Mestrado Integrado em Medicina Dentária da Universidade do Porto

Artigo de Revisão Bibliográfica

"Materiais não-metálicos para infraestruturas em Prostodontia"

Sandra Vanessa Almeida Campos

Porto, 2019

“Materiais não-metálicos para infraestruturas em Prostodontia”

Unidade Curricular “Monografia de Investigação / Relatório de Atividade Clínica”

Artigo de Revisão Bibliográfica

Sandra Vanessa Almeida Campos

Aluna do 5º Ano do Mestrado Integrado em Medicina Dentária da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

sandracampos.7@hotmail.com

Orientadora:

Prof. Doutora Maria Margarida Ferreira Sampaio Fernandes

Professora Auxiliar da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

mfernandes@fmd.up.pt

Coorientadora:

Prof. Doutora Susana João Cunha de Oliveira

Professora Auxiliar da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

soliveira@fmd.up.pt

Porto, 2019

"(…) Sê todo em cada coisa. Põe quanto és

No mínimo que fazes. (…)"

Ricardo Reis, *in* "Odes"

Heterónimo de Fernando Pessoa

Agradecimentos

À minha orientadora, Professora Doutora Maria Margarida Ferreira Sampaio Fernandes, por ter aceite orientar-me e sugestão do tema mas também por despoletar o meu sentido crítico neste trabalho.

À minha coorientadora, Professora Doutora Susana João Cunha de Oliveira por toda a ajuda, conhecimento e dicas partilhadas essenciais na elaboração deste trabalho. E também, nos meus momentos de "bloqueio" que sem ela não seria possível.

À minha família, principalmente aos meus pais que sempre me apoiaram em todas as escolhas na vida incondicionalmente, a eles lhes devo tudo. Ao meu anjo da guarda, que está sempre lá em cima a olhar por mim.

Ao meu namorado, que me aturou nos momentos de lágrimas de felicidade e tristeza/frustração ao longo deste percurso académico. Sempre esteve presente e me deu conselhos e motivação para continuar.

À minha binómia, Sílvia Oliveira, por todos os momentos de partilha clínica na box 52 e 64. Sei que não podia ter escolhido melhor pessoa para me acompanhar e por isso, obrigada pelo apoio, paciência e amizade. Que continuemos assim no futuro.

Às minhas amigas de faculdade, Catarina Vaz, Marta Santos e Catarina Cardoso por tornarem tudo mais fácil neste percurso académico e especial.

Aos meus amigos, Margarida, Gonçalo e Bea por estarem nos momentos certos na altura certa, por todos os jantares e lanches, e apoio dados.

Aos meus amigos de Alcobaça, Brás, Cláudia e sobretudo, à Micaela por estarem sempre por perto, por todo o companheirismo, carinho e amizade ao longo destes últimos anos.

Por último, a todos os meus colegas de curso, professores, funcionários e pacientes que fizeram parte desta longa jornada e que contribuíram para o sucesso da mesma.

Resumo

Introdução: Convencionalmente, as ligas de cromo-cobalto (Cr-Co) e de titânio (Ti) constituem os materiais mais usados na reabilitação oral, quer em próteses removíveis ou fixas, parciais ou totais. No entanto, devido a problemas de estética, galvanismo e reações adversas nos tecidos, foram surgindo outros materiais não-metálicos em Prostodontia. Neste grupo destacam-se os polímeros termoplásticos como o polimetilmetacrilato (PMMA), poliamida, policarbonato, resina acetálica ou polioximetileno (POM), poliéterétercetona (PEEK) e poliétercetonacetona (PEKK).

Objetivos: O objetivo deste artigo é fazer uma revisão da literatura sobre os polímeros termoplásticos mais comummente utilizados na confeção de infraestruturas em Prostodontia, avaliando as suas propriedades, vantagens e desvantagens.

Material e Métodos: Pesquisa de artigos científicos nas bases de dados PubMed, Scopus e Google Scholar publicados entre 2008 e 2018. Foram considerados artigos escritos em inglês e português, a partir dos seus resumos e com base na relevância para o tema. Esta pesquisa foi posteriormente complementada com a consulta de referências bibliográficas nos artigos resultantes da pesquisa original. Obtiveram-se 145 artigos, dos quais foram selecionados 64 nesta revisão.

Desenvolvimento: As propriedades e aplicações de cada material polimérico são explorados individualmente, estabelecendo-se comparações sempre que pertinente. Por motivos didáticos, os materiais estão divididos em dois subcapítulos: clássicos e de alto desempenho. Nos clássicos aborda-se o PMMA, poliamida, policarbonato e POM, enquanto que nos de alto desempenho, inclui-se o PEEK e PEKK.

Conclusão: Para cada material existem várias aplicações possíveis no campo da reabilitação oral. A seleção do material não-metálico termoplástico e o desenho adaptado a cada caso clínico deve ser realizado após o conhecimento completo das propriedades e limitações de cada um. Mais estudos são necessários a fim de estabelecer a aplicação clínica dos polímeros; no entanto, o PEEK e o PEKK mostram-se bastante promissores para a confeção de infraestruturas.

Palavras-Chave: CAD-CAM, próteses removíveis, próteses parciais, infraestrutura, próteses digitais, PMMA, poliamida, policarbonato, resina acetálica, PEEK, PEKK, prostodontia.

Abstract

Introduction: Conventionally, chrome-cobalt (Cr-Co) and titanium (Ti) alloys represent the most common materials used in oral rehabilitation, either in removable or fixed prothesis, partial or total. However, due to esthetical concerns, galvanism and adverse reactions in the tissues, new non-metallic materials have emerged as an option in Prosthodontics. This group includes thermoplastic polymers such as polymethylmethacrylate (PMMA), polyamide, polycarbonate, acetal resin or polyoxymethylene (POM), polyether ether ketone (PEEK) and polyether ketone ketone (PEKK).

Objective: This article aims at performing a literature review on the thermoplastic polymers most commonly used for prosthetic infrastructures, evaluating their properties, advantages and disadvantages.

Material and Methods: Article search was conducted in PubMed, Scopus and Google Scholar databases, including articles published from 2008 to 2018. Articles written in English and Portuguese were included based on their abstracts and relevance to the theme. The original keyword-based search was further complemented by references cited in the former articles. A total of 145 publications were obtained, with 64 being selected for this review.

Development: The properties and applications of each polymeric material are explored individually, establishing comparisons whenever appropriate. For didactic purposes, materials are divided in two subchapters: classic and high performance. In the classic group, PMMA, polyamide, polycarbonate and POM are addressed, while in the high performance subchapter, PEEK and PEKK were included.

Conclusion: For each material, a diversity of clinical applications are available in the oral rehabilitation field. The selection and design of the non-metallic thermoplastic material used in a particular clinical case should both be performed upon a complete study of the properties and limitations of each polymer. Although more studies are necessary to fully characterize these polymers in terms of clinical applications, PEEK and PEKK appear as promising materials for producing prosthethic infrastructures.

Keywords: CAD-CAM, removable prosthesis, partial dentures, framework, digital dentures, PMMA, polyamide, polycarbonate, acetal resin, PEEK, PEKK, prosthodontics.

Índice

Agradecimentos v
Resumo vii
Abstract ix
Índice de Tabelas xii
Lista de Abreviaturas xiii
1. Introdução 15
2. Material e Métodos 17
3. Desenvolvimento 19
3.1. Materiais Não-Metálicos Clássicos 19
Polimetilmetacrilato (PMMA) 19
Poliamida 21
Policarbonato 25
Resina Acetálica ou Polioximetileno (POM) 27
3.2. Materiais Não-Metálicos de Alto Desempenho 29
Poliéterétercetona (PEEK) 29
Poliétercetonacetona (PEKK) 32
4. Discussão 37
5. Conclusão 43
Referências 45
Anexo 1 – Declaração de Autoria da Monografia 51
Anexo 2 – Parecer do Orientador para entrega definitiva do trabalho apresentado 53
Anexo 3 – Parecer do Coorientador para entrega definitiva do trabalho apresentado 55

Índice de Tabelas

Tabela I – Resumo das principais propriedades físicas e mecânicas dos materiais não-metálicos poliméricos clássicos e de alto desempenho. 35

Tabela II – Resumo das aplicações, vantagens e desvantagens dos materiais não-metálicos poliméricos clássicos e de alto desempenho. 40

Lista de Abreviaturas

CAD-CAM – *Computer-aided design and computer-aided manufacturing* (Tecnologia de Desenho e Produção Assistida por Computador)

CBCT – Tomografia Computorizada de Feixe Cónico

Cr-Co – Cromo-cobalto

HPP – *High Perfomance Polymer*

MMA – Metilmetacrilato

OMD – Ordem dos Médicos Dentistas

PAEK – Poliarilétercetona

PEEK – Poliéterétercetona

PEKK – Poliétercetonacetona

PF – Prótese Fixa

PMMA – Polimetilmetacrilato

POM – Polioximetileno

PPR – Prótese Parcial Removível

PR – Prótese Removível

Ti – Titânio

1. Introdução

Segundo o Barómetro da Saúde Oral de 2018 apresentado pela Ordem dos Médicos Dentistas (OMD), mais de metade da população portuguesa apresenta falta de dentes naturais e apenas uma parte desta os substitui; 38% usa prótese removível (PR) e 7,4% prótese fixa (PF).(1)

A Prostodontia, área da Medicina Dentária em constante desenvolvimento, tem como principal objetivo a reabilitação de dentes perdidos ou comprometidos, dando resposta referido ao problema. Permite não só melhorar a estética, como também recuperar a função mastigatória e fonética, prevenir o movimento de dentes remanescentes para os espaços desdentados e, consequentemente, restabelecer a saúde, conforto e autoestima dos pacientes. As opções de tratamento são vastas, desde as próteses removíveis às fixas, parciais ou totais, sobre dentes ou implantes, tendo em conta cada caso clínico.(2, 3) A constituição das próteses dentárias inclui, geralmente, uma infraestrutura que corresponde a um material base sobre o qual são confecionados os restantes elementos ou é colocada uma segunda estrutura/prótese. Existem vários requisitos a ter em conta dependendo do tipo de prótese a utilizar.(2)

Numa era de novas tecnologias, as próteses fixas convencionais e os implantes dentários têm ganho alguma popularidade, não só por conferirem maior conforto na sua utilização, como também maior número de opções estéticas. Contudo, nem todos os pacientes têm as mesmas possibilidades anatómicas e económicas, pelo que a prótese fixa nem sempre é concretizável. As próteses removíveis, utilizadas desde há décadas, continuam a ser uma boa opção de reabilitação a nível económico para substituição de tecidos moles e duros, fáceis de higienizar, consertar e também podem funcionar como próteses provisórias até à reabilitação final. Além disso, existem situações clínicas específicas, como problemas sistémicos do paciente, grandes perdas ósseas e/ou espaços desdentados longos, que impedem a reabilitação com outra solução.(2, 4, 5)

Convencionalmente, as ligas de cromo-cobalto (Cr-Co) e de titânio (Ti) são os materiais metálicos mais utilizados em infraestruturas de reabilitação oral, quer em próteses removíveis (esqueletos, barras ou reforços metálicos) quer em implantes (pilares, núcleos de restaurações fixas e outros componentes) e, como todos os materiais nesta área, apresentam limitações. Em próteses removíveis a liga Cr-Co é bastante empregue pois apresenta um custo baixo, alto módulo de elasticidade e alta resistência à corrosão.(6) Porém, os materiais metálicos estão associados a problemas como galvanismo, estética comprometida, reações adversas nos tecidos e acumulação

de biofilme.(2) A elevada rigidez também tem a desvantagem de originar uma transmissão direta de forças oclusais ao osso alveolar.(7)

Pelas razões descritas anteriormente surgiu a necessidade de investigar novos materiais não--metálicos para as infraestruturas, com o objetivo de responder à exigência estética da sociedade atual. Nestes, incluem-se os materiais cerâmicos, principalmente a zircónia que é amplamente usada, mas apresenta limitações como todos os materiais.(2) Para colmatar algumas destas desvantagens e limitações, o uso de materiais poliméricos livres de metais, como poliamida, policarbonato, poliéterétercetona (PEEK), poliétercetonacetona (PEKK) e resina acetálica ou polioximetileno (POM), entre outros, têm sido estudados e introduzidos no mercado.(3, 7, 8) Estes possuem propriedades melhoradas em relação aos materiais metálicos, nomeadamente a nível estético pela sua cor e translucidez, maior elasticidade, ausência de efeitos galvânicos, natureza hipoalergénica, alta biocompatibilidade, baixa afinidade para a placa bacteriana e durabilidade. A sua aplicação no mercado tem vindo a aumentar, pois cada vez mais os pacientes e médicos dentistas procuram materiais isentos de metal.(9)

Alimentando esta tendência, a tecnologia de desenho e produção assistida por computador (CAD-CAM), em desenvolvimento desde a década de 1990, constitui nos dias de hoje uma alternativa promissora.(6, 10) Considerando as inúmeras técnicas de CAD-CAM, estas podem dividir-se em métodos de adição, onde se destaca a prototipagem rápida a três dimensões, e de subtração, a fresagem.(6) Através desta tecnologia é possível fabricar, de forma mais controlada e eficiente, próteses dentárias com materiais poliméricos livres de metais de qualidade protética superior, com caraterísticas mecânicas e físicas aperfeiçoadas.(11)

Sendo a Prostodontia uma área em que os materiais não metálicos recebem grande notoriedade, o principal objetivo deste artigo de revisão bibliográfica é apresentar de uma forma detalhada e integrada alguns dos principais materiais não-metálicos utilizados na confeção de infraestruturas em Prostodontia. O trabalho centrar-se-á nos polímeros termoplásticos – polimetilmetacrilato (PMMA), poliamida, policarbonato, PEEK, PEKK e POM – avaliando e comparando as suas propriedades, vantagens e desvantagens. Devido à diversidade de materiais atualmente disponíveis torna-se essencial perceber as suas indicações clínicas, facilitando ao clínico a seleção do material que mais se adequa à reabilitação oral em questão.

2. Material e Métodos

A revisão de literatura foi realizada utilizando as bases de dados PubMed, Scopus e Google Scholar de modo a identificar publicações científicas acerca do tema.

Os seguintes termos foram usados na referida pesquisa "acetal resin AND removable prosthesis AND partial dentures", "peek AND cad cam AND removable prosthesis AND framework AND partial dentures", "pekk AND prosthodontics", "pmma resin AND cad cam AND prostheses AND removable AND resins digital dentures", "polyamide AND removable prosthesis", "polycarbonate AND prosthodontics". A pesquisa foi realizada entre dezembro de 2018 e janeiro de 2019.

Como critérios de inclusão consideraram-se artigos publicados entre 2008 e 2018, com texto integral disponível, nos idiomas de inglês e português, que contivessem os termos no resumo e/ou título do mesmo, obtendo-se um total de 746 artigos.

Como critérios de exclusão consideraram-se artigos que continham os termos de pesquisa, mas sem relação com o tema, conteúdo repetitivo, livros e capítulos de livros, enciclopédias, conferências, excluindo-se assim 601 artigos.

A partir dos seus resumos e com base na relevância para a revisão bibliográfica proposta selecionou-se um total de 145 artigos. Adicionalmente aos artigos resultantes da pesquisa original segundo os critérios supracitados, outros artigos encontrados através de busca secundária nas referências bibliográficas dos primeiros foram incluídos neste trabalho em virtude da sua importância para o tema. Após leitura integral foram incluídos 64 artigos neste trabalho de revisão.

3. Desenvolvimento

Na presente revisão bibliográfica, e visando facilitar a abordagem do tema, optou-se por dividir os materiais termoplásticos não-metálicos em dois subcapítulos: clássicos e de alto desempenho. Nos materiais não-metálicos clássicos serão abordados os materiais que surgiram no passado e, portanto, mais utilizados para infraestruturas em Prostodontia, como o PMMA, poliamida, policarbonato e resina acetálica ou POM. Nos materiais não-metálicos de alto desempenho incluir-se-ão os que foram investigados mais recentemente e por isso, menos conhecidos e menos aplicados na atualidade, nomeadamente o PEEK e PEKK. As principais propriedades físicas e mecânicas destes polímeros encontram-se resumidas na Tabela I.

3.1. Materiais Não-Metálicos Clássicos

Polimetilmetacrilato (PMMA)

Introduzido na área da Medicina Dentária em 1930, principalmente em próteses removíveis, o PMMA é processado por técnicas de polimerização por calor, auto-polimerização, polimerização por micro-ondas, por injeção e CAD-CAM, pelo método de adição (prototipagem rápida) e de subtração (fresagem).(12-14)

Quanto às suas aplicações, o PMMA é utilizado no revestimento de pontes e coroas, em placas base de próteses removíveis, implanto-suportadas e maxilofaciais, em dentes artificiais, no rebasamento de próteses, em coroas temporárias, entre outras.(14, 15)

No âmbito da Prostodontia Removível e graças à tecnologia CAD-CAM, é possível fabricar bases de prótese em PMMA mais finas, dado que estas apresentam sempre módulo de elasticidade superior ao processo de produção convencional, o que aumenta a sua resistência à deformação elástica antes de fraturarem.(16) Esta diminuição de espessura sem prejuízo das propriedades mecânicas e resistência do material é fundamental para proporcionar uma sensação mais natural durante a ingestão de alimentos e maior conforto, permitindo ainda uma postura lingual fisiológica.(11, 12) Por outro lado, a guia de inserção com *undercuts* próximos aos tecidos moles e duros apresenta-se como uma limitação inerente ao desenho das próteses parciais removíveis (PPRs).(17)

Quanto às vantagens do PMMA, destacam-se o baixo custo, a facilidade de processamento e reparação, a baixa absorção de água e solubilidade, e a estabilidade a longo termo na cavidade oral. No entanto, não é considerado o material ideal, ocorrendo a libertação residual de monómero de metilmetacrilato (MMA), que resulta da incompleta conversão do monómero em polímero e que permanece no polímero ou entra em contacto com a saliva.(11, 13) O teor de monómero residual libertado depende de fatores como o ciclo de polimerização, imersão em água, espessura da prótese, período de uso e tratamento de superfície.(13) A libertação de MMA ocorre em maior percentagem pela técnica de auto-polimerização.(18) Pela tecnologia de CAD-CAM é possível a obtenção de valores mais baixos de monómero residual no processo de fresagem, dado que a resina acrílica é polimerizada a alta temperatura e pressão formando cadeias longas de polímero que são em grande parte convertidas.(11)

Quanto maior a concentração de monómero presente, maior a taxa de absorção de água, o que afeta a estabilidade dimensional do material, aumenta a porosidade e, consequentemente, provoca uma diminuição do limite de fadiga, com maior probabilidade de fratura a forças de flexão, fadiga ou impacto. Nestas condições, as propriedades mecânicas encontram-se comprometidas, verificando-se uma diminuição da temperatura de transição vítrea, o que torna a resina mais macia e flexível, portanto, menos favorável na prática clínica.(13)

Para além dos problemas mecânicos, a libertação de MMA contribui também para uma baixa biocompatibilidade do material. De facto, o monómero difunde-se para a saliva e pode dar origem a reações alérgicas com sinais e sintomas de eritema, edema, úlceras, estomatite induzida por prótese, sensação de queimadura na mucosa e língua, sobretudo em indivíduos que utilizam prótese removível parcial ou total durante a noite.(12, 13, 15)

No estudo de Ayman, comparando as propriedades mecânicas do PMMA obtido por técnicas convencionais e por CAD-CAM verificou-se que o PMMA convencional apresentava maior resistência à flexão e menor módulo de flexão devido à maior libertação de monómero residual, o que se reflete numa maior deformação da resina sob carga.(15)

O estudo de Srinivasan *et al.* defende que não existe diferença na biocompatibilidade entre o PMMA convencional e o produzido por CAD-CAM; porém, a nível de propriedades mecânicas foram encontradas diferenças, sendo a rugosidade de superfície maior na resina convencional do que na produzida por CAD-CAM.(12) Proporcionando uma diminuição da distância intermolecular das cadeias de polímero e redução do volume livre, o processamento por CAD-CAM permite modificar as propriedades mecânicas do PMMA ao tornar a superfície menos

porosa, mais resistente ao desgaste e à fratura, diminuindo ainda a adesão de placa bacteriana.(12, 15)

O aparecimento de candidíase por *Candida albicans* tem sido associado ao facto do PMMA ter uma superfície hidrofóbica bem como a uma baixa energia livre de superfície que facilitam a adesão do microrganismo.(14, 15) Cumulativamente, a porosidade permite uma maior colonização de agentes bacterianos e fúngicos, formação e adesão de biofilme que diminui a eficácia de limpeza e aumenta a resistência à terapêutica antifúngica.(12)

Para combater o crescimento de potenciais bactérias e fungos na base de próteses de PMMA têm sido preconizados métodos de limpeza mecânicos, através de pasta dentífrica e escovagem, e químicos, que consistem na imersão da prótese em líquidos desinfetantes, detergentes com ação antibacteriana e/ou antifúngica. No entanto, a sua utilização regular contribui para um aumento da rugosidade de superfície, potenciando a acumulação de biofilme e dificultando a higienização da prótese. Através da modificação da superfície por métodos mecânicos (inclusão de fibras) ou por ação química, a adição de antifúngicos, antimicrobianos e antissépticos na superfície do PMMA pode ajudar a resolver esta questão, sendo necessários mais estudos clínicos para perceber a sua eficácia.(14, 19)

Recentemente, as inovações associadas a este material pressupõem revestimentos com incorporação de fibras, partículas e nanopartículas, incluindo materiais de origem natural, sintética, óxidos de metais, metais nobres, minerais, entre outros, com o objetivo de melhorar a sensação térmica, propriedades físicas, mecânicas e diminuir a probabilidade de adesão de bactérias e fungos, sobretudo de *Candida albicans*. A validação e aplicabilidade destas modificações necessitam, no entanto, de mais estudos *in vitro*.(19, 20)

Poliamida

A resina de poliamida foi proposta em Medicina Dentária como material para bases de próteses dentárias, na década de 1950.(4, 21) Alguns tipos de polímeros termoplásticos que pertencem à classe de poliamidas também são designados pelo termo genérico de *nylon* (polímero cristalino).(21) Pode ser produzida via CAD-CAM pelo método de adição, através de moldagem por injeção e polimerização por calor.(17)

Quanto às suas aplicações, a poliamida é o material de eleição para PPRs flexíveis, para próteses temporárias ou suplentes, sendo também utilizado para a confeção de ganchos estéticos associados a infraestruturas metálicas.(9, 22) Em situações de defeitos protéticos intercalares curtos envolvendo 1-2 dentes anteriores, as próteses flexíveis de poliamida podem dispensar o conector maior; porém, quando o espaço a reabilitar engloba dentes posteriores, a incorporação de apoios metálicos tem sido preconizada. A conjugação entre a prótese de poliamida e infraestruturas de metal permite expandir o espectro de aplicação da primeira, uma vez que aumenta o módulo de elasticidade e previne a deformação subjacente.(23)

As próteses de poliamida estão indicadas em pacientes com elevada exigência estética que pretendam reabilitar zonas anteriores, em indivíduos com limitação de abertura de boca, restrições motoras ou quadros dolorosos associados ao uso de uma prótese rígida, na presença de *undercuts* severos de tecidos moles e duros, assim como em indivíduos alérgicos ao metal e PMMA convencional.(17, 22, 24)

No que diz respeito às suas propriedades, a poliamida apresenta boa estabilidade dimensional, resistência física e grande flexibilidade, cujo grau varia consoante o tipo de poliamida. De um modo geral é mais flexível do que o PMMA convencional, considerando-se que quanto maior a flexibilidade menor a probabilidade de fratura do material.(4, 21, 23) Shah *et al.* compararam o PMMA polimerizado por calor com uma poliamida flexível e verificaram que a poliamida apresenta menor dureza, adsorção/absorção de água e solubilidade em relação ao PMMA. A baixa adsorção/absorção de água resulta de um elevado ângulo de contacto entre a poliamida e a água, associada a uma baixa energia de superfície e à forte ligação entre o hidrogénio e as cadeias de amida do polímero que dificultam a passagem de moléculas de água. Estas caraterísticas associadas a uma diminuição da porosidade do material, permitem uma manutenção mais adequada das próteses.(24)

Enquanto resina termoplástica, a poliamida apresenta boas propriedades químicas e físicas, baixa dureza, alta resistência à fadiga, abrasão e ao impacto, e um baixo módulo de elasticidade. Esta propriedade justifica a maior flexibilidade das próteses de poliamida, determinando uma maior facilidade de inserção/remoção e a sua adaptação a *undercuts* mais profundos dos dentes pilares, reduzindo as forças rotacionais sobre eles exercidas.(4, 25)

Ao utilizar este material na confeção de ganchos, diferentes desenhos têm sido propostos em relação às próteses convencionais, os quais tendem a envolver menor preparação dentária, sem prejuízo das suas propriedades de retenção.(17, 26) No estudo de Taguchi *et al.* verificou-se maior

eficácia de retenção em ganchos de poliamida com braço retentivo vestibular de maior espessura do que num gancho a cobrir o dente pilar adjacente na totalidade.(26) No que respeita à capacidade retentiva, a evidência científica sugere que a maioria dos ganchos de poliamida mantém as forças retentivas ao longo do tempo ou apresenta uma diminuição inferior a 50%, em função do comprimento-espessura.(8)

Ainda decorrente da elevada flexibilidade do material, a poliamida permite confecionar bases protéticas mais finas e leves comparativamente às resinas acrílicas, aumentando o conforto do paciente durante a utilização das mesmas.(4, 23) Os resultados indicam, no entanto, que uma base de prótese em poliamida tende a sofrer deformação permanente durante a mastigação, diminuindo a sua eficiência. Se esta deformação ocorrer no sentido vertical, os fenómenos de reabsorção no osso esponjoso subjacente parecem estar favorecidos.(25) À semelhança deste estudo, um outro demonstrou que um menor módulo de elasticidade dos materiais da base protética está associado a uma diminuição da eficiência mastigatória e a um decréscimo das forças oclusais. Os autores inferiram que potencia uma maior transmissão de carga para a mucosa sob a prótese, levando a um aumento de dor em consequência da mobilidade desta.(5)

Em relação à cor, a poliamida encontra-se disponível em rosa semitransparente, o que constitui uma vantagem estética: ao captar a cor dos tecidos subjacentes não é possível distinguir a base de prótese da gengiva.(23)

Quanto à citotoxicidade da poliamida, muito poucos ensaios foram realizados.(21, 22) Num estudo *in vitro,* Uzun *et al.* investigaram a citotoxicidade a longo prazo da poliamida moldada por injeção e do PMMA produzida por calor e a frio. Todas as amostras exibiram um aumento de resposta citotóxica ao longo do tempo, tendo os autores concluído que a poliamida pode ser utilizada com limites de segurança biológica idênticos aos do PMMA.(21)

Uma das desvantagens do uso da poliamida em prótese flexível sem componentes metálicos é a falta de estabilidade vertical da prótese sob forças oclusais devido à ausência de suporte dentário.(8) Outro parâmetro corresponde à descoloração do material ao longo do tempo. Takabayashi comparou a estabilidade de cor de 3 tipos de poliamidas, 2 policarbonatos, 1 tereftalato de polietileno e 1 PMMA como controlo, tendo verificado que, de um modo geral, a poliamida, exibiu a maior alteração de cor.(9) Foi, no entanto, provado que esta descoloração, bem como problemas de halitose, podem ser minimizados se for realizada uma correta higienização da prótese, a par de cuidados profissionais adequados.(4)

Outro aspeto negativo na utilização da poliamida, reside na dificuldade acrescida em polir a sua superfície, consequência do seu baixo ponto de fusão. Tal facto leva a uma maior rugosidade e, consequentemente, a uma maior colonização bacteriana e fúngica.(22) Este aumento de rugosidade em relação ao PMMA também decorre de um aumento de pressão e temperatura do processo de produção por injeção.(17) Deste modo, um paciente portador de uma prótese em poliamida tem de ser mais consciencializado para a sua higiene.(22) A imersão destas próteses em soluções de hipoclorito de sódio não parece produzir alterações significativas na superfície em termos de rugosidade.(23) A utilização de brocas de polimento de grão fino a baixa pressão e rotação, e lubrificantes para minimizar a produção de calor durante o polimento, tem sido sugerida na literatura, porém mais estudos terão de ser realizados.(17)

Vários estudos demonstram que a poliamida apresenta valores mais baixos de energia livre de superfície e maior colonização por *Candida albicans* devido a maior adsorção de proteínas no polímero, em comparação com o PMMA.(5, 17, 27) No entanto, a utilização de soluções com ou sem enzimas no controlo de biofilme e deste fungo revelou-se eficaz em ambos os materiais.(27)

Devido à sua estrutura cristalina, esta resina termoplástica apresenta resistência à penetração de moléculas de monómero e outros *primers* de resina, não tendo força de adesão suficiente às resinas auto-polimerizáveis para reparar fraturas ou substituir dentes de prótese.(5, 28, 29) Portanto, a incapacidade de rebasar e reparar próteses de poliamida pode causar alguns problemas clínicos, para além de ser um procedimento bastante dispendioso.(8, 17) Para colmatar este constrangimento foram realizados vários estudos no sentido de desenvolver tratamentos de superfície para melhorar o efeito de adesão da resina à poliamida, verificando-se que o ácido acético e a sílica melhoram consideravelmente a ligação química entre os materiais.(28, 29)

A fim de contrariar algumas das suas desvantagens, a poliamida pode ser facilmente modificada pela adição de partículas ou fibras de vidro que aumentam a rigidez, resistência à flexão, impacto e ao desgaste, minimizando assim os problemas biomecânicos decorrentes de próteses com ganchos não metálicos.(4, 17, 29) Estas modificações permitem melhorar não só estas propriedades, mas também a estética em função do tipo, diâmetro, volume e posição de inserção da fibra utilizados.(30)

Policarbonato

Introduzido na Medicina Dentária nos anos 1970 como coroas pré-fabricadas de policarbonato para prótese fixa, só a partir dos anos 1990 foi aplicado nas próteses removíveis. Trata-se de uma resina termoplástica moldada por injeção.(25)

Quanto às suas aplicações, o policarbonato é utilizado em PPRs flexíveis com ou sem esqueleto metálico, em ganchos de PPR com esqueletos metálicos e em coroas temporárias pré-fabricadas.(31)

Quando utilizado para a confeção de bases de PPRs, este material constitui uma opção para pacientes com ausência de incisivos onde a força oclusal é relativamente baixa, e para os quais a componente estética é muito valorizada. Em contextos de cargas oclusais fortes e/ou zonas desdentadas extensas, a combinação com uma infraestrutura metálica deve ser considerada, devido ao elevado risco de fratura dos componentes protéticos de policarbonato. Ainda que a sua aplicação deva ser avaliada caso a caso, o policarbonato pode representar uma alternativa viável em reabilitações onde os pacientes são alérgicos ao metal e ao PMMA convencional. Como princípio geral, a sua incorporação numa PPR deve estar confinada às áreas de retenção, devendo nas áreas de suporte ser conjugado com esqueleto metálico.(23) Enquanto material para ganchos de prótese, o policarbonato demonstrou forças retentivas iniciais maiores do que as resinas termoplásticas, poliamida e tereftalato de polietileno. (8)

No que diz respeito às suas propriedades, dependendo do tipo de policarbonato, o módulo de elasticidade varia em função da resistência química do material, o que influencia as suas propriedades mecânicas.(23) No estudo de Nasution *et al.*, três resinas termoplásticas – poliamida, policarbonato e etileno propileno – foram comparadas com um PMMA convencional relativamente à distribuição de força sob carga de impacto *in vitro*. Nos ensaios realizados, o policarbonato apresentou o módulo de elasticidade mais alto em relação às outras resinas termoplásticas testadas. Desta forma, o facto de ser um material mais rígido, pressupõe que numa situação com um braço retentivo mais largo seja mais difícil a sua inserção e desinserção, comportamento idêntico ao PMMA. Por outro lado, os mesmos autores observaram uma uniformidade na área de transmissão de pressão e baixa transmissão de pressão máxima em comparação com os outros materiais, ou seja, o policarbonato parece proporcionar uma distribuição mais adequada de cargas oclusais.(31)

Em contrapartida, num outro estudo realizado a maior rigidez do policarbonato foi associada a um maior *stress* no dente pilar durante a inserção e remoção da PPR.(25)

Relativamente às propriedades físicas e mecânicas, o policarbonato tal como a poliamida apresentam valores de resistência à flexão geralmente superiores aos do PMMA e um módulo de elasticidade inferior ao PMMA, porém mais elevado que o observado nas poliamidas.(25, 31) Ao contrário da poliamida, é um material fácil de polir e relativamente resistente ao desgaste decorrente do seu uso.(32)

A nível químico, o policarbonato é hidrofóbico e possui um elevado ângulo de contacto, o que determina uma baixa absorção de água e, por isso, grande estabilidade dimensional, tal como a poliamida.(9) Pronych *et al.* compararam dois PMMA convencionais e um policarbonato para avaliar a estabilidade dimensional e perda percentual de massa por desidratação. Verificaram que o policarbonato, por ser um material livre de monómero, possui mínima absorção de água em relação ao PMMA.(33) Esta caraterística, resulta em menor incorporação de fluido oral e bacteriano, menor concentração de odores na superfície de prótese, permitindo minimizar as reações e irritações alérgicas. Durante a sua manutenção é pouco afetado por soluções de limpeza de próteses.(23)

Quanto à sua cor, é um material estético semitransparente e apresenta uma estabilidade de cor ao longo do tempo superior à observada para outras resinas termoplásticas.(23, 31)

Em oposição à poliamida, as próteses de policarbonato podem ser reparadas com recurso a resinas auto-polimerizáveis. Atendendo à natureza da ligação química estabelecida, falhas de união na interface dos dois materiais têm sido, no entanto, reportadas. Por este motivo, deve evitar--se a sua utilização como prótese imediata que requer rebasamento a curto prazo.(23)

Uma das preocupações decorrentes da utilização do policarbonato prende-se com o facto de durante a sua síntese ser utilizado o bisfenol A. De facto, a presença residual de bisfenol A em amostras de policarbonato tem sido observada e a sua concentração tende a aumentar em meio aquoso devido à hidrólise do polímero. No estudo de Watanabe verificou-se que a degradação a longo prazo do policarbonato e consequente formação de bisfenol A é inevitável. Contrariamente ao verificado nos *brackets* ortodônticos, a libertação deste subproduto a partir de bases de próteses em policarbonato é bastante diminuta, não parecendo atingir concentrações capazes de induzir atividade estrogénica no organismo.(34)

Resina Acetálica ou Polioximetileno (POM)

A resina acetálica, também conhecida por polioximetileno (POM), pertence à família de materiais termoplásticos e é usada desde 1986 na Medicina Dentária como alternativa ao convencional PMMA em PPRs. Geralmente é produzida por injeção e, mais recentemente, via CAD-CAM.(3, 35)

Altamente versáteis, as resinas acetálicas combinam a resistência mecânica idêntica ao metal com a flexibilidade e conforto do polímero, o que as torna bastante favoráveis nas reabilitações orais. Quanto às suas aplicações, o POM é utilizado em componentes retentivos e de suporte, em ganchos de próteses esqueléticas, em PPRs dento ou implantomucossuportadas e em próteses totais. Destaca-se ainda a sua aplicação em pontes provisórias, pilares de implantes e infraestruturas de sobredentaduras sobre implantes.(35-37) Nas PPRs aparecem vulgarmente associadas a esqueletos finos com ganchos flexíveis e estéticos.(38)

Quimicamente, a resina acetálica é um material estável e de natureza hidrofóbica, o que significa que absorve em quantidades mínimas água ou saliva, sendo igualmente resistente a solventes orgânicos e óleos.(39, 40)

Entre as suas propriedades destacam-se a alta resistência mecânica, resistência à fratura com baixo coeficiente de fricção e alta resistência ao impacto, abrasão e fadiga.(40) Do ponto de vista mecânico, a última característica é muito importante, uma vez que a fadiga num gancho está associada a movimentos repetidos de inserção e remoção da PPR. As resinas acetálicas são livres de monómeros (maior estabilidade mecânica) e apresentam uma baixa condutividade térmica. A ausência de monómero justifica ainda a sua grande biocompatibilidade. Um estudo *in vitro* e *in vivo* descreve um caso de alergia ao PMMA e resina acetálica; no entanto, este material é frequentemente aplicado em situações de alergia ao esqueleto em Cr-Co e em resinas convencionais devido à sua alta biocompatibilidade.(36) Cumulativamente, o material possui baixo peso e alta elasticidade, propriedades essenciais em próteses flexíveis.(36, 38)

Quando estamos perante zonas em que a estética e a saúde periodontal são as principais preocupações, nomeadamente em ganchos anteriores, o POM pode ser aplicado atendendo à sua grande flexibilidade que resulta em menor carga para o dente pilar.(35, 40, 41) No entanto, na aplicação clínica deve considerar-se a baixa retenção e módulo de elasticidade deste material em relação à liga Cr-Co.(41) Turner *et al.* defendem as vantagens clínicas do POM, ressalvando, contudo, algumas caraterísticas a ter em conta para uma retenção adequada, em particular: i)

confeção de ganchos mais curtos em comprimento, com a maior área de secção transversal e localização mais gengival/cervical; ii) posicionamento do braço retentivo em *undercuts* mais profundos no dente pilar, inviáveis para ganchos de Cr-Co devido à sua maior rigidez.(41, 42) O estudo de Arda *et al*. corrobora estas especificações, acrescentando que os ganchos em POM devem cobrir uma área considerável, aumentando a sua espessura. Consequentemente, estão muitas vezes associados a uma maior acumulação de placa bacteriana, pois dificultam funções de autolimpeza; porém, com o controlo de placa adequado no paciente não existe evidência de que constitua um problema futuro.(41) Todavia, no estudo de Fitton *et al.* alerta-se para o facto de que cáries cervicais e problemas periodontais possam ocorrer devido a estas caraterísticas dos ganchos.(43)

Comparativamente ao PMMA, os estudos têm demonstrado que a resina acetálica apresenta propriedades físicas superiores e menor módulo de elasticidade, isto é, consegue suportar quase o dobro de *stress* antes de se deformar permanentemente.(40, 43) Adicionalmente, verificou-se que o módulo de flexão da resina acetálica é menor que o do PMMA e, sendo menos rígida, não é muito vantajosa enquanto material de suporte numa PPR. Tornando-se mais flexível, o conector maior tende a distorcer e inclinar a longo prazo dentes posteriores, pilares de prótese, comprometendo-os periodontalmente. Nestas circunstâncias, a distorção do conector maior aumenta à medida que está sob o efeito de cargas oclusais e tende a produzir maior *stress* na crista óssea.(43) Num estudo *in vivo*, utilizando uma PPR classe II de Kennedy modificação 1 em resina acetálica confirmou-se uma maior produção de *stress* associado aos dentes pilares e ao osso comparativamente a um esqueleto metálico convencional.(44)

Ainda no campo das PPRs, importa salientar que se a resina acetálica não incluir um apoio assente num nicho preparado na superfície dentária, a força aplicada é transmitida ao longo da crista residual, resultando numa maior carga na estrutura de suporte. Este aumento de carga pode levar a uma diminuição da altura da crista óssea residual, diminuindo assim o suporte necessário para a base protética.(44)

Além da baixa retenção ser uma desvantagem inerente às próteses em resina acetálica, os custos associados e o tempo necessário de produção são uma realidade a ponderar, uma vez que superam os verificados para as próteses convencionais de resina acrílica e liga Cr-Co.(41)

A nível estético, a resina acetálica pode adquirir vários tons, ao ponto de mimetizar uma gengiva, por exemplo. Com o tempo, porém, através de fatores intrínsecos (dependentes da estrutura química do material) e extrínsecos (como soluções de limpeza utilizadas na sua

manutenção ou soluções que coram), tende a adquirir uma cor diferente da original. No estudo de Ozkan *et al.* analisou-se a estabilidade de cor entre a resina acetálica de cor branca e rosa e PMMA produzido pelo método convencional (polimerização por calor). De um modo geral, os autores verificaram que não houve diferenças significativas entre o PMMA e a resina acetálica. Dentro da resina acetálica, a cor branca apresentou menos estabilidade devido à porosidade causada pelo sobreaquecimento ou pressão inadequada durante o processo de polimerização e também pela adição de fibras acrílicas. Em contrapartida, a cor rosa demonstrou maior resistência à carga do que a branca devido à adição de fibras acrílicas. Estas fibras, bem como a presença de porosidades, podem estar na origem da citotoxicidade da resina acetálica.(45)

No estudo de Bayer *et al.* aplicou-se a resina acetálica no sistema barra-clip para sobredentaduras sobre implantes e investigou-se a força de retenção. Os autores verificaram que esta diminuía durante os primeiros 3 meses, estabilizando nos 3 meses seguintes. Comparando o PEEK e o POM, o estudo sugere ainda que nenhum dos materiais deve ser utilizado a longo prazo, mas apenas na adaptação inicial da prótese, por um período máximo de 6 meses.(37)

Quanto à reparação do material, independentemente do sistema adesivo utilizado, é possível obter uma adequada adesão entre a resina composta fotopolimerizável e a resina acetálica, o que lhe confere grande interesse clínico.(3)

3.2. Materiais Não-Metálicos de Alto Desempenho

Poliéterétercetona (PEEK)

O poliéterétercetona (PEEK), da família poliarilétercetona (PAEK), é um material termoplástico e polimérico semicristalino introduzido na Medicina Dentária em 1978 e aplicado à Implantologia em 1998.(46) Pode ser produzido pelos métodos convencionais de fundição por cera perdida, por injeção e ainda por CAD-CAM (prototipagem rápida ou fresagem).(47) Devido à ausência de metal na sua estrutura é atualmente considerado uma alternativa ao Ti na produção de implantes e como bom substituto metálico na reabilitação oral.(48)

Quanto às suas aplicações, está indicado utilizar a técnica CAD-CAM quando se pretende a construção de esqueletos para próteses fixas e removíveis, parciais ou totais. Além disso, na prótese fixa pode ser aplicado a coroas convencionais, coroas *endocrown* e em pontes, cuja

extensão máxima é de 3 pônticos; como próteses provisórias, próteses obturadoras, ganchos de próteses removíveis, pilares e infraestruturas de implantes.(49, 50)

Uma das caraterísticas a ter em conta numa prótese removível é a manutenção da função oral, nomeadamente o conforto e satisfação do paciente durante o seu uso. Sendo um material bastante leve e de baixa densidade, o PEEK permite superar os materiais metálicos neste aspeto.(49, 51) Em PPRs classe I de Kennedy, a elasticidade do material é essencial uma vez que permite reduzir o torque distal e a carga subjacente nos dentes pilares. Este material pode ser aplicado de forma viável em dentes pilares com suporte periodontal reduzido e quando se pretendem reabilitar extensões distais.(50) Relativamente à retenção, alguns autores defendem um aumento do volume dos ganchos e a utilização de *undercuts* mais profundos sempre que se utiliza este material.(51)

No que diz respeito às suas propriedades, o PEEK apresenta elevada resistência à temperatura (mantendo-se inalterável após o processo de esterilização), baixa solubilidade e absorção de água, o que lhe confere maior durabilidade restauradora em relação ao PMMA.(47, 48) Por não conter metal na sua constituição carateriza-se por ausência de condutividade térmica e elétrica, alta resistência à fratura, ao desgaste, abrasão e corrosão.(48, 50) Destaca-se ainda a sua estabilidade oclusal, o que pressupõe menos danos nos dentes naturais adjacentes comparativamente aos materiais metálicos.(51)

Em relação à sua cor é mais estético que o metal, acinzentado/branco de baixa translucência e nas radiografias aparece radiolúcido, o que permite o diagnóstico e tratamento da zona específica na cavidade oral sem ser necessário a remoção da prótese fixa ou removível, dependendo dos casos.(48, 50) Além disso, por ser radiolúcido possibilita a deteção prévia de cimento residual e de cáries, não interferindo no pós-operatório e prognóstico radiográfico, incluindo ressonância magnética, tomografia computorizada de feixe cónico (CBCT), entre outros exames complementares.(52) Do ponto de vista estético, o PEEK pode necessitar de revestimentos de outros materiais como a resina composta devido à baixa translucência e pigmentação acinzentada.(47, 49) Se a base for revestida com resina acrílica é possível ser restaurado intraoralmente com resinas compostas convencionais em função da magnitude da fratura.(50)

Por possuir boa estabilidade química apresenta uma baixa reatividade com outros materiais, podendo ser usado em pacientes alérgicos ao metal ou sensíveis ao sabor metálico convencional. Deste modo, além das propriedades mecânicas e químicas excelentes, a alta biocompatibilidade é uma mais-valia dado que não provoca efeitos tóxicos ou mutagénicos.(48, 50) Adicionalmente,

possui estabilidade ao nível da dureza e rigidez, o que resulta em menor deformação em relação aos outros materiais termoplásticos.(53)

Quando comparado a cerâmicas de revestimento, o PEEK é um material de baixo custo; contudo, em relação aos materiais metálicos acaba por ser mais dispendioso.(51, 52)

Ao longo da produção pelo método convencional, o PEEK está sujeito a deformações relacionadas com a temperatura, sendo necessários ajustes no final do processo. Pela tecnologia CAD-CAM a distorção associada é mínima, caraterizando-se este método pela alta precisão e maior qualidade de superfície, o que facilita o polimento final.(47) Quanto às propriedades mecânicas, estas são também afetadas pelo processo de produção. A título de exemplo, um aumento da resistência à fratura do PEEK foi registado quando o material é manipulado por CAD--CAM comparativamente a outros métodos de produção.(48) Em comparação com outros materiais como o PMMA, polímeros reforçados com fibras, entre outros, o PEEK processado por CAD-CAM demonstrou ter uma boa capacidade de resistência às cargas numa prótese fixa de 3 elementos.(53)

Para além do custo, uma das principais desvantagens do PEEK é a fraca ligação aos sistemas adesivos das resinas compostas, devido ao facto de o material ser hidrofóbico, quimicamente inerte e à sua baixa energia de superfície. Aliado à sua hidrofobicidade e baixa bioatividade, também se torna propenso à colonização bacteriana, formação de biofilme e infeções peri-protéticas.(54) Assim, foram descritas algumas modificações de superfície de modo a suplantar estes problemas, as quais incluem tratamentos de superfície com ácidos, recorrendo a abrasão e plasma.(49)

Uma das mais recentes inovações neste material, o *BioHPP-High Performance Polymer*, consiste na conjugação de PEEK com 20% de cerâmica e veio revolucionar o seu campo de aplicação ao melhorar as suas propriedades.(50, 53) Constitui uma variante otimizada que pode ser usada no fabrico de próteses fixas como pontes, coroas e em próteses suportadas por implantes. Apresenta um módulo de *Young* ou de elasticidade semelhante ao tecido ósseo e dentina, o que aumenta a absorção de cargas, mantendo a saúde dentária e dos tecidos envolventes. Este aspeto é particularmente relevante em extensões distais de próteses removíveis e reduz o *stress* transmitido ao dente pilar ao dissipar as forças nos implantes.(50) Esta caraterística minimiza a perda óssea marginal peri-implantar provocada por sobrecarga oclusal, melhora a remodelação óssea, podendo contribuir para uma redução do insucesso nas próteses suportadas por implantes.(7)

De salientar ainda, a baixa afinidade do *BioHPP* para a placa bacteriana, o que beneficia a saúde periodontal e peri-implantar; o próprio desenho associado a este material permite uma higiene oral simplificada.(7, 50)

No estudo de Maló *et al*. concluiu-se que a taxa de sobrevivência protética foi bastante elevada no uso de PEEK como infraestrutura de prótese fixa total híbrida sobre implantes, sendo a causa de insucesso relatada atribuída a hábitos parafuncionais onde existe maior sobrecarga oclusal.(46)

No âmbito da implantologia, e ainda como consequência da sua reduzida bioatividade, a funcionalização e adição de outros materiais ao PEEK têm sido sugeridas na tentativa de colmatar eventuais problemas de osteointegração e infeções bacterianas. Tais estratégias, que pressupõe alterações químicas ou físicas, têm incluído revestimentos de materiais sintéticos nanoparticulados de hidroxiapatite, óxido de titânio, beta-tricálcio fosfato, entre outros, de modo a aumentar a rugosidade e incorporar partículas bioativas. No entanto, mais estudos *in vitro* são necessários para comprovar a sua eficácia antes de aplicar clinicamente estes materiais.(7, 48, 54)

Outra inovação consiste na integração de fibras de carbono ou de vidro em pilares de implantes em PEEK, o que lhes confere mais resistência e dureza. Estudos adicionais terão de ser realizados para comprovar a sua eficácia na diminuição de cargas em torno do osso peri-implantar e aumento da osteointegração.(7, 52)

Poliétercetonacetona (PEKK)

Tal como o material anterior, o poliétercetonacetona (PEKK), pertence à família PAEK, é termoplástico e polimérico semicristalino de alto desempenho, diferindo apenas nos grupos de éter e cetona. Introduzido na Medicina Dentária em 1960, é um polímero versátil que pode ser produzido via CAD-CAM por fresagem e polimerização por calor.(55) Pelo facto de ser um polímero existe a possibilidade de produzir este material com rigidez diferente, ou seja, com estrutura química amorfa ou cristalina.(56)

Quanto às suas aplicações, o PEKK pode ser usado em Prótese Fixa para coroas, espigões falsos cotos fundidos, pontes dento-suportadas com o máximo de um pôntico, e como pilares de implantes; esqueletos de PPRs, próteses fixas dento e implanto-suportadas, assim como em

conectores transversais e coroas telescópicas em próteses totais. A sua utilização em prótese provisória de longo prazo tem também sido sugerida por alguns autores.(55, 57, 58)

No âmbito dos *attachments*, componentes que ajudam a melhorar a retenção e estabilidade das próteses totais, a aplicação do PEKK tem sido alvo de investigação. No estudo de Choi *et al.* comparando *attachments* de sobredentaduras sobre implantes em PEKK e *nylon* (ou poliamida), verificou-se que os *attachments* de PEKK apresentavam menos desgaste durante a sua utilização e pouca diferença na retenção em relação aos de *nylon*.(59)

No que diz respeito às suas propriedades, tal como o PEEK não reforçado apresenta boa estabilidade química e dimensional a altas temperaturas, podendo ser esterilizado normalmente, assim como alta resistência mecânica em situações de tensão, fadiga e flexão.(55, 56, 60) O PEKK apresenta maior solidificação das cadeias de vidro e polímero, o que resulta num aumento da temperatura de fusão e num acréscimo de 80% da resistência à compressão em relação ao PEEK.(55)

O PEKK possui baixo peso e compatibilidade com os diferentes materiais de revestimento como a cerâmica, resina acrílica e compósito, podendo ser restaurado intraoralmente com este último.(58, 60) Contudo, parece não adquirir uma adequada força de adesão do adesivo à resina composta devido à baixa energia de superfície e oferecer uma resistência à modificação de superfície por tratamento químico.(60) Por ser um material de baixo peso é esperado que possua bom prognóstico biológico em termos de sobrecarga e reabsorção óssea ao permitir uma maior distribuição e absorção de cargas funcionais.(60, 61)

No estudo de Lee *et al.* o comportamento biomecânico do PEKK como material de infraestrutura de uma prótese sobre implantes foi avaliado. A análise de elementos finitos demonstrou que o potencial de absorção de cargas atribuído a materiais com baixo módulo de elasticidade como o PEKK ocorre, ainda que em pequena escala e sobretudo em locais onde a carga compressiva é dominante. Apesar do baixo módulo de elasticidade favorecer a dissipação de cargas dentro da infraestrutura, estes autores defendem que nestas condições maior carga é transmitida aos implantes e osso perimplantar, assim como às estruturas protéticas adjacentes, o que se reflete em menor segurança a longo prazo.(61)

À semelhança do PEEK, o PEKK é um material pouco translúcido e de pigmentação acinzentada que pode requerer algum tipo de revestimento para mimetizar a gengiva, por exemplo, apresentando o mesmo tipo de comportamento a nível imagiológico devido à sua radiolucidez.(60) Uma vez que é livre de metal, não possui condutividade térmica ou elétrica, é desprovido de sabor

e não alérgico, apresentando-se assim como uma boa alternativa ao metal nas reabilitações orais.(56)

No estudo pioneiro de Lee *et al.* utilizou-se o PEKK como infraestrutura de espigão falso coto fundido (de 1 só peça). Como este material tem um módulo de elasticidade mais baixo do que a fibra de vidro e o metal diminuiu exponencialmente o risco de fratura radicular vertical em dentes tratados endodonticamente, complicação muito comum nestes casos. Mais uma vez observou-se uma melhor distribuição de cargas na interface dentina-espigão; no entanto, uma maior probabilidade de descimentação e fratura da coroa em relação aos outros materiais convencionais foi sugerida pelos autores.(57)

O PEKK apresenta assim algumas contraindicações, nomeadamente em pacientes com historial de bruxismo, em reabilitações com necessidade de extensão distal numa ponte cantiléver ou longo comprimento dos pônticos envolvidos no desenho do esqueleto da prótese.(58)

Uma das poucas inovações realizadas, mencionada no estudo de Wazeh *et al.*, foi a utilização do PEKK reforçado com fibra de vidro como alternativa ao Ti nos implantes convencionais.(62) Embora tenha ganho popularidade nos últimos tempos, mais estudos terão de ser realizados para verificar a sua eficácia no uso clínico, uma vez que a evidência científica nesta área é ainda limitada.(58)

Tabela I – Resumo das principais propriedades físicas e mecânicas dos materiais não-metálicos poliméricos clássicos e de alto desempenho.

Material* / *Propriedades		**Resistência à flexão (MPa)**	**Módulo de flexão (MPa)**	**Dureza superficial (MPa)**	**Módulo de elasticidade (GPa)**	**Dureza (N.mm)**	**Rugosidade (µm)**	**Absorção de água (µg/mm³)**
Materiais não-metálicos clássicos	PMMA convencional	62,38[15]	1,55[15]	13,22[15]	3,9[12]	436[12]	0,12-0,92[12]	25,5[13]
	PMMA por CAD-CAM	34,05[15]	2,85[15]	22,41[15]	4,1[12]	956[12]	0,37-2,38[12]	
	Poliamida	13,7-83,6[23]	612-1381[63]		0,8-1,639[23]		0,21-0,24[23]	17-30[23]
	Policarbonato	29,6-100[23]	2245[63]		2,19-4,659[8, 23]			
	POM		2,30[43]		2,9[41]			
Materiais não-metálicos de alto desempenho	PEEK		4,0[52]		3-4[51]		0,018[50]	
	PEEK (*Bio-HPP*)				18[64]			
	PEKK	200[57]	4,5[52]		5,1[60]			
Tecidos do Corpo Humano	Esmalte				40-83[48]			
	Dentina	212,9[57]			15[48]			
	Osso cortical				14[48]			

4. Discussão

A perda de dentes pode causar problemas estéticos e funcionais que comprometem não só a saúde oral dos pacientes, como também a sua qualidade de vida. Os tratamentos prostodonticos disponíveis incluem próteses fixas dento e implanto-suportadas, cuja popularidade tem crescido nos últimos anos, e próteses removíveis que continuam a representar uma opção de tratamento válida devido ao seu baixo custo e caráter pouco invasivo.(2, 3)

Graças às suas propriedades mecânicas, os materiais metálicos constituíram durante décadas a única opção previsível para a confeção de infraestruturas em Prostodontia. De facto, a liga de Cr-Co continua a representar o material *standard* para os esqueletos de PPR, tal como o Ti e respetivas ligas assumem um papel de relevo nas reabilitações orais com implantes. A procura por materiais livres de metal mais estéticos, aliada à evolução dos sistemas computorizados de produção, levou à introdução e consolidação de diversos sistemas cerâmicos na Medicina Dentária. Ainda que estes cumpram em larga medida os requisitos estéticos, não estão isentos de limitações e desvantagens em determinadas situações clínicas.(6, 10)

O crescente desenvolvimento da engenharia dos polímeros tem expandido a aplicação destes materiais altamente versáteis e polivalentes na Medicina Dentária, em particular no campo da Prostodontia. Assim, uma revisão da literatura sobre os polímeros termoplásticos mais comummente utilizados na confeção de infraestruturas em Prostodontia considerou-se pertinente, procurando avaliar as propriedades, vantagens e desvantagens destes materiais.

Nos materiais clássicos, o PMMA carateriza-se pela sua polivalência, facilidade de reparação e boa estabilidade de cor a longo prazo. A libertação de MMA, porém, leva a problemas mecânicos e de biocompatibilidade. Apesar da produção por CAD-CAM minimizar estas limitações, problemas como baixa resistência ao impacto, risco de fratura, colonização por *Candida albicans* e dificuldade em encontrar uma guia de inserção em *undercuts* de tecidos moles e duros continuam a ser uma realidade.(11-17)

Ao contrário do PMMA, a poliamida restringe-se à Prostodontia Removível, sendo aplicada sobretudo em PPRs flexíveis onde a exigência estética é uma preocupação e permitindo a colocação em *undercuts* severos. Tratando-se de reabilitações mais extensas, a sua aplicação não é favorável. Comparativamente ao PMMA, possui alta resistência ao impacto, é mais flexível e exige menor preparação dentária. No campo das desvantagens, salientam-se a dificuldade de reparação ou rebasamento e o polimento insatisfatório, o que se reflete numa maior rugosidade e

colonização de bactérias e fungos. Em relação aos termoplásticos clássicos possui maior alteração de cor com o tempo e baixo módulo de elasticidade, o que se traduz numa maior carga sobre a mucosa subjacente e reabsorção óssea. Mais investigações e estudos *in vivo* a longo prazo são necessários a fim de criar diretrizes clínicas para uma reabilitação bem-sucedida com próteses não-metálicas em poliamida.(4, 5, 8, 9, 17, 22, 24-26, 28, 29)

O policarbonato, contrariamente à poliamida, pode ser aplicado em zonas extensas de reabilitação, desde que conjugado com uma infraestrutura metálica, não esquecendo as limitações inerentes a esta associação. É mais fácil de polir e apresenta menor predisposição para a adesão de placa bacteriana. Contudo, e tal como a poliamida, por ser de difícil reparação deve ser evitado como material para prótese imediata. Em relação aos termoplásticos clássicos possui uma melhor estabilidade de cor ao longo do período de uso e melhor distribuição de cargas oclusais, parâmetro este que suscita alguma controvérsia. A verificação da sua eficácia clínica impõe a realização de mais estudos *in vivo* a longo prazo.(23, 31, 32)

O POM ou resina acetálica, para além de apresentar um espectro de aplicações mais alargado na reabilitação oral, pode ser utilizado em componentes retentivos e de suporte das infraestruturas, superando neste ponto a poliamida e o policarbonato. É considerado um material estético; porém, em PPRs necessita de obedecer a requisitos específicos para proporcionar uma retenção adequada, os quais podem resultar numa maior acumulação de placa bacteriana e problemas periodontais. Em relação ao PMMA produz maior *stress* na crista óssea e dentes pilares, semelhante ao sucedido no policarbonato. Embora não deva ser utilizado por um período longo devido à sua baixa força de retenção, este material demonstra grande interesse clínico, pois tal como o PMMA é possível de reparar, com resinas compostas, por exemplo.(3, 35-37, 40-44)

Os materiais poliméricos de alto desempenho recentemente investigados, PEEK e PEKK, que pertencem à mesma família PAEK, surgiram com o objetivo de reverter alguns dos inconvenientes dos polímeros clássicos. Ambos os polímeros podem ser aplicados em diferentes tipos de infraestruturas e, de uma forma geral, são menos estéticos que os polímeros clássicos, necessitando na maioria das vezes de revestimentos com outros materiais. Adicionalmente, são radiolúcidos, o que lhes confere vantagem em exames complementares de diagnóstico. Uma limitação destes materiais passa pela incapacidade de reparação, exceto se a infraestrutura se encontrar revestida por resina acrílica, no caso do PEEK. Em comparação com os outros polímeros termoplásticos, têm baixo peso, propriedades elásticas semelhantes ao osso humano, apresentam

menor deformação sob carga e reabsorção óssea, e maior biocompatibilidade.(46-53, 55, 57, 58, 60, 61)

Atendendo a estas caraterísticas, o PEEK/*Bio-HPP* e o PEKK despertam grande interesse clínico no futuro pela polivalência de aplicabilidade e vantagens inerentes. Todavia, mais estudos terão de ser realizados para verificar a sua eficácia, uma vez que a evidência científica nesta área é ainda limitada.(58)

A título de resumo, na Tabela II encontram-se compiladas aplicações, vantagens e desvantagens de cada um dos polímeros abordados no presente artigo de revisão.

Tabela II – Resumo das aplicações, vantagens e desvantagens dos materiais não-metálicos poliméricos clássicos e de alto desempenho.

Materiais	Aplicações	Vantagens	Desvantagens
PMMA	**PR:** - PPRs dento, muco e implanto-suportadas, maxilofaciais; - Rebasamento de próteses. **PF:** - Revestimento de pontes e coroas.	- Baixo custo - Facilidade de reparação - Rapidez no processamento - Boa estabilidade da cor a longo prazo - Passível de produção por CAD-CAM - Modificações permitem propriedades melhoradas	- Libertação de MMA (problemas mecânicos e baixa biocompatibilidade) - Pouca estabilidade dimensional - Porosidade superficial - Adesão de placa bacteriana; colonização por C*andida albicans* - Risco de fratura - Dificuldade de uma guia de inserção em *undercuts* severos moles e duros
Poliamida	**PR:** - PPRs flexíveis; - Ganchos em PPR com esqueletos não metálicos e metálicos; - Prótese temporária. **Indicado:** reabilitações em zonas anteriores e limitação de abertura de boca. **Contraindicado:** reabilitações com extensões distais, grande n.º de dentes ausentes, conector maior e apoios oclusais.	- Estética agradável - Grande flexibilidade - Compatível com *undercuts* severos de tecidos moles e duros - Boa estabilidade dimensional - Baixo custo - Rapidez no processamento - Alta resistência à fadiga, impacto e abrasão - Exige menor preparação dentária - Bases protéticas mais leves e finas (maior conforto) - Adição de partículas pode melhorar as propriedades	- Deformação durante a função - Pouca estabilidade vertical da prótese - Maior carga sob a mucosa (eventual aumento da reabsorção óssea) - Descoloração com o tempo - Dificuldade no polimento - Maior rugosidade - Colonização por *Candida albicans* - Difícil reparar ou rebasar
Policarbonato	**PR:** - PPRs flexíveis; - Ganchos em PPR com esqueletos não metálicos e metálicos; **PF:** - Coroas temporárias pré-fabricadas. **Indicado:** reabilitações em zonas anteriores e de retenção, forças oclusais menores. **Contraindicado:** reabilitações com maior carga oclusal, zona de suporte e grande n.º de dentes ausentes.	- Facilidade de polimento - Resistência ao desgaste - Baixa absorção de água (estabilidade dimensional) - Menos adesão de placa bacteriana - Estética - Estabilidade de cor superior a outras resinas flexíveis	- Elevada transmissão de *stress* ao dente pilar - Eventual libertação de bisfenol A - Probabilidade de fratura elevada - Difícil reparar ou rebasar

POM	**PR:** - PPR dento ou implanto-muco-suportadas e próteses totais; - Ganchos em PPR com esqueleto metálico ou não metálico. **PF:** - Pilares de implantes; - Infraestruturas de sobredentaduras sobre implantes. **Indicado:** zonas estéticas e de saúde periodontal comprometidas, ganchos anteriores. **Contraindicado:** conector maior e uso a longo prazo (mais de 6 meses).	- Boa resistência a solventes orgânicos - Resistência à fratura - Estabilidade mecânica - Baixa condutividade térmica - Biocompatibilidade - Baixo peso - Alta elasticidade e flexibilidade - Estética razoável - Possibilidade de reparação com resinas compostas	- Exige ganchos com maior espessura para atingir retenção adequada - Maior acumulação de placa bacteriana - Propriedades desfavoráveis em componentes de suporte (elevado *stress* na crista óssea e nos dentes pilares) - Custo e tempo de processamento - Descoloração com o tempo
PEEK	**PR:** - Esqueletos de próteses removíveis; - Ganchos de PPR; - Próteses provisórias; **PF:** - Esqueletos de próteses fixas; - Coroas; - *Endocrown*; - Pontes de 3 elementos; - Infraestruturas de implantes. **Indicado:** dentes com suporte periodontal reduzido e reabilitações com extensões distais.	- Leveza e baixa densidade (maior conforto) - Propriedades elásticas semelhantes ao osso humano - Reduzida transmissão de cargas nos dentes pilares (menor torque distal) - Possibilidade de esterilização por radiação e calor - Alta resistência à fratura, desgaste, abrasão e corrosão - Radiolucidez - Alta biocompatibilidade - Passível de produção por CAD-CAM - Possibilidade de modificação com outros componentes ou partículas bioativas	- Pouco estético (necessita de materiais de revestimento) - Baixa capacidade de reparação com resinas compostas - Reduzida bioatividade
PEKK	**PR:** - Esqueletos de PPR; - Prótese provisória. **PF:** - Coroas; - Espigões falsos cotos fundidos; - Pontes dento-suportadas de 1 pôntico; - PF dento e implanto-suportadas; - Conectores transversais, coroas telescópicas e *attachments* em próteses totais; - Pilares de implantes. **Contraindicado:** pacientes com bruxismo, reabilitações com extensões distais.	- Elevada resistência à compressão e fadiga - Baixo peso - Compatibilidade com diferentes materiais de revestimento - Maior distribuição e absorção de cargas - Ausência de condutividade térmica ou elétrica - Menor risco de fratura em dentes com tratamento endodôntico	- Menos estético (necessita de materiais de revestimentos) - Menor segurança a longo prazo - Possibilidade de maior carga transmitida em implantes e osso perimplantar - Dificuldade em reparar

5. Conclusão

Com o aumento do crescimento da população, sobretudo idosa, a necessidade de reabilitação oral prevê-se uma realidade cada vez mais presente. É missão do médico dentista realizar um bom diagnóstico, exame clínico e complementar, a fim de proceder a um correto planeamento antes de avançar para uma das opções de tratamento. Estas devem ser tomadas em conjunto com o paciente, tentando conciliar os requisitos estéticos com os condicionalismos anatómicos e funcionais.

A tecnologia CAD-CAM vem ajudar neste sentido, ao permitir utilizar materiais termoplásticos, livres de metais e com propriedades melhoradas e, assim, eliminar parte das desvantagens dos materiais convencionais, como as ligas de Cr-Co e Ti. Além disso, esta metodologia constitui uma oportunidade notável para a melhoria do atendimento clínico, diminuindo o número de consultas e tornando todo o processo mais rápido e preciso.

Quanto aos polímeros termoplásticos clássicos utilizados em PPR sem componentes de metal – poliamida, policarbonato e resina acetálica – cabe ao médico dentista considerar cada caso individualmente, avaliando os dentes pilares presentes e as áreas retentivas existentes, de forma a encontrar uma solução que minimize a transmissão de *stress*, apresente um bom comportamento biomecânico e seja esteticamente agradável. Independentemente do material escolhido, uma adequada manutenção da PPR, com controlos clínicos periódicos a longo prazo, é fundamental, a fim de prevenir eventuais problemas decorrentes do seu uso.

Os polímeros de alto desempenho têm sido explorados mais recentemente devido às múltiplas aplicações como materiais para infraestruturas na Medicina Dentária. Tanto o PEEK como o PEKK possuem propriedades mecânicas e físicas melhoradas em relação aos materiais não-metálicos clássicos, o que lhes confere um elevado interesse clínico. Neste contexto, salienta-se um polímero modificado do PEEK, o *BioHPP*, que possui caraterísticas únicas semelhantes ao osso humano. O desafio do futuro será melhorar a bioatividade do material sem comprometer as suas propriedades. Estes polímeros parecem assim bastante promissores, sendo necessários mais estudos *in vitro* e *in vivo* de forma a validar a sua utilização e ultrapassar as suas limitações.

Em suma, para cada material existem várias aplicações possíveis no campo da reabilitação oral. A seleção do material não-metálico termoplástico e o desenho adaptado a cada caso clínico deve ser realizado após o conhecimento completo das propriedades e limitações de cada material.

Referências

1. Ordem dos Médicos Dentistas (OMD). Barómetro da Saúde Oral. Portugal; 2018.

2. Campbell SD, Cooper L, Craddock H, Hyde TP, Nattress B, Pavitt SH, *et al.* Removable partial dentures: The clinical need for innovation. J Prosthet Dent. 2017;118(3):273-80.

3. Rosca B, Ramalho S, Sampaio-Fernandes JC, Portugal J. Reparability of two different CAD/CAM polymer materials using a light-cured composite and universal adhesives. Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac. 2016;57(4):189-96.

4. Ciavoi G, Bechir A, Tig I, Dalai C, Manu R. Aspects regarding the use of three types of polymers as denture base materials. Mat Plast. 2016;53(2):247-51.

5. Macura-Karbownik A, Chladek G, Zmudzki J, Kasperski J. Chewing efficiency and occlusal forces in PMMA, acetal and polyamide removable partial denture wearers. Acta Bioeng Biomech. 2016;18(1):137-44.

6. Batalha AEF, Araújo RM. Development of removable partial dentures by using additive manufacture and casting processes. Arch Mater Sci Eng. 2017;87(1):33-40.

7. Manolea HO, Obădan F, Popescu SM, Rîcă R, Mărășescu P, Iliescu AA, *et al.* Current Options of Making Implant Supported Prosthetic Restorations to Mitigate the Impact of Occlusal Forces. Defect and Diffusion Forum. 2017;376:66-77.

8. Osada H, Shimpo H, Hayakawa T, Ohkubo C. Influence of thickness and undercut of thermoplastic resin clasps on retentive force. Dent Mater J. 2013;32(3):381-9.

9. Takabayashi Y. Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures. Dent Mater J. 2010;29(4):353-61.

10. Bilgin MS, Baytaroglu EN, Erdem A, Dilber E. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. Eur J Dent. 2016;10(2):286-91.

11. Steinmassl P-A, Wiedemair V, Huck C, Klaunzer F, Steinmassl O, Grunert I, *et al.* Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? Clin Oral Invest. 2017;21(5):1697-705.

12. Srinivasan M, Gjengedal H, Cattani-Lorente M, Moussa M, Durual S, Schimmel M, *et al.* CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. Dent Mater J. 2018;37(4):526-33.

13. Akin H, Tugut F, Polat ZA. In vitro comparison of the cytotoxicity and water sorption of two different denture base systems. J Prosthodont. 2015;24(2):152-5.

14. Fathi HM, Benonn HA, Johnson A. Nanocryl Coating of PMMA Complete Denture Base Materials to Prevent Scratching. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2017;25(3):116-26.

15. Ayman AD. The residual monomer content and mechanical properties of CAD\CAM resins used in the fabrication of complete dentures as compared to heat cured resins. Electron Physician. 2017;9(7):4766-72.

16. Steinmassl O, Offermanns V, Stockl W, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. In Vitro Analysis of the Fracture Resistance of CAD/CAM Denture Base Resins. Materials (Basel). 2018;11(3).

17. Abuzar MA, Bellur S, Duong N, Kim BB, Lu P, Palfreyman N, *et al.* Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate). J Oral Sci. 2010;52(4):577-81.

18. Gohlke-Wehrsse HL, Giese-Kraft K, Wostmann B. Clinical performance of a light-cured denture base material compared to polymethylmethacrylate--a randomized clinical study. Clin Oral Investig. 2012;16(3):969-75.

19. Al-Thobity AM, Al-Khalifa KS, Gad MM, Al-Hariri M, Ali AA, Alnassar T. In Vitro Evaluation of the Inhibitory Activity of Thymoquinone in Combatting Candida albicans in Denture Stomatitis Prevention. Int J Environ Res Public Health. 2017;14(7).

20. Gad MM, Fouda SM, Al-Harbi FA, Napankangas R, Raustia A. PMMA denture base material enhancement: a review of fiber, filler, and nanofiller addition. Int J Nanomedicine. 2017;12:3801-12.

21. Uzun IH, Tatar A, Hacimuftuoglu A, Saruhan F, Bayindir F. In vitro evaluation of long-term cytotoxic response of injection-molded polyamide and polymethyle metacrylate denture base materials on primary fibroblast cell culture. Acta Odontol Scand. 2013;71(5):1267-72.

22. Ito M, Wee AG, Miyamoto T, Kawai Y. The combination of a nylon and traditional partial removable dental prosthesis for improved esthetics: a clinical report. J Prosthet Dent. 2013;109(1):5-8.

23. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, Arakawa I, Arita M, Ino S, *et al.* Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part II: Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures. J Prosthodont Res. 2014;58(2):71-84.

24. Shah J, Bulbule N, Kulkarni S, Shah R, Kakade D. Comparative evaluation of sorption, solubility and microhardness of heat cure polymethylmethacrylate denture base resin & flexible denture base resin. J Clin Diagn Res. 2014;8(8):Zf01-4.

25. Hamanaka I, Takahashi Y, Shimizu H. Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. Acta Odontol Scand. 2011;69(2):75-9.

26. Taguchi Y, Shimamura I, Sakurai K. Effect of buccal part designs of polyamide resin partial removable dental prosthesis on retentive force. J Prosthodont Res. 2011;55(1):44-7.

27. de Freitas Fernandes FS, Pereira-Cenci T, da Silva WJ, Filho AP, Straioto FG, Del Bel Cury AA. Efficacy of denture cleansers on Candida spp. biofilm formed on polyamide and polymethyl methacrylate resins. J Prosthet Dent. 2011;105(1):51-8.

28. Koodaryan R, Hafezeqoran A. Effect of surface treatment methods on the shear bond strength of auto-polymerized resin to thermoplastic denture base polymer. J Adv Prosthodont. 2016;8(6):504-10.

29. Vojdani M, Giti R. Polyamide as a Denture Base Material: A Literature Review. J Dent (Shiraz). 2015;16(1 Suppl):1-9.

30. Nagakura M, Tanimoto Y, Nishiyama N. Fabrication and physical properties of glass-fiber-reinforced thermoplastics for non-metal-clasp dentures. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2017;105(8):2254-60.

31. Nasution H, Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Takahashi H. Pressure transmission area and maximum pressure transmission of different thermoplastic resin denture base materials under impact load. J Prosthodont Res. 2018;62(1):44-9.

32. Hamanaka I, Iwamoto M, Lassila LVJ, Vallittu PK, Takahashi Y. Wear resistance of injection-molded thermoplastic denture base resins. Acta Biomater Odontol Scand. 2016;2(1):31-7.

33. Pronych GJ, Sutow EJ, Sykora O. Dimensional stability and dehydration of a thermoplastic polycarbonate-based and two PMMA-based denture resins. J Oral Rehabil. 2003;30(12):1157-61.

34. Watanabe M. Degradation and formation of bisphenol A in polycarbonate used in dentistry. J Med Dent Sci. 2004;51(1):1-6.

35. Arikan A, Ozkan YK, Arda T, Akalin B. Effect of 180 days of water storage on the transverse strength of acetal resin denture base material. J Prosthodont. 2010;19(1):47-51.

36. Sobolewska E, Fraczak B, Lipski M, Grabikowska-Prowans K, Kosierkiewicz A. Acetal resin as an external allergenic factor in oral cavity environment - Laboratory and clinical study. Dent Med Probl. 2010;47(1):17-22.

37. Bayer S, Komor N, Kramer A, Albrecht D, Mericske-Stern R, Enkling N. Retention force of plastic clips on implant bars: a randomized controlled trial. Clin Oral Implants Res. 2012;23(12):1377-84.

38. Ardelean LC, Bortun CM, Podariu AC, Rusu LC. Polymeric alternatives in manufacturing removable partial dentures. Mat Plast. 2017;54(4):754-6.

39. Aly Sadek S, Dehis WM, Hassan H. Comparative Study Clarifying the Most Suitable Material to Be Used as Partial Denture Clasps. Open Access Maced J Med Sci. 2018;6(6):1111-9.

40. Meenakshi A, Gupta R, Bharti V, Sriramaprabu G, Prabhakar R. An Evaluation of Retentive Ability and Deformation of Acetal Resin and Cobalt-Chromium Clasps. J Clin Diagn Res. 2016;10(1):Zc37-41.

41. Arda T, Arikan A. An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. J Prosthet Dent. 2005;94(3):267-74.

42. Turner JW, Radford DR, Sherriff M. Flexural properties and surface finishing of acetal resin denture clasps. J Prosthodont. 1999;8(3):188-95.

43. Fitton JS, Davies EH, Howlett JA, Pearson GJ. The physical properties of a polyacetal denture resin. Clin Mater. 1994;17(3):125-9.

44. Jiao T, Chang T, Caputo AA. Load transfer characteristics of unilateral distal extension removable partial dentures with polyacetal resin supporting components. Aust Dent J. 2009;54(1):31-7.

45. Ozkan Y, Arikan A, Akalin B, Arda T. A study to assess the colour stability of acetal resins subjected to thermocycling. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2005;13(1):10-4.

46. Malo P, de Araujo Nobre M, Moura Guedes C, Almeida R, Silva A, Sereno N, et al. Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. Clin Implant Dent Relat Res. 2018;20(5):692-702.

47. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Loffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. J Prosthet Dent. 2016;115(3):321-8.e2.

48. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. J Prosthodont Res. 2016;60(1):12-9.

49. Hahnel S, Scherl C, Rosentritt M. Interim rehabilitation of occlusal vertical dimension using a double-crown-retained removable dental prosthesis with polyetheretherketone framework. J Prosthet Dent. 2018;119(3):315-8.

50. 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. 2016;25(7):580-4.

51. Harb IE, Abdel-Khalek EA, Hegazy SA. CAD/CAM Constructed Poly(etheretherketone) (PEEK) Framework of Kennedy Class I Removable Partial Denture: A Clinical Report. J Prosthodont. 2019;28(2):e595-e8.

52. Al-Rabab'ah M, Hamadneh W, Alsalem I, Khraisat A, Abu Karaky A. Use of High Performance Polymers as Dental Implant Abutments and Frameworks: A Case Series Report. J Prosthodont. 2017;28(4):365-372.

53. Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G, Vallittu PK, Lassila LVJ. Load-bearing capacity of novel resin-based fixed dental prosthesis materials. Dent Mater J. 2018;37(1):49-58.

54. Pezzotti G, Marin E, Adachi T, Lerussi F, Rondinella A, Boschetto F, *et al.* Incorporating Si3 N4 into PEEK to Produce Antibacterial, Osteocondutive, and Radiolucent Spinal Implants. Macromol Biosci. 2018;18(6):e1800033.

55. Bae SY, Park JY, Jeong ID, Kim HY, Kim JH, Kim WC. Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. J Prosthodont Res. 2017;61(2):106-12.

56. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)-durability and influence of surface conditioning. Dent Mater. 2014;30(3):357-63.

57. Lee KS, Shin JH, Kim JE, Kim JH, Lee WC, Shin SW, *et al.* Biomechanical Evaluation of a Tooth Restored with High Performance Polymer PEKK Post-Core System: A 3D Finite Element Analysis. Biomed Res Int. 2017;2017:1373127.

58. Dawson JH, Hyde B, Hurst M, Harris BT, Lin WS. Polyetherketoneketone (PEKK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: A clinical report. J Prosthet Dent. 2018;119(6):867-72.

59. Choi JW, Yun BH, Jeong CM, Huh JB. Retentive Properties of Two Stud Attachments with Polyetherketoneketone or Nylon Insert in Mandibular Implant Overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018;33(5):1079-88.

60. Han KH, Lee JY, Shin SW. Implant- and Tooth-Supported Fixed Prostheses Using a High-Performance Polymer (Pekkton) Framework. Int J Prosthodont. 2016;29(5):451-4.

61. Lee KS, Shin SW, Lee SP, Kim JE, Kim JH, Lee JY. Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. Int J Prosthodont. 2017;30(6):581-5.

62. Wazeh AM, El-Anwar MI, Atia RMG, Mahjari RM, Linga SA, Al-Pakistani LMA, *et al.* 3D FEA Study On Implant Threading Role on Selection of Implant and Crown Materials. Open Access Maced J Med Sci. 2018;6(9):1702-6.

63. Lee HH, Lee JH, Yang TH, Kim YJ, Kim SC, Kim GR, *et al.* Evaluation of the flexural mechanical properties of various thermoplastic denture base polymers. Dent Mater J. 2018;37(6):950-6.

64. Wiesli MG, Ozcan M. High-Performance Polymers and Their Potential Application as Medical and Oral Implant Materials: A Review. Implant Dent. 2015;24(4):448-57.

Anexo 1 – Declaração de Autoria da Monografia

DECLARAÇÃO

Monografia de Investigação/Relatório de Atividade Clínica

Declaro que o presente trabalho, no âmbito da Monografia de Investigação/Relatório de Atividade Clínica, integrado no MIMD, da FMDUP, é da minha autoria e todas as fontes foram devidamente referenciadas.

22/05/2019

Sandra Vanessa Almeida Campos

Sandra Vanessa Almeida Campos

Anexo 2 – Parecer do Orientador para entrega definitiva do trabalho apresentado

PARECER

(Entrega do trabalho final de Monografia)

Informo que o Trabalho de Monografia desenvolvido pela Estudante Sandra Vanessa Almeida Campos com o título: "Materiais não-metálicos para infraestruturas em Prostodontia" está de acordo com as regras estipuladas na FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas.

22/05/2019

O(A) Orientador(a)

Maria Margarida Ferreira Sampaio Fernandes

Professora Auxiliar Convidada da FMDUP

Anexo 3 – Parecer do Coorientador para entrega definitiva do trabalho apresentado

PARECER

(Entrega do trabalho final de Monografia)

Informo que o Trabalho de Monografia desenvolvido pela Estudante Sandra Vanessa Almeida Campos com o título: "Materiais não-metálicos para infraestruturas em Prostodontia" está de acordo com as regras estipuladas na FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas.

22 / 05 / 2019

O(A) Coorientador(a)

Susana João Cunha de Oliveira

Susana João Cunha de Oliveira

Professora Auxiliar Convidada da FMDUP