

FACSETE – Faculdade Sete Lagoas

Adriana Dias Corpa Tardelli

**INFLUÊNCIA DO MATERIAL PARA BARRAS DE PRÓTESES SOBRE
IMPLANTE NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS, ESTÉTICA E HIGIENE**

Poços de Caldas

2022

Adriana Dias Corpa Tardelli

**INFLUÊNCIA DO MATERIAL PARA BARRAS DE PRÓTESES SOBRE
IMPLANTE NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS, ESTÉTICA E HIGIENE**

Monografia apresentada ao curso

de Especialização Lato Sensu da

FACSETE, campus avançado Escola

Santa Rosa, como requisito parcial

para conclusão do Curso de

Especialização em Prótese.

Área de concentração: Odontologia

Orientador: Prof. Giovanni Antonio Nicoli

Poços de Caldas

2022

TARDELLI, Adriana Dias Corpa

Influência do material para barras de próteses sobre implante nas propriedades mecânicas, estética e higiene

41 f.: il.

Orientador: Giovanni Antonio Nicoli

Monografia – FACSETE, Faculdade Sete Lagoas, polo avançado Escola Santa Rosa
2022

Escola Santa Rosa, 2022.

1. Barras para prótese sobre implante. 2. Distribuição de tensões. 3. Estética. 4. Higiene.

I. NICOLI, Giovani

FACSETE – Faculdade Sete Lagoas

Monografia intitulada **Influência do material para barras de próteses sobre implante nas propriedades mecânicas, estética e higiene** de autoria da aluna Adriana Dias Corpa Tardelli, aprovada pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:

Prof. Dr. Giovanni Antonio Nicoli - FACSETE – Orientador

Nome Avalista:.....

Instituição:

Poços de Caldas

2022

AGRADECIMENTOS

Aos meus familiares:

Aos meus avós Tarcílio e Iracy in memoriam pelo estímulo, carinho e exemplo, pois mesmo distantes, estiveram presentes na minha caminhada. Aquilo que um dia sonharam para mim, agora se torna real.

Ao meu esposo Carlos Alexandre e minhas filhas Juliana e Mariana, agradeço a compreensão, amor e o carinho dedicado a cada dia desta difícil caminhada.

Em especial agradeço a minha mãe Adelaide Acaricy “in memoriam” pelo incentivo, apoio, amor, compreensão e o carinho que sempre dedicou, pois sem ela seria impossível ter chegado até aqui.

Aos colegas de pós-graduação agradeço pelos anos de convivência.

Aos professores pelos conhecimentos transmitidos que contribuíram para meu crescimento profissional Prof. Dr. Claudio Marcantonio, Prof. Dr. Lélis Gustavo Nícoli e em especial ao Prof. Dr. Giovanni Antonio Nicoli orientador deste trabalho.

“Meu reconhecimento a todos que, de alguma forma, colaboraram na elaboração deste trabalho e contribuíram para a minha formação”.

RESUMO

As barras são uma ótima opção de sistema de retenção para próteses overdentures e estrutural para próteses protocolos por melhorar a distribuição de tensões e neutralizar as forças laterais e rotacionais em ambas as próteses. Quando utilizada em overdentures foi associada ao aumento da retenção e estabilidade, baixo acúmulo de placa com consequente redução da inflamação gengival e profundidade de sondagem, enquanto nas protocolos permite a correção do disparalelismo dos implantes e aumento da resistência a fratura da prótese. Complicações biomecânicas como a fratura da prótese, barra e componentes protéticos são consequências intrínsecas as propriedades dos materiais utilizados para barras de próteses overdenture e protocolo, e por isso, motivam pesquisadores a desenvolverem estudos que avaliem o desempenho mecânico destas e a combinação de materiais e inovações que superem as deficiências biomecânicas, funcionais e estéticas. Por isso, o objetivo deste trabalho foi revisar a literatura existente a fim de inferir a influência dos materiais utilizados para a confecção de barras na distribuição de tensões periimplantares, deformação da barra, desgaste da barra, retenção de cliques, higienização e satisfação estética. Os materiais analisados nesta monografia foram ouro, ligas metálicas, zircônia e polímeros. Através da análise qualitativa dos estudos incluídos pode-se inferir que: 1) Materiais com menor módulo de elasticidade propiciam menor concentração de tensões aos componentes protéticos e tecido ósseo periimplantar, 2) O PEEK, BioHPP e Trinia são materiais promissores para barras de próteses sobre implantes por terem baixo módulo de elasticidade, baixa afinidade para a adesão de biofilme e maior estética quando comparados as ligas metálicas, 3) São necessários mais estudos clínicos para avaliar a ZrO₂, pois apesar de sua estética e baixa afinidade para adesão de biofilme, seu alto módulo de elasticidade e dureza podem afetar a sobrevida da reabilitação ao propiciarem concentração de tensões e em casos de

overdentures aumentarem a troca do clipe plástico, 4) O PEEK, Trinia e ZrO₂ são materiais promissores para substituição das ligas metálicas na confecção de barra para prótese overdenture e protocolo.

Palavras chaves: Barras para prótese sobre implante; distribuição de tensões; estética; higiene.

ABSTRACT

The bars are a great choice of a retention system for overdentures and structural prostheses protocols for improving the distribution of stresses and neutralizing the lateral and rotational forces in both dentures. When used in overdentures, it was associated with increased retention and stability, low plaque accumulation with consequent reduction of gingival inflammation and probing depth, while in protocols it allows for the correction of implants' dissimilarity and increased resistance to fracture of the prosthesis. Biomechanical complications such as fracture of the prosthesis, bar, and prosthetic components are intrinsic consequences of the properties of the materials used for overdenture and protocol prosthesis bars, and therefore, motivate researchers to develop studies that evaluate their mechanical performance and the combination of materials and innovations. that overcome biomechanical, functional, and aesthetic deficiencies. Therefore, the objective of this work was to review the existing literature in order to infer the influence of the materials used for the manufacture of bars on the distribution of peri-implant stresses, bar deformation, bar wear, clip retention, hygiene, and aesthetic satisfaction. The materials analyzed in this review were gold, metal alloys, zirconia, and polymers. Through the qualitative analysis of the included studies, it can be inferred that:

- 1) Materials with a lower modulus of elasticity provide a lower concentration of stress to the prosthetic components and peri-implant bone tissue,
- 2) PEEK, BioHPP and Trinia are promising materials for prosthesis bars over implants because they have a low elastic modulus, low affinity for biofilm adhesion and greater aesthetics when compared to metal alloys,
- 3) More clinical studies are needed to evaluate ZrO₂, because, despite its aesthetics and low affinity for biofilm adhesion, its high modulus of elasticity and hardness can affect the survival of the rehabilitation by providing stress concentration and in cases of overdentures increasing the replacement of the plastic clip,
- 4) PEEK, Trinia

and ZrO₂ are promising materials for replacing metallic alloys in the manufacture of the bar for overdenture prosthesis and protocol.

Keywords: Bars for implant prostheses; stress distribution; aesthetics; hygiene.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Ag-Pd: prata paládio

Au: ouro

BIOHPP: PEEK reforçado por 20% de cerâmica

Co-Cr: cobalto-cromo

Ni-Ti: níquel-titânio

PEEK: polieterecetona

PEKK: polieterecetonecetona

ZrO₂: zircônia

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. PROPOSIÇÃO.....	16
3. REVISÃO DA LITERATURA	17
3.1 Materiais.....	20
3.2 Distribuição de tensões	24
3.3 Deformação da Barra	24
3.4 Desgaste.....	24
3.5 Retenção dos cliques.....	25
3.6 Higienização	25
3.7 Satisfação estética.....	26
4. DISCUSSÃO.....	27
5. CONCLUSÃO:.....	30
6. REFERÊNCIAS.....	31

1. INTRODUÇÃO

O edentulismo segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS) é uma deficiência física com prejuízos funcionais, estéticos, e psicológicos por restringir a dieta, comprometer o suporte muscular facial, diminuir a dimensão vertical, bem como a interação social ao comprometer a fala e o psicológico do paciente (1–3). No Brasil, a prevalência de desdentados é alta, de acordo com a última pesquisa do IBGE de 2015, 16 milhões de brasileiros são edêntulos e representam 11% da população brasileira.

O tratamento reabilitador para pacientes edêntulos pode ser realizado através de próteses totais convencionais suportadas por mucosa, próteses totais suportadas por implante ou raízes removíveis (overdenture ou sobredentadura) e por próteses totais retidas por implantes fixas (protocolo) (4–9). A baixa estabilidade e retenção das próteses totais convencionais somada a dor durante a mastigação e desempenho reduzido de mastigação fez com que as próteses totais retidas por implantes se desatacassem nos últimos anos por aumentarem a retenção e suporte e propiciarem uma melhor função mastigatória, quase o dobro de força, e estética (4–9).

A overdenture, prótese total removível sustentada por dentes ou implantes dentários, é apoiada pelo Consenso de McGill e York como a opção mais eficaz que a prótese total convencional e quando comparada a prótese protocolo é mais viável economicamente, apresenta retenção e estabilidade semelhante, pode ser removida para realizar a higienização e reduz hábitos deletérios por hábitos parafuncionais (4,10–15). Assim, é uma ótima opção para pacientes com rebordos ósseos atrofiados por evitar procedimentos invasivos através da utilização de miniimplantes, restabelecer a estética e a fonética ao devolver o suporte perdido para os tecidos duros e moles e corrigir as relações intermaxilares (10,16).

No mercado existem diferentes sistemas de retenção para as overdenture como o magnético, esférico (o-ring), e o barra/clipe (4,13,17). A literatura ainda não apresenta um consenso de qual é o melhor, assim, a escolha é dependente do grau de retenção necessária, condições anatômicas locais do paciente, custo e mecanismo de transmissão de força aos implantes (17,18).

As barras são uma excelente opção de sistema de retenção para prótese overdenture e estrutural para prótese protocolo, por permitir o aumento da retenção e estabilidade, neutralização de forças laterais e rotacionais, melhora da distribuição de tensões e correção do disparalelismo dos implantes (17,18). Quando utilizada em overdenture foi associada a baixo acúmulo de placa e redução da inflamação gengival e profundidade de sondagem quando comparada à prótese protocolo (10,19,20). Ressalta-se que a associação desta a próteses protocolo permite a correção do disparalelismo dos implantes e aumento da resistência a fratura da prótese (17,18).

As barras podem ser confeccionadas por fundição, fresagem convencional e fresagem CAD/CAM a depender do material utilizado (10,21). No mercado existem diferentes designs de barra, Dolder egg-shaped bars, Hader rounded bars, and milled square-shaped bars, as quais podem ser confeccionadas por diferentes materiais tais como ligas metálicas de ouro (Au), prata-paládio (Ag-Pd), cobalto-cromo (Co-Cr), níquel-titânio (Ni-Ti), titânio, zircônia, polietereetercetona (PEEK), PEEK reforçado por 20% de cerâmica (BioHPP) e resina reforçada com fibra (Trinia) (10,22–26).

As ligas de ouro foram as primeiras a serem utilizadas, no entanto seu alto custo fez com que ligas metálicas alternativas fossem propostas (11,27). Dentre elas a liga de Co-Cr é utilizada desde 1930 para confecção de estruturas metálicas e quando comparada as de ouro apresenta maior dureza, menor densidade, boa resistência a corrosão, menor

custo, maior rigidez e maior temperatura de fusão. No entanto, apresenta menor reprodução de detalhes e demanda dificuldades para acabamento e polimento, além de necessitar de um equipamento de fundição especial (11,27).

A liga de Ag-Pd permite uma ótima precisão de ajuste, custo reduzido em relação as de Au, capacidade de suportar carga, versatilidade de design, e menor rigidez (27,28). Enquanto o Ti apresenta excelentes propriedades mecânicas, resistência a corrosão e suas barras podem ser confeccionadas por fresagem convencional ou CAD-CAM, reitera-se que a técnica de fundição não é indicada por apresentar alto ponto de fusão e baixa densidade (24,29). Quanto as ligas de Ni-Cr e Ni-Ti, atenção especial deve ser dada em sua utilização, pois o Ni pode induzir reações alérgicas (24).

A demanda estética associada a legislação de alguns países frente a alergias por ligas metálicas fez com que novos materiais fossem desenvolvidos tais como PEEK, BioHPP e Trinia, que apresentam bom desempenho mecânico, baixo módulo de elasticidade, baixa afinidade para adesão do biofilme, além de maior estética (10,22,30,31). A zircônia (ZrO_2), além de sua estética apresenta alta tenacidade a fratura, alta resistência mecânica e rigidez, no entanto, apresenta uma alta dureza superficial que pode propiciar o aumento do desgaste do clipe e assim acelerar a troca de cliques plásticos tornando questionável seu uso em casos de overdentures (4,27,32,33).

Ressalta-se que a seleção do material a ser utilizado é um fator importante a ser considerado por poder afetar a sobrevivência a longo prazo da reabilitação por exibirem diferentes comportamentos biomecânicos que podem transmitir forças destrutivas ao complexo pilar/implante/osso alveolar (4,11,22,24,26,27,34). Por isso, atenção especial é dada a rigidez do material selecionado, pois de acordo com a literatura (35–38) materiais menos rígidos propiciam maiores concentrações de tensões no parafuso e outros

componentes da prótese quando comparados aos mais rígidos por terem maior flexibilidade, além de possibilitarem menor retenção (4,12,24).

Além das complicações biomecânicas inerentes às propriedades do material da barra como fraturas da barra e componentes protéticos, afrouxamento do parafuso, alterações de tecido moles, reabsorção óssea e perda da osseointegração (11,24,26). Outras podem ser ocasionadas por falhas na estrutura final como bolhas, desajustes marginais, e distorções que afetam o assentamento passivo da estrutura e propiciam concentrações de tensões por potencializarem a fadiga mecânica ao excederem a resistência do material (11,24,26). Ressalta-se, que as etapas clínicas e laboratoriais que podem ocasionar tais falhas são a técnica e o material selecionado para moldagem, distorções no modelo de gesso mestre e procedimentos de enceramento, fundição e usinagem da estrutura final (11,24,26).

A busca de um material que apresente melhor comportamento mecânico para próteses implantossuportadas retidas por barras e técnicas de confecção, que acelerem o tempo de produção e diminuam custo, motiva pesquisadores. As últimas pesquisas relatadas na literatura visam substituir a infraestrutura metálica, alvo de discussão por sua estética e presença de íons metálicos que podem ser alergênicos como o Ni, por isso novos, materiais são desenvolvidos e propostos como a zircônia, PEEK, PEKK, BioHPP e Trinia.

2. PROPOSIÇÃO

As possíveis complicações biomecânicas inerentes as propriedades dos materiais utilizados para barras de overdentures e protocolo motivam pesquisadores a desenvolverem estudos que avaliem o desempenho mecânico destas e a combinação de materiais e inovações que superem as deficiências biomecânicas, funcionais e estéticas (24,39–42). Por isso, esta monografia visou avaliar a literatura existente a fim de inferir a influência dos materiais utilizados para a confecção de barras na distribuição de tensões periimplantares, deformação da barra, desgaste da barra, retenção de cliques, higienização e satisfação estética.

3. REVISÃO DA LITERATURA

Nesta seção serão abordados os materiais utilizados para barras de overdenture e protocolo, bem como os resultados presentes na literatura para distribuição de tensões, deformação da barra, desgaste da barra, retenção dos cliques, higienização e satisfação estética.

O tratamento com prótese overdenture apresenta uma série de vantagens em relação à prótese total convencional como: preservação do osso alveolar, melhora da estabilidade e retenção da prótese e aumento da eficiência e força mastigatória, refletindo em maior segurança no uso da prótese, melhora da qualidade de vida do indivíduo e autoestima (4,9,43,44).

A escolha do sistema de retenção da prótese de overdenture tem um papel importante para o sucesso do tratamento, diversos são os tipos de sistema de retenção, cada qual com sua vantagem e desvantagem, podendo ser classificado em sistema esférico (o-ring), sistema magnético, e sistema barra-clipe (3,4,17,44). A seleção do sistema de retenção da overdenture está relacionada a qualidade do suporte ósseo, a facilidade de higienização, adaptação e remoção da prótese pelo paciente, bem como a forma do maxilar (3,4,17,44).

Segundo a literatura o sistema magnético fornece a menor força de retenção em relação aos outros sistemas de encaixe e perde sua capacidade de retenção muito rapidamente (3,4,10,17,44). Os encaixes esférico e barra-clipe apresentam maior grau de retenção, sendo recomendados em atrofia avançada da crista óssea alveolar e em casos que exigem maior retenção e estabilidade (3,4,10,17,44).

O sistema barra-clipe consiste de uma barra plástica para fundição ou já em metal, e, de um clipe de retenção (3,4,10,17,44). Esses cliques podem ser plásticos ou metálicos e resilientes ou rígidos, portanto a barra deste sistema pode ser fundida ou fabricada

(3,4,10,17,44). Neste sistema, os implantes são unidos pela barra e o clipe é alojado dentro da prótese e se encaixará na barra quando a prótese estiver em posição na boca, permitindo assim a distribuição de carga entre os elementos que suportam a prótese, estabilidade da prótese, melhora da função mastigatória e consequente melhora da qualidade de vida do paciente (3,4,10,17,44).

Ao comparar os sistemas de retenção mais utilizados, barra clipe e o'ring, o sistema barra clipe apresenta melhor eficiência mastigatória, maior retenção e menor necessidade de consulta de reparos, enquanto, o sistema o'ring transfere uma menor carga aos implantes, permite uma ótima resposta dos tecidos periimplantares por ser mais resiliente, apresenta menor índice de hiperplasia, facilidade de higienização, menor custo e é o mais simples (3,4,10,17,44). Kenney et al. (44) ao compararem os sistemas de retenção barra clipe e o'ring em um estudo clínico demonstraram não existir diferença significativa em relação a perda óssea perimplantar e grau de satisfação dos pacientes.

A prótese protocolo de Branemark reabilita arcos edêntulos de pacientes que possuem perda óssea considerável, é vantajosa quando comparada a prótese total convencional e overdenture por aumentar a autoestima do paciente por ser fixa e assim assegurar uma melhor função mastigatória e estética (4–9). A base da prótese protocolo é uma barra de titânio, material biocompatível com o organismo humano, com baixo potencial alergênico e que não causa rejeição, esta estrutura de titânio é leve permitindo ao usuário tranquilidade para mastigar, falar e sorrir (24,29).

Nas próteses protocolo, a barra estrutural pode ser confeccionada por fundição, fresagem convencional e fresagem CAD-CAM (4,32). Os materiais utilizados para confecção desta barra são: ouro (Au), prata-paládio (Ag-Pd), cobalto-cromo (Co-Cr), níquel-titânio (Ni-Ti), titânio, zircônia, polietercetonecetona (PEKK), polietercetona

(PEEK), PEEK reforçado com 20% de cerâmica (Bio HPP) e PEEK reforçado com fibra (Trinia) (4,10,11,22,24,27–33,45–52).

A maneira mais rápida e econômica de produzir uma barra de protocolo é através do processo de fundição (11,24,26). O método de produção desta barra é composto de várias etapas que devem ser precisamente executadas: moldagem, confecção precisa do modelo, enceramento com material calcinável, inclusão em revestimento e fundição (11,24,26). Às vezes, o resultado da fundição não corresponde as expectativas, e geralmente culpam os materiais utilizados ou o processo de fundição, porém na maioria das vezes o fracasso está na falha de execução de alguma etapa, portanto, é necessário seguir as etapas corretamente e com critério, caso seja detectado algum erro, é necessário parar e corrigir, caso não seja possível, começar novamente (11,24,26).

A barra de reforço em titânio fresada é uma alternativa moderna de barra metálica, porque é projetada e executada em sistemas computadorizados CAD-CAM (24,29). A moldagem digital da boca é realizada com auxílio de scanners intra-orais sendo as imagens obtidas a base do projeto computadorizado, permitindo que a fresagem da barra seja executada por impressoras 3D e como resultado uma peça personalizada para as necessidades de cada paciente (24,29). Ressalta-se que o projeto computadorizado de uma barra permite que as perfurações sejam estrategicamente posicionadas de acordo com o formato ósseo do paciente (24,29).

Barras confeccionadas pela técnica CAD-CAM possibilitam a utilização do titânio como matéria prima material este equivalente ao do mini pilar propiciando assim maior biocompatibilidade biomecânica, além disso possui peso de peça inferior as produzidas pela técnica convencional, assegura assentamento passivo da peça, adaptação vertical satisfatória com consequente bom resultado estético e funcional (24,29).

Destaca-se que a instalação de uma prótese sobre implantes com desajustes marginais da infraestrutura protética propicia tensões de grande intensidade no implante, por isso, a adaptação da infraestrutura da prótese sobre implante tem que ser passiva para permitir uma maior longevidade da prótese (11,24,26). Ressalta-se que em reabilitações implanto suportadas as complicações provenientes da desadaptação da infraestrutura protética são agravadas pela inexistência de ligamento periodontal (11,24,26).

3.1 Materiais

Atenção especial deve ser dada no processo de seleção do material utilizado para barras de próteses protocolo ou overdenture, pois as propriedades mecânicas destes materiais podem induzir a transmissão de forças destrutivas na interface osso alveolar/implante (4,10,11,22,24,27–33,45–52). Assim, nesta seção são descritos os materiais mais utilizados para a confecção de barras para próteses implantosuportadas.

Ligas metálicas

Co-Cr

As ligas de ouro foram as primeiras a serem utilizadas, no entanto seu alto custo fez com que ligas metálicas alternativas fossem propostas (11,27). Dentre elas a liga de cobalto-cromo é utilizada desde 1930 para a confecção de estruturas metálicas (11,27). As barras de Co-Cr podem ser confeccionadas por fundição pela técnica da cera perdida e por fresagem, quando comparada as de ouro apresentam maior dureza, menor densidade, boa resistência a corrosão, menor custo, maior rigidez e maior temperatura de fusão (11,27). No entanto, apresentam menor reprodução de detalhes e demandam dificuldades para o acabamento e polimento, além de necessitarem de um equipamento de fundição especial (11,27).

Ag-Pd

A liga de prata-paládio (Ag-Pd) permite uma ótima precisão de ajuste, custo reduzido em relação a de ouro, capacidade de suportar carga e versatilidade de design (27,28). Quando comparada à de Co-Cr apresenta menor rigidez, além de suas estruturas produzidas serem mais volumosas, que limitam sua utilização em espaços orais reduzidos (27,53).

Titânio

O titânio e suas ligas são materiais biocompatíveis, resistentes a corrosão, com excelentes propriedades mecânicas (24). A confecção de barras de Ti e suas ligas geralmente é por fresagem convencional ou CAD/CAM, pois a técnica de fundição não é indicada por apresentar alto ponto de fusão e baixa densidade (24,29).

Ni-Cr

As ligas de Ni-Cr geralmente são utilizadas em países em desenvolvimento devido seu baixo custo, no entanto apresentam desvantagens como dificuldades para acabamento e polimento (24,45,46). Além de o Ni ser um elemento químico que pode induzir reações alérgicas (24). As barras podem ser obtidas por fresagem convencional, CAD/CAM e fundição (24,45,46).

PEEK

O poliéteretercetona (PEEK) é um polímero termoplástico semicristalino biocompatível, que se tornou promissor nos últimos anos para a confecção de barras por CAD/CAM e injeção por ser quimicamente inerte com relação resistência/peso favorável, radiolúcido, resistente a corrosão e ao desgaste, bom desempenho mecânico com baixo módulo de elasticidade, que permite a absorção de tensões e fluência mínima (10,47–49). É uma ótima opção para pacientes alérgicos as ligas metálicas de Co-Cr e titânio, além de ser mais estético e ter baixa afinidade a adesão de biofilme (10,47–50).

PEKK

O PEKK (polietercetonecetona) e o PEEK (polietercetona) tem estruturas químicas semelhantes, no entanto o PEKK substitui uma das ligações flexíveis éter por um grupo de cetona mais rígido. Este polímero está no topo da família PAEKs (poliariletercetonas) e sua resistência a compressão é por volta de 80% maior do que a do PEEK (54–56).

Em relação aos requisitos biológicos, o PEKK é um biomaterial polimérico inerte e não alergênico sendo indicado como substituto para ligas metálicas em diversos tipos de prótese, além de acumular menos biofilme do que cerâmicas e ligas metálicas.

Segundo Villefort et al. (57), as principais diferenças relacionadas ao comportamento mecânico do PEKK e PEEK para barras de prótese total sob o conceito “all on four” são refletidos no parafuso protético e na base doacrílico. Para absorção de choque esta foi superior para PEKK e resultou em uma menor concentração de tensão no parafuso protético e na base da prótese, e assim para aplicação clínica representa menor risco de fratura na base doacrílico e afrouxamento do parafuso. Enquanto menor concentração de tensão foi observada na estrutura PEEK.

Bio-HPP

O Bio-HPP, PEEK modificado pela adição de 20% de cargas cerâmicas, é um polímero de alto desempenho, quimicamente inerte, com boas propriedades mecânicas, baixo módulo de elasticidade, baixa dureza superficial, baixa densidade, baixa adesão de biofilme e de estética superior as ligas metálicas (4,51).

Zircônia (ZrO₂)

O policristal de zircônia tetragonal estabilizado com ítria é um material cerâmico estável quimicamente, que pode ser utilizado para a confecção de barras por fresagem convencional e CAD/CAM (4,32). Quando comparado as ligas metálicas apresenta boa estética, baixa condutividade térmica e elétrica, alta tenacidade a fratura, alta resistência mecânica e rigidez (4,27,32,33). No entanto, apresenta uma alta dureza superficial que propicia o desgaste da estrutura que se relaciona (4,27).

Resina reforçada com fibra (Trinia)

A Bicon Dental Implants desenvolveu uma resina reforçada com fibra (Trinia) que apresenta resistência a flexão e compressão comparável ao Co-Cr e com peso inferior a zircônia e Co-Cr (22,30,31,52). A barra pode ser obtida por fresagem CAD/CAM e é promissora por apresentar reduzido módulo de elasticidade por ser um material resinoso, que dissipa as cargas submetidas e absorve parte das aplicadas (22,30,31,52).

3.2 Distribuição de tensões

A análise da distribuição de tensões pelo Método de Elementos Finitos realizada por Dos Santos et al. (11,12) e Ferreira et al. (24) demonstrou que quanto menor a rigidez do material menor a concentração de tensões no tecido ósseo periimplantar no caso de barras para próteses overdentures (11,12) e protocolo (24). Nestes estudos (11,12,24) as barras de Ti propiciaram menores tensões quando comparadas as de Co-Cr e Ni-Cr, materiais mais rígidos que Ti.

Torres et al. (26) corroboraram através da análise fotoelástica ao demonstrarem que a barra de Co-Cr para prótese protocolo transmitiu maiores tensões que a de Ti, por ser mais rígida. Enquanto, Zapparoli et al. (22) relataram que a Trinia é um material promissor para barras de próteses protocolos por gerar a melhor distribuição de tensões por ser menos rígido diminuindo assim as chances de sobrecarga dos componentes protéticos, além de seu peso inferior.

3.3 Deformação da Barra

Através do Método de Elementos finitos Dos Santos et al. (11,12) observaram que as barras de Ti quando comparadas as de Co-Cr e Ni-Cr apresentaram menor deformação das barras. Enquanto, Jacques et al. (27) demonstraram através da análise de compressão pela máquina de ensaios universais que as barras de Ag-Pd deformam perto da aplicação da carga e as de Co-Cr próximas aos abutments.

3.4 Desgaste

Saito et al. (25) demonstraram pelo método de ciclagem mecânica que a barra de Co-Cr apresentou menos desgaste quando comparada à de Ti e a de ouro com adição de

prata (PGA) ao simular 5 anos de uso, possivelmente devido sua maior dureza, módulo de elasticidade e tenacidade.

3.5 Retenção dos cliques

Abdraboh et al. (10) demonstraram em seu acompanhamento clínico de um ano que as barras de PEEK quando comparadas as de Co-Cr apresentaram menor desgaste dos cliques plásticos por serem menos rígidas sendo um candidato promissor para substituição como o Bio-HPP avaliado por Abdelrehim et al. (4), que ofereceu retenção satisfatória dos cliques plásticos antes e após a ciclagem mecânica de 1 ano simulado quando comparadas as barras de Co-Cr e ZrO₂, que tiveram perda considerável da retenção, logo necessitam de mais trocas dos cliques. Diferente do Altonbary et al. (23), que demonstraram no acompanhamento clínico de 3 meses ausência de diferenças quanto a retenção dos cliques plásticos em barras de Co-Cr e ZrO₂.

3.6 Higienização

Altonbary et al. (23) demonstraram em seu estudo de acompanhamento clínico de 3 meses que as barras de ZrO₂ CAD/CAM quando comparadas as de Co-Cr promoveram maior facilidade de higienização por serem mais lisas e aderirem menos biofilme. E, Abdraboh et al. (10) relataram que o PEEK por ter uma superfície mais lisa que o Co-Cr também promoveu menor adesão de biofilme e facilitou a higienização.

3.7 Satisfação estética

Altonbary et al. (23) relataram a maior satisfação estética dos pacientes com as barras de ZrO_2 quando comparadas as de Co-Cr devido a cor. Como demonstrado por Abdraboh et al. (10) no qual os pacientes também preferiram a barra de PEEK por sua cor quando comparada a barra de Co-Cr.

4. DISCUSSÃO

Complicações biomecânicas inerentes as propriedades do material para barra afetam a sobrevida da reabilitação por propiciarem fratura da prótese e da barra, fratura dos componentes protéticos, perda da osseointegração, por isso novos materiais são desenvolvidos a fim de torná-los mais biocompatíveis e assim evitarem concentração de tensões (4,11,22,24,26,27,34). Por isso, esta monografia foi desenvolvida com o intuito de elucidar os materiais utilizados e a influência de suas propriedades mecânicas, módulo de elasticidade e dureza, no seu comportamento mecânico, bem como de suas propriedades físicas na satisfação estética e de higiene do paciente.

De acordo com a literatura materiais mais rígidos por sofrerem menor flexão não sobrecarregam tanto o parafuso e componentes protéticos quanto os materiais menos rígidos (35,38). No entanto, os estudos de Dos Santos et al. (11,12), Ferreira et al. (24), Torres et al. (26), e Zapparoli et al. (22), incluídos nesta monografia discordam ao demonstrarem que os materiais menos rígidos Ti (11,12,22,24,26), Au (24), Ag-Pd (24), Ni-Cr (11,12,24), Ni-Cr-Ti (26), e Trinia (22) geraram uma melhor distribuição de tensões do que a liga Co-Cr (11,12,22,24,26), mais rígida possivelmente devido esta ser mais rígida e não absorver parte da carga aplicada como os outros materiais menos rígidos.

Segundo Ferreira et al. (24) e Jacques et al. (27) materiais mais rígidos deformam-se menos por oferecerem maior resistência a flexão e fadiga. No entanto, os estudos de Dos Santos et al. (11,12) demonstraram pelo método de elementos finitos que a liga de Ti apesar de possuir metade do módulo de elasticidade que a de Co-Cr sofreu menor deformação, possivelmente devido a concentração de tensões ser proporcional à rigidez do material, assim a barra de Co-Cr por ser mais rígida foi submetida a maiores tensões e deformou-se mais.

A perda de retenção ainda é uma complicação comum de overdentures que utilizam o sistema barra/clipe, visto que a inserção e remoção somada aos ciclos mastigatórios podem ocasionar desgaste e consequente perda da retenção do clipe, assim a escolha de um sistema de retenção que propicie a menor perda de retenção e consequente menor substituição dos cliques e maior satisfação do paciente é crucial (4,17,58). De acordo com a literatura materiais para barra com menor dureza propiciam menor desgaste dos cliques (59,60), nesta monografia os estudos de Abdelrehim et al. (4) e Abdraboh et al. (10) corroboram com a literatura ao demonstrar que o BioHPP (4) e o PEEK (10) são materiais promissores para barras por apresentarem menor dureza e assim reduzirem o desgaste e consequente troca de cliques plásticos quando comparados a materiais com maior dureza como Co-Cr (4,10) e ZrO₂ (4). Diferente de Altonbary et al. (23) que ao avaliarem ZrO₂ que apresenta maior dureza que Co-Cr não encontraram diferenças na retenção, mas reiteraram a necessidade de mais estudos a longo prazo com ZrO₂.

A necessidade de melhorias estéticas somada a reações alérgicas e legislação de alguns países fez com que novos materiais fossem utilizados e desenvolvidos para a substituição da liga de Co-Cr, a mais utilizada (61–63). Como demonstrado nos estudos de Altonbary et al. (23) e Abdraboh et al. (10) a satisfação estética pelas barras de ZrO₂ (23) e PEEK (10) é significativa quando comparadas as de Co-Cr (10,23). Além de corroborarem com Turp et al. (64) ao demonstrarem melhor satisfação com a higiene bucal ao utilizarem um material mais estético, fato que pode estar associado a aparência mais estética estimular mais os pacientes a higienizarem e a superfície mais lisa e de baixa afinidade ao biofilme da ZrO₂ e PEEK (43,49,65).

Embora pareça pouco provável que exista correlação de estética, higiene e propriedades biomecânicas de materiais para barras de próteses sobre implante, na

verdade todas estas questões estão correlacionadas e são interdependentes para melhor sobrevida das próteses sobre implantes. Assim pode-se inferir que se o material da barra apresentar baixa resistência mecânica esta necessitará ser mais espessa e conseqüentemente terá uma maior área disponível para adesão de microrganismos o que redobra a necessidade de cuidados e atenção do paciente com a prótese para prevenção de mucosite, periimplantite e candidíase. Além de caso a barra metálica ter que ser espessa para compensar a propriedade mecânica desfavorável existe a possibilidade de não mimetização da cor da gengiva pela base da prótese devido a transparência do metal da barra espessa.

Assim, visto o número limitado de artigos encontrados na literatura que comparem materiais para barra de próteses overdenture e protocolo, esta monografia incentiva o desenvolvimento de mais estudos clínicos com longo tempo de acompanhamento, que avaliem a reabsorção óssea periimplantar, taxas de complicações por fratura da barra, componentes protéticos e implante, bem como satisfação do paciente com a retenção, estabilidade, estética e higienização.

Ressalta-se que a avaliação dos materiais quanto a distribuição de tensões apenas pelos métodos de análise fotoelástica e método de elementos finitos devem ser avaliadas com cautela por não representarem a realidade clínica, pois o organismo humano é um sistema complexo devendo ser estabelecido o tratamento personalizado de acordo com as condições locais e sistêmicas do paciente como a presença de hábitos parafuncionais, tabagismo, doenças cardiovasculares, diabetes, dentre outras, que podem influenciar na sobrevida do tratamento.

5. CONCLUSÃO

Através da análise qualitativa dos estudos incluídos pode-se inferir que:

- 1) Materiais com menor módulo de elasticidade propiciam menor concentração de tensões aos componentes protéticos e tecido ósseo periimplantar.
- 2) O PEEK, BioHPP e Trinia são materiais promissores para barra de próteses sobre implantes por terem baixo módulo de elasticidade, baixa afinidade para a adesão de biofilme e maior estética quando comparados as ligas metálicas.
- 3) São necessários mais estudos clínicos para avaliar a ZrO_2 , pois apesar de sua estética e baixa afinidade para adesão de biofilme, seu alto módulo de elasticidade e dureza podem afetar a sobrevida da reabilitação ao propiciarem concentração de tensões e em casos de overdentures aumentarem a troca do clipe plástico.
- 4) O PEEK, Trinia e ZrO_2 são materiais promissores para substituição das ligas metálicas na confecção de barra para prótese overdenture e protocolo.

6. REFERÊNCIAS

1. Sánchez-Siles M, Ballester-Ferrandis JF, Salazar-Sánchez N, Gómez-García FJ, Moraleja-Ruiz R, Camacho-Alonso F. Long-term evaluation of quality of life and satisfaction between implant bar overdentures and conventional complete dentures: A 23 years retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(2):208–14.
2. Bradbury J, Thomason JM, Jepson NJA, Walls AW., Allen PF, Moynihan PJ. Fruit and Vegetable Intake in the Edentulous. *J Dent Res*. 2006;85(5):463–8.
3. Allen PF. Association between diet, social resources and oral health related quality of life in edentulous patients. *J Oral Rehabil*. 2005;32(9):623–8.
4. Abdelrehim A, Abdelhakim A, ElDakkak S. Influence of different materials on retention behavior of CAD-CAM fabricated bar attachments. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2021;1–11. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.01.012>
5. Critchlow SB, Ellis JS. Prognostic indicators for conventional complete denture therapy: A review of the literature. *J Dent*. 2010;38(1):2–9.
6. Stephens GJ, di Vitale N, O’Sullivan E, McDonald A. The Influence of Interimplant Divergence on the Retention Characteristics of Locator Attachments, a Laboratory Study. *J Prosthodont*. 2014;23(6):467–75.
7. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent* [Internet]. 2014;42(12):1586–91. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2014.09.008>
8. Lemm JD, Warmuth AR, Pearson SR, Shipway PH. The influence of surface

- hardness on the fretting wear of steel pairs-Its role in debris retention in the contact. *Tribol Int* [Internet]. 2015;81:258–66. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.triboint.2014.09.003>
9. Xin X zhen, Chen J, Xiang N, Wei B. Surface Properties and Corrosion Behavior of Co-Cr Alloy Fabricated with Selective Laser Melting Technique. *Cell Biochem Biophys*. 2013;67(3):983–90.
 10. Abdraboh A, Elsyad M, Mourad S, Alameldeen H. Milled Bar with PEEK and Metal Housings for Inclined Implants Supporting Mandibular Overdentures: 1-Year Clinical, Prosthetic, and Patient-Based Outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020;35(5):982–9.
 11. dos Santos MBF, Caldas RA, Zen BM, Bacchi A, Correr-Sobrinho L. Adaptation of overdenture-bars casted in different metals and their influence on the stress distribution-A laboratory and 3D FEA. *J Biomech* [Internet]. 2015;48(1):8–13. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.11.015>
 12. dos Santos M, Bacchi A, Consani R, Correr-Sobrinho L. Influence of Diamondlike Carbon Coating of Screws on Axial Tightening Force and Stress Distribution on Overdenture Bar Frameworks with Different Fit Levels and Materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(5):1019–27.
 13. Ferrer JFM, Fernández-Estevan L, Selva-Otaolaurruchi E, Labaig-Rueda C, Solá-Ruíz MF, Agustín-Panadero R. Maxillary implant-supported overdentures: Mechanical behavior comparing individual axial and bar retention systems. A cohort study of edentulous patients. *Med*. 2020;56(3).
 14. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant

- overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology*. 2002 Jul;19(1):3–4.
15. Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Müller F, Naert I, et al. Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients - The york consensus statement. *Br Dent J*. 2009;207(4):185–6.
 16. Bueno-Samper A, Hernández-Aliaga M, Calvo-Guirado J-L. The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010 Mar;15(2):e375-8.
 17. ELSyad MA, Emera RMK, Ashmawy TM. Effect of different bar designs on axial and nonaxial retention forces of implant-retained maxillary overdentures: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2019;34(1):31–8.
 18. Elsyad MA, Khirallah AS. Circumferential bone loss around splinted and nonsplinted immediately loaded implants retaining mandibular overdentures: A randomized controlled clinical trial using cone beam computed tomography. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2016;116(5):741–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.03.005>
 19. ElSyad MA, Alameldeen HE, Elsaih EA. Four-implant-supported fixed prosthesis and milled bar overdentures for rehabilitation of the edentulous mandible: A 1-year randomized controlled clinical and radiographic study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34(6):1493–1503.
 20. ELSyad MA, Elgamal M, Mohammed Askar O, Youssef Al-Tonbary G. Patient satisfaction and oral health-related quality of life (OHRQoL) of conventional denture, fixed prosthesis and milled bar overdenture for All-on-4 implant

- rehabilitation. A crossover study. *Clin Oral Implants Res.* 2019 Nov;30(11):1107–17.
21. Martínez-Lage-Azorín JF, Segura-Andrés G, Faus-López J, Agustín-Panadero R. Rehabilitation with implant-supported overdentures in total edentulous patients: A review. *J Clin Exp Dent.* 2013 Dec;5(5):e267-72.
 22. Zaparolli D, Peixoto RF, Pupim D, Macedo AP, Toniollo MB, Mattos M da GC de. Photoelastic analysis of mandibular full-arch implant-supported fixed dentures made with different bar materials and manufacturing techniques. *Mater Sci Eng C [Internet].* 2017;81(July 2016):144–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2017.07.052>
 23. Altonbary GY, Emera RMK. Patient satisfaction and masticatory performance of zirconia bar compared to cobalt chromium bar retaining mandibular implant overdenture: A crossover study. *J Oral Rehabil.* 2021;48(7):827–35.
 24. Ferreira MB, Barão VA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mater Sci Eng C [Internet].* 2014;35(1):92–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2013.10.022>
 25. Saito M, Kanazawa M, Takahashi H, Uo M, Minakuchi S. Trend of change in retentive force for bar attachments with different materials. *J Prosthet Dent [Internet].* 2014;112(6):1545–52. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.10.029>
 26. de Torres ÉM, Barbosa GAS, Bernardes SR, de Mattos M da GC, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *J Biomech.* 2011;44(9):1735–9.

27. Jacques LB, Moura MS, Suedam V, Souza EAC, Rubo JH. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(7):737–41.
28. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(3):241–7.
29. Peralini ARF, Benjamin CM, Ribeiro RF, Scaf G, Adabo GL. The effect of coating patterns with spinel-based investment on the castability and porosity of titanium cast into three phosphate-bonded investments. *J Prosthodont [Internet].* 2010;19(7):517–22. Available from:
<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-77957306724&doi=10.1111%2Fj.1532-849X.2010.00629.x&partnerID=40&md5=f485e6669e431130de18e6124351ce9a>
30. Çiftçi Y, Canay Ş. Stress Distribution on the Metal Framework of the Implant-Supported Fixed Prosthesis Using Different Veneering Materials. *Int J Prosthodont [Internet].* 2001;14(5):406–11. Available from:
<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0035453101&partnerID=40&md5=427d96656bd3d99939c034da07142f9a>
31. Seemann R, Marincola M, Seay D, Perisanidis C, Barger N, Ewers R. Preliminary results of fixed, fiber-reinforced resin bridges on four 4- × 5-mm ultrashort implants in compromised bony sites: A pilot study. *J Oral Maxillofac Surg [Internet].* 2015;73(4):630–40. Available from:
<http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2014.10.031>
32. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CHF. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J*

- Prosthodont [Internet]. 2007;20(4):383–8. Available from:
<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-34250653055&partnerID=40&md5=ee2c03c1772d3f1fd03284ab5087ce02>
33. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater.* 2007;23(8):1018–29.
 34. Gomes E, Rocha E, Oliveira E. Superstructure Materials on Stress Distribution in a Single Implant – Supported Prosthesis : Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(6):10–3.
 35. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int.* 1990 Jul;21(7):563–70.
 36. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(2):188–98.
 37. Duyck J, Naert I. Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2002;15(4):389–96.
 38. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001 Jun;85(6):585–98.
 39. Assunção WG, Gomes EA, Barão VAR, Delben JA, Tabata LF, De Sousa EAC. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: A finite element analysis. *J Craniofac Surg*

- [Internet]. 2010;21(3):689–95. Available from:
<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-77952831265&doi=10.1097%2FSCS.0b013e3181d7f2e5&partnerID=40&md5=8a82bdece14e254a6d9d4ee186a84e16>
40. Dargahi J, Najarian S, Talebi M. Analysis of the effects of different materials in a tooth implant-supported fixed prosthesis using finite element method. *Biomed Mater Eng* [Internet]. 2005;15(4):317–31. Available from:
<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-22244493952&partnerID=40&md5=52629816096ce3a5855cc62628083d20>
41. CHUN H-J, PARK D-N, HAN C-H, HEO S-J, HEO M-S, KOAK J-Y. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil* [Internet]. 2005 Mar 1;32(3):193–205. Available from: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2004.01407.x>
42. Çiftçi Y, Canay Ş. The Effect of Veneering Materials on Stress Distribution in Implant-Supported Fixed Prosthetic Restorations. *Int J Oral Maxillofac Implant* [Internet]. 2000;15(4):571–82. Available from:
<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0034221730&partnerID=40&md5=c69f3609944cd94413b52b99bf74fc48>
43. Anastassiadou V, Heath MR. The development of a simple objective test of mastication suitable for older people, using chewing gums. *Gerodontology*. 2001 Dec;18(2):79–86.
44. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. :559–64.
45. Moffa JP. Biological effects of nickel-containing dental alloys. Council on

- Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 1982;104(4):501–5. Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0020119711&doi=10.14219%2Fjada.archive.1982.0223&partnerID=40&md5=1464abd22d2d31fd9898f368cd70f251>
46. Drago C, Howell K. Concepts for Designing and Fabricating Metal Implant Frameworks for Hybrid Implant Protheses. *J Prosthodont* [Internet]. 2012;21(5):413–24. Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84863865014&doi=10.1111%2Fj.1532-849X.2012.00835.x&partnerID=40&md5=63784d940beb08378dc3d84dbaa5c10f>
47. Elkabbany A, Kern M, Elkhadem AH, Wille S, A. Amer A, Chaar MS. Retention of metallic and non-metallic double-crown-retained mandibular overdentures on implants: An in-vitro study. *J Prosthodont Res*. 2020;64(4):384–90.
48. Rosentritt M, Schneider-Feyrer S, Behr M, Preis V. In Vitro Shock Absorption Tests on Implant-Supported Crowns: Influence of Crown Materials and Luting Agents. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(1):116–122.
49. Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2018 Apr;119(4):516–21.
50. Browaeys H, Dierens M, Ruyffelaert C, Matthijs C, De Bruyn H, Vandeweghe S. Ongoing Crestal Bone Loss around Implants Subjected to Computer-Guided Flapless Surgery and Immediate Loading Using the All-on-4® Concept. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Oct;17(5):831–43.

51. Kassem YM, Alshimy AM, El-Shabrawy SM. Mechanical Evaluation of Polyetheretherketone Compared With Zirconia As a Dental Implant Material. *Alexandria Dent J.* 2019;44(2):61–6.
52. Bonfante EA, Suzuki M, Carvalho RM, Hirata R, Lubelski W, Bonfante G, et al. Digitally produced fiber-reinforced composite substructures for three-unit implant-supported fixed dental prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(2):321–9.
53. Hulterström M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4):475–80.
54. Alsdon O, Wood D, Patrick D, Pollington S. Fatigue behavior and damage modes of high performance poly-ether-ketone-ketone PEKK bilayered crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020 Oct;110:103957.
55. Rauch A, Hahnel S, Günther E, Bidmon W, Schierz O. Tooth-colored CAD/CAM materials for application in 3-unit fixed dental prostheses in the molar area: An illustrated clinical comparison. *Materials (Basel).* 2020;13(24):1–9.
56. da Cunha Vasconcelos G, Mazur RL, Botelho EC, Rezende MC, Costa ML. Evaluation of crystallization kinetics of poly (ether-ketone- ketone) and poly (ether-ether- ketone) by DSC. *J Aerosp Technol Manag.* 2010;2(2):155–62.
57. Villefort RF, Diamantino PJS, Zeidler SLV von, Borges ALS, Silva-Concílio LR, Saavedra G deSiqueira FA, et al. Mechanical Response of PEKK and PEEK As Frameworks for Implant-Supported Full-Arch Fixed Dental Prosthesis: 3D Finite Element Analysis. *Eur J Dent.* 2022 Feb;16(1):115–21.

58. Salehi R, Shayegh SS, Johnston WM, Hakimaneh SMR. Effects of interimplant distance and cyclic dislodgement on retention of LOCATOR and ball attachments: An in vitro study. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2019;122(6):550–6. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.12.023>
59. Passos SP, Torrealba Y, Major P, Linke B, Flores-Mir C, Nychka JA. In Vitro Wear Behavior of Zirconia Opposing Enamel: A Systematic Review. *J Prosthodont*. 2014;23(8):593–601.
60. Park JH, Park S, Lee K, Yun KD, Lim HP. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;111(1):20–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.06.002>
61. Zoidis P, Papathanasiou 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. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2016 Oct;25(7):580–4.
62. Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N, Gedela S. The Role of Polyether Ether Ketone (PEEK) in Dentistry - A Review. *J Med Life* [Internet]. 2019;12(1):5–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31123518>
63. HHS F and DA. Dental devices; dental noble metal alloys and dental base metal alloys; designation of special controls. Final rule. *Fed Regist*. 2004 Aug;69(162):51765–6.
64. Turp I, Bozdağ E, Sünbuloğlu E, Kahruman C, Yusufoglu I, Bayraktar G. Retention and surface changes of zirconia primary crowns with secondary crowns of different materials. *Clin Oral Investig*. 2014 Nov;18(8):2023–35.

65. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res.* 2015 Nov;26(11):1297–301.