATA, K.; HOSOKI, M.; MASUMI, S.; AITA, H.; ONO, T.; KONDO, H.; TAMAKI, K.; MATSUKA, Y.; TSUKASAKI, H.; FUJISAWA, M.; BABA, K.; KOYANO, K.; YATANI, H. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part II: Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures. *Journal Prosthodontic Research*, Tóquio, v. 58, p.71-84, abril. 2014
19. GIVAN D.A. Precious metals in dentistry. *Dental Clinics of North America*, Alabama, v. 51, n. 3, p. 591–601, julho. 2007.
20. HAHNEL, S.; WIESER, A. LANG, R. ROSENTRITT, M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical Oral Implants Research*, Regensburg, v. 26. p. 1297-1301, novembro. 2015.
21. ICHIKAWA, T.; KURAHASHI, K.; LIU, L.; MATSUDA, T.; ISHIDA, Y. Use of a Polyetheretherketone Clasp Retainer for Removable Partial Denture: A Case Report. *Dentistry Journal*, Tokushima, v. 7, n.1, p. 1-6, janeiro. 2019.
22. JIAO, T.; CHANG, T.; CAPUTO, A.A. Load transfer characteristics of unilateral distal extension removable partial dentures with polyacetal resin supporting components. *Australian Dental Journal*, Australia, v. 54, n. 1, p. 31–37, março. 2009.

23. KIM, J.J. Revisiting the Removable Partial Denture. *Dent Clin, Chicago*, v. 63, p. 263-278, janeiro. 2019.
24. KONONEN, M.; RINTANEN, J.; KEMPAINEN, P. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: A clinical report and literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry, Helsinki*, v. 73, n. 1, p. 4-7, janeiro. 1995.
25. KUNWARJEET, S.; HIMANSHU, A.; NARENDER. K.; NIDHI, G. Flexible thermoplastic denture base materials for aesthetical removable partial denture framework. *Journal of clinical and diagnostic research. Modinagar*, v. 7(10). p 2372-2373, outubro. 2003.
26. KURTZ, S.M. An overview of peek biomaterials, *PEEK Biomaterials Handbook*. Elsevier, Holanda. 2012.
27. LANE, J.R. A survey of dental alloys. *The Journal of the American Dental Association, Cambridge*, v. 39, n. 4, p. 414-437, outubro.1949
28. LASSILA L.V.J.; VALLITU P.K. Effect of water and artificial saliva on the low cycle fatigue resistance of cobalt–chromium dental alloy. *Journal Prosthetic Denture, Turku*, v. 80, p.708–13, dezembro.1998.
29. LEWIS, A.J. Failure of removable partial denture castings during service. *Journal of Prosthodontic Dentistry, Western Australia*, v. 39, n.2. p. 147-149, fevereiro. 1978.
30. MUSHIN, S.A.; HATTON, P.V.; JOHNSON, A.; SERENO, N.; WOOD, D.J. Determination of Polyetheretherketone (PEEK) Mechanical Properties as a Denture Material. *The Saudi Dental Journal, Riade*, v. 31, p. 382-391, julho. 2019.
31. NAJEEB, S.; NAZAR, M.S.; KHURSHID, Z.; SIDDIQUI, F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research, Sheffield*, v. 60, p. 12-19, janeiro. 2016.
32. OHKUBO, C.; HANATANI, S.; HOSOI, T. Present status of titanium removable dentures – a review of the literature. *Journal Oral Rehabilitation, Yokohama*, v. 35, n. 9, p. 706-714, setembro. 2008.
33. PAFFENBARGER, G.C.; CAUL, H.J.; DICKSON, G. Base metal alloys for oral restorations. *The Journal of the American Dental Association, Washington*, v. 30, n.11, p. 852–862, junho.1943.
34. PHILLIPS, R.W. *Science of dental materials*. Ed. 9. WB Saunders: Filadélfia.1991.

35. RAE, P.; BROWN, E.N.; ORLER, E.B. The mechanical properties of poly (ether-ether-ketone)(PEEK) with emphasis on the large compressive strain response. Polymer, Elsevier, Holanda. 2007.
36. RODRIGUES, R.C.S.; MACEDO, A.P.; DE TORRES, E.M.; De MATTOS, M.G.C.; RIBEIRO, R.F.; Retention force of T-bar clasps for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. Brazilian Dental Journal, Ribeirão Preto, v. 19, n. 3, p. 209-213, julho. 2008.
37. SAVION, Y.; SHARON-BULLER, A.; KALISKER, Y.; KALISKER, N.; SELA, M. The use of dental D (polyactal resin) as an alternative for chrome-cobalt removable partial denture: a case report. Refuat Hapeh Vehashinayim, Ein Kerem, v. 18, p. 30-31, outubro. 1993.
38. SCHWITALLA, A.D.; SPINTIG, T.; KALLAGE, I.; MULLER, W.D.; Flexural behavior of PEEK materials for dental application. Dental Materials, Berlin, v. 31, n. 11, p. 1377-1384, novembro. 2015.
39. SILTHAMPITAG, P.; CHAIJAREENONT, P.; TATTAKORN, K.; BANJONGPRASERT, C.; TAKAHASHI, H.; ARKSORNNUKIT, M. Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. Dental Materials, Chiang Mai, v. 35, p. 668-674, abril.2016.
40. SILVA, B.C.M.; RIBEIRO, H.H.S.; VIANA, H.C. De MENDONÇA, M.B. Da SILVA, G.R. DIETRICH L.A. A importância da reabilitação oral através da prótese parcial removível: relato de caso. Revista de odontologia contemporânea, Patos de Minas, v. 1 n. 2 p. 71-81, dezembro. 2017.
41. SMITH E. A. Vitallium as a Substitute for Dental Gold Casting Alloys. British Dental Journal, Londres, v. 85, n. 8, p. 180, outubro. 1948.
42. SMITH, D. C. Recent developments and prospects in dental polymers. Journal of Prosthetic Dentistry, Northwestern, v. 12, p. 1066-1078, nov./dez. 1962.
43. SOREMARK, R.; FREEDMAN, G.; GOLDIN, J.; GETTLEMAN, L. Structure and microdistribution of components of gold alloys. Journal of Dental Research, Boston, v. 45, p. 1723-1725, novembro.1966.
44. STRATTON, R.; WIEBELT, F.J. Retention and retainers. In: An atlas of removable partial denture design. Quintessence: Chicago, 1 988.
45. SYKE, L.M.; DULLABH, H.D.; CHANDLER, H.D.; BUNN, B.; ESSOP, A.R. Flexibility of technopolymer clasps compared with cobalt–chromium and titanium clasps. Journal of the South African Dental Association, Johannesburg, v. 57, p. 166-171, maio. 2002.

46. TAMIMI, F.; ALMUFLEH, B.; EMAMI, E.; ALAGEEL, O.; De MELO, F.; SENG, F.; CARON, E.; NADER, S.A.; AL-HASHEDI, A.; ALBUQUERQUE, R.; FEINE, J. Patient satisfaction with laser-sintered removable partial dentures a crossover pilot clinical trial. *Journal of Prosthodontic Dentistry, Montreal*, v. 119, n. 4, p.560-569, abril. 2018.
47. TORRES E. M.; LIRA, A.F.P.; NUNES, C.M.; RIBEIRO, R.F. Utilização do titânio na confecção de estruturas metálicas em prótese parcial removível. *Revista Argo, Porto Alegre*, v. 55, n.2, p. 181-189, abril. 2007.
48. TORRES, E.M.; DAMASCENO, I.I.S; AMARAL, B.A; RODRIGUES, R.C.S.; CARREIRO, A.F.P; RIBEIRO, R.F. Effect of acetayl resin retentive arms on the retentive force of circumferential clasps: An in vitro study. *Journal of Prosthodontic Research, Goiás*, v. 56, p. 216-221, novembro. 2012.
49. TURNER, J.W.; RADFORD, D.R.; SHERRIFF, M. Flexural properties and surface finishing of acetal resin denture clasps. *Journal Prosthodont, Londres*, v. 8. p.188-195, setembro.1999.
50. TURNER, J.W.; RADFORD, D.R.; SHERRIFF, M. Flexural properties and surface finishing of acetal resin denture clasps. *Journal Prosthodontic, Londres*, v. 8, p. 188-195, setembro. 1999.
51. VERGANI, C.E.; LEONARDI, P.; CUCCI, A.L.M.; GIAMPAOLO, E.T. Análise qualitativa e quantitativa de ligas metálicas para próteses parciais removíveis. *Revista de Odontologia da Unesp, São Paulo*, v. 23(2), p.297-305. 1994.
52. WANG, L.; HE, S.; WU, X.; LIANG, S.; MU, Z.; WEI, J.; DENG, F.; DENG, Y.; WEI, S. Polyetheretherketone/nano-fluorohydroxyapatite composite with antimicrobial activity and osseointegration properties. *Biomater, Pequim*, v. 35, p. 6758-6775, agosto. 2014.
53. WATAHA, J.C. Alloys for prosthodontic restorations. *Journal of Prosthet Denture, Georgia*, v. 87, n. 4, p. 351-63, abril. 2002.
54. WU, J.C.; LATTI, G.H.; WICKS, R.A.; SWORDS, R.L.; SCARBECZ, M. In vitro deformation of acetyl resin and metal alloy removable partial denture direct retainers. *Journal Prosthetic Denture, Tennessee*, v. 90, n. 6, p. 586-590, dezembro. 2003.
55. YAMAUCHI, M.; SAKAI, M.; KAWANO, J. Clinical application of pure titanium for cast plate dentures. *Dental Materials Journal, Gifu*, v. 7, p. 39-41, jan./mar. 1988.
56. ZOIDS, P.; PAPANATHANASIOU, I.; POLYZOIS, G. The use of a modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A Clinical Report. *Journal Prosthodontic, Athenas*, v. 25, p. 580-584, outubro. 2016.