

**Adaptação de esqueletos protéticos em Co-Cr e em
PEEK produzidos por técnicas digitais: Estudo *in vitro***

*Fit accuracy of Co-Cr and PEEK prosthetic frameworks produced by digital
techniques: In vitro study*

Lara Maria de Almeida Barbosa Fernandes

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Porto, 2023

**Adaptação de esqueletos protéticos em Co-Cr e em PEEK
produzidos por técnicas digitais: Estudo *in vitro***

Área científica: Reabilitação Oral

Monografia de Investigação apresentada à Faculdade de Medicina Dentária da
Universidade do Porto para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Lara Maria de Almeida Barbosa Fernandes

Email: up201806034@fmd.up.pt

Autora

Lara Maria de Almeida Barbosa Fernandes

Estudante do 5º ano do Mestrado Integrado em Medicina Dentária da FMDUP

Orientadora

Prof^a. Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva
Professora Catedrática da FMDUP

Coorientadora

Prof^a. Doutora Maria Margarida Ferreira Sampaio Fernandes
Professora Auxiliar Convidada com Agregação da FMDUP

*"Sonhar mesmo que seja impossível
Lutar mesmo que o inimigo seja invencível
Suportar a dor, mesmo que seja insuportável
Correr, mesmo onde o bravo não ouse ir
Transformar no bem o que é mal,
mesmo que o caminho seja de mil milhas
Amar o puro e o inocente,
mesmo que seja insistente
Persistir, mesmo quando
o corpo não mais resista
E, afinal, tocar aquela estrela,
mesmo que seja impossível."*

- Fernando Pessoa -

AGRADECIMENTOS

A realização deste trabalho simboliza a conclusão de uma etapa que foi marcada pelo estudo, dedicação, resiliência e, acima de tudo, pelas pessoas que me acompanharam e às quais devo os meus mais sinceros agradecimentos.

À minha orientadora Professora Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva por me ter acolhido desde o primeiro dia, pela inspiração e por me ter ajudado de forma tão incansável na realização deste trabalho. Agradecer por toda a disponibilidade e paciência. Sem o seu apoio nada disto seria possível.

À minha coorientadora Professora Doutora Maria Margarida Ferreira Sampaio Fernandes pelo apoio constante, incentivo e confiança. A sua dedicação e disponibilidade foram fundamentais para o sucesso deste trabalho.

Aos meus pais por todo os ensinamentos, pelo amor, pelo esforço que fizeram ao longo de toda a minha vida de estudante para me proporcionar as melhores experiências, por toda a dedicação e acompanhamento.

Aos meus irmãos, Sara e Zé Pedro, por estarem sempre ao meu lado em cada fase da minha vida e por me terem ajudado a crescer e a tornar-me na pessoa que sou hoje.

Ao Alberto, o meu pilar, agradecer pelo apoio incondicional, companheirismo e incentivo em cada fase deste percurso.

Aos meus avós por sempre terem demonstrado o orgulho que têm em mim e por estarem presentes em cada etapa importante da minha vida.

A todos os meus amigos da Faculdade, em especial, ao João Pinto e à Inês Albuquerque. Agradecer-lhes por terem partilharam comigo esta caminhada, por me terem apoiado e por terem tornado este percurso tão inesquecível.

Ao Dr. Rodrigo Malheiro, bolseiro de investigação da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa, pela sua colaboração no desenho e na produção dos esqueletos protéticos e pela partilha de conhecimentos sobre o digital.

À Dr.^a Emília Soares pela sua disponibilidade e pela amabilidade de me receber no laboratório do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.

À Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, o lugar que escolhi para a minha formação e que abracei desde o primeiro dia, e a todos os docentes desta instituição por todo o conhecimento partilhado e pela forma como me inspiraram para o futuro.

A todos os outros que ficaram por mencionar e que de uma forma ou de outra tenham participado neste percurso.

RESUMO

Introdução: Uma correta adaptação do esqueleto protético às estruturas de suporte é fundamental para o sucesso clínico das próteses parciais removíveis (PPR). Os esqueletos das PPR são habitualmente fabricados em cobalto-cromo (Co-Cr). No entanto, por motivos estéticos e de biocompatibilidade, atualmente procuram-se alternativas a este material, nomeadamente materiais não metálicos, como o polímero de alto desempenho poliéterétercetona (PEEK).

Objetivos: Avaliar e comparar a adaptação e a veracidade de esqueletos protéticos em Co-Cr e em PEEK, produzidos por técnicas digitais, em Classes I e III de *Kennedy*.

Materiais e Métodos: Dois modelos de arcadas mandibulares (Classes I e III modificação 1 de *Kennedy*) previamente preparados foram digitalizados para posterior desenho digital de esqueletos protéticos. Para cada modelo foram produzidos dois esqueletos, um em Co-Cr e um em PEEK, utilizando uma técnica aditiva direta (*Selective Laser Melting*) e uma técnica subtrativa (fresagem), respetivamente. Uma avaliação qualitativa da adaptação dos esqueletos aos modelos foi efetuada nos apoios oclusais e cingulares, conetores maiores e menores utilizando uma lima *Kerr* 50 ou um *plugger* 35 de endodontia e amplificação de imagem (lupas de amplificação e microscópio estereoscópico). Para avaliar a veracidade, foi realizada a sobreposição digital dos esqueletos produzidos ao desenho CAD planeado, recorrendo ao programa *Geomagic* (*Geomagic Control X versão 2018, 3D Systems®*, EUA).

Resultados: Uma adaptação superior dos esqueletos PEEK relativamente aos esqueletos em Co-Cr foi observada, tendo o esqueleto PEEK da Classe I apresentado a melhor adaptação ao respetivo modelo. As discrepâncias entre os esqueletos produzidos e o desenho CAD foram de 148,3 µm e 69,2 µm para o esqueleto Co-Cr e PEEK, respetivamente, na Classe I, e 107,2 µm e 59,7 µm para o esqueleto Co-Cr e PEEK, respetivamente, na Classe III modificação 1 de *Kennedy*.

Conclusão: Os esqueletos em PEEK mostraram melhor adaptação do que os esqueletos em Co-Cr, em ambas as Classes. Os esqueletos fresados em PEEK também apresentaram uma veracidade superior relativamente aos esqueletos em Co-Cr, produzidos por *SLM*. O PEEK constitui um material estético que poderá ser uma alternativa aos esqueletos de PPR em Co-Cr.

Palavras-Chave:

Prótese Parcial Removível; Esqueleto protético; *CAD-CAM*; Digital; PEEK; Co-Cr; Adaptação clínica; Veracidade.

ABSTRACT

Introduction: A correct fit of the framework to the supporting structures is crucial for the clinical success of a removal partial denture (RPD). RPD frameworks are often manufactured of cobalt chromium (Co-Cr). However, for aesthetic and biocompatibility reasons, alternative materials such as Polyether-ether-keton (PEEK) are currently being developed.

Objectives: To evaluate and compare the fit accuracy and trueness of Co-Cr and PEEK frameworks, produced by digital technologies, in Kennedy Class I and III edentulism conditions.

Materials and methods: Two study models of a previously prepared mandibular Kennedy Class I and III modification 1 were scanned for the digital design of the corresponding frameworks. For each study model two frameworks were produced, one in Co-Cr and other in PEEK, using an additive (Selective Laser Melting) and a subtractive (milling) technique, respectively. A qualitative assessment of fit accuracy of the frameworks to the corresponding models was performed on the occlusal and cingular rests, minor and major connectors, using an endodontic Kerr file size 50 or an endodontic plugger size 35 and image amplification (magnifying loupes and stereo microscope). To assess trueness, digital superimposition of the planned CAD design and the fabricated framework was performed using the Geomagic program (Geomagic Control X version 2018, 3D Systems®, USA).

Results: A higher fit accuracy was observed for the PEEK frameworks when compared with the Co-Cr ones, with the Class I PEEK framework showing the best fit accuracy to the corresponding model. Discrepancies between the manufactured frameworks and the CAD design were 148.3 µm and 69.2 µm for the Co-Cr and PEEK frameworks, respectively, in Class I and 107.2 µm and 59.7 µm for the Co-Cr and PEEK frameworks, respectively, in Class III modification 1.

Conclusions: PEEK frameworks showed a better fit accuracy than the Co-Cr ones in both Kennedy Classes. The milled PEEK frameworks exhibited higher trueness than the Co-Cr ones produced by SLM technology. PEEK is an aesthetic material that may constitute an alternative to RPD frameworks of Co-Cr.

Keywords:

Removable Partial Denture; Framework; CAD-CAM; Digital; PEEK; Co-Cr; Fit accuracy; Trueness.

ÍNDICE

ÍNDICE DE FIGURAS	xi
ÍNDICE DE TABELAS	xiii
LISTA DE ABREVIATURAS.....	xv
INTRODUÇÃO	1
MATERIAIS E MÉTODOS	6
1. Materiais e equipamentos	6
2. Desenho experimental.....	7
3. Produção dos esqueletos das PPR.....	8
4. Avaliação da adaptação e da veracidade dos esqueletos das PPR	12
4.1 Avaliação qualitativa analógica.....	12
4.2 Avaliação quantitativa digital.....	16
RESULTADOS	17
DISCUSSÃO	24
CONCLUSÃO.....	33
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	34
ANEXOS	40

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Desenho experimental do estudo <i>in vitro</i>	7
Figura 2 - Simuladores mandibulares com as respectivas preparações pré-protéticas.....	8
Figura 3 - <i>Scanner</i> laboratorial (<i>Medit T500, Medit®</i> , Coreia do Sul).	9
Figura 4 - Desenho digital dos esqueletos protéticos.	9
Figura 5 - Esqueletos Co-Cr.....	10
Figura 6 - Esqueletos PEEK.....	10
Figura 7 - Fresadora (M5, <i>Zirkonzahn®</i> , Itália) para produção dos esqueletos PEEK.....	11
Figura 8 - Discos de PEEK.....	11
Figura 9 - Locais para avaliação qualitativa da adaptação no esqueleto protético.	12
Figura 10 - Instrumentos calibrados utilizados na avaliação qualitativa da adaptação.....	13
Figura 11 - Método qualitativo analógico – inspeção do espaço entre o conector maior e o modelo com uma lima <i>Kerr 50</i>	14
Figura 12 - Método qualitativo analógico – inspeção do espaço entre as superfícies com um <i>plugger</i> endodôntico 35.....	14
Figura 13 - Método qualitativo analógico – inspeção do espaço entre as superfícies com uma sonda periodontal de <i>Williams</i>	14

Figura 14 - Instrumentos de amplificação de imagem – Microscópio estereoscópico (<i>Olympus SZ-ET</i> , <i>Olympus</i> ®, Japão).	15
Figura 15 - <i>Scanner</i> laboratorial (<i>S600 Arti</i> , <i>Zirkonzahn</i> ®, Itália)	16
Figura 16 - Método quantitativo digital – Mapa de cores das discrepâncias entre o ECP e o ECD, obtido para o esqueleto Co-Cr (Classe I) através do software de sobreposição digital <i>Geomagic Control X</i>	21
Figura 17 - Método quantitativo digital – Mapa de cores das discrepâncias entre o ECP e o ECD, obtido para o esqueleto PEEK (Classe I) através do software de sobreposição digital <i>Geomagic Control X</i>	21
Figura 18 - Método quantitativo digital – Mapa de cores das discrepâncias entre o ECP e o ECD, obtido para o esqueleto Co-Cr (Classe III, modificação 1) através do software de sobreposição digital <i>Geomagic Control X</i>	21
Figura 19 - Método quantitativo digital – Mapa de cores das discrepâncias entre o ECP e o ECD, obtido para o esqueleto PEEK (Classe III, modificação 1) através do software de sobreposição digital <i>Geomagic Control X</i>	22

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Locais avaliados na avaliação qualitativa analógica em cada esqueleto protético	17
Tabela 2 - Classe I de <i>Kennedy</i> - Resultados qualitativos obtidos pelo método de avaliação da inspeção com amplificação de imagem utilizando instrumentos endodônticos calibrados.....	18
Tabela 3 - Classe III modificação 1 de <i>Kennedy</i> - Resultados qualitativos obtidos pelo método de avaliação da inspeção com amplificação de imagem utilizando instrumentos endodônticos calibrados	19
Tabela 4 - Resultados qualitativos obtidos pelo método de avaliação da inspeção com amplificação de imagem utilizando uma sonda periodontal de <i>Williams</i> para as Classes I e III modificação 1 de <i>Kennedy</i>	20
Tabela 5 - Resultados quantitativos (μm) obtidos pelo <i>software</i> de sobreposição digital <i>Geomagic Control X</i> para a Classe I de <i>Kennedy</i>	22
Tabela 6 - Resultados quantitativos (μm) obtidos pelo <i>software</i> de sobreposição digital <i>Geomagic Control X</i> para a Classe III modificação 1 de <i>Kennedy</i>	23

LISTA DE ABREVIATURAS

3D	Tridimensional
CAD	<i>Computed Aided Design</i>
CAM	<i>Computed Aided Manufacture</i>
Co-Cr	Cobalto-Cromo
ECD	Esqueleto CAD desenhado
ECP	Esqueleto CAD produzido
PEEK	Poliéterétercetona
PPR	Prótese parcial removível
RMS	<i>Root Mean Square</i>
stl	<i>Standard Tessellation Language</i>
SLM	<i>Selective Laser Melting</i>
µm	Micrómetros

INTRODUÇÃO

A perda dentária devido a trauma, cárie dentária, periodontopatia ou outras patologias pode comprometer as funções normais e a qualidade de vida do indivíduo.¹ Uma prótese parcial removível (PPR) é uma opção de tratamento conservadora e de baixo custo que permite a substituição dos dentes perdidos e estruturas associadas restaurando a função mastigatória, prevenindo movimentos indesejados dos dentes e melhorando a fonética e a estética.^{2,3,4} As PPR vão continuar a constituir uma importante opção de tratamento, particularmente em situações nas quais uma reabilitação fixa não é possível por razões financeiras, psicológicas ou anatómicas.^{3,4,5}

Para a produção de esqueletos de PPR, o método mais frequentemente utilizado é o método convencional de fundição por cera perdida.^{6,7} No entanto, este revela-se altamente sensível, envolvendo múltiplos processos laboratoriais, suscetíveis à acumulação de vários tipos de erros e distorção de materiais que comprometem as propriedades mecânicas e adaptação da PPR.^{4,6,7}

A tecnologia de desenho e produção assistida por computador (CAD-CAM) tem sido introduzida na produção de PPR e permite ultrapassar algumas limitações do protocolo convencional.^{2,8} As grandes vantagens são a simplificação dos procedimentos com redução do tempo laboratorial, alta reprodutibilidade e previsibilidade como resultado da eliminação de múltiplos passos propensos a erros humanos, melhoria na adaptação das estruturas, acessibilidade da informação e consequente melhoria da comunicação entre o clínico e o laboratório.^{5,8,7,9} Esta tecnologia tem permitido também a utilização de novos materiais e técnicas na produção de PPR.^{5,10} A técnica de CAD-CAM envolve três fases distintas: aquisição de imagem (digitalização), análise e manipulação de imagem (CAD) e manufatura por unidades de fresagem ou impressoras 3D (CAM). Durante a fase de aquisição de imagens, *scanners* digitais medem pontos da superfície com uma certa exatidão e precisão para definir a sua topografia, convertendo essa informação num ficheiro universal .stl (*Standard Tessellation Language*). De seguida, este ficheiro é integrado em *softwares* CAD que permitem planear e desenhar os diferentes componentes da PPR.¹¹ Finalmente, para produção da estrutura (CAM), dois tipos de técnicas

podem ser utilizados – subtrativas ou aditivas – consoante ocorram através da subtração de material a partir de um bloco pré-fabricado (fresagem) ou pela deposição aditiva de material em camadas sucessivas, respetivamente. Das técnicas aditivas destaca-se a *Selective Laser Melting (SLM)*, baseada na utilização de um feixe de laser de alta energia, que induz a fusão completa e consolidação local do pó metálico, camada a camada, para originar estruturas tridimensionais complexas.^{4,6,7}

A fresagem apresenta vantagens relativamente à técnica convencional, nomeadamente na redução de microporosidades e consequente melhoria das propriedades mecânicas das PPR, asseguradas pelo bloco inicial pré-fabricado. No entanto, esta técnica revela-se pouco económica quando consideramos a produção de estruturas protéticas utilizando ligas metálicas devido ao elevado desgaste das ferramentas de corte. A sua aplicação mais económica requer, portanto, a produção de estruturas de PPR à base de materiais poliméricos, como é o caso do poliéterétercetona (PEEK).^{7,12,13} Ainda no que diz respeito a esta técnica, segundo alguns autores, esta não fornece a precisão da técnica aditiva *SLM*, uma vez que as ferramentas de corte possuem espessuras específicas que limitam a produção de PPR com desenhos complexos e espessuras variadas. Para além disso, a técnica *SLM* está associada a um menor desperdício de material e à produção de PPR com boa adaptação e excelentes propriedades mecânicas, uma vez que existe uma microestrutura mais homogénea, resultante da fusão local e rápida solidificação do material.^{7,13,14}

As ligas metálicas de Cobalto-Cromo (Co-Cr) continuam a ser o material mais utilizado para esqueletos de PPR devido ao seu elevado limite de elasticidade, excelente resistência à corrosão e ao desgaste, elevada biocompatibilidade e baixo custo.^{15,16} No entanto, este material pode estar associado a reações de hipersensibilidade, presença de sabor metálico, osteólise em torno do dente pilar, aumento do peso da prótese, comprometimento estético e consequentemente, desconforto do paciente.^{3,5,17} Face a estas desvantagens, têm sido desenvolvidos materiais não metálicos, nomeadamente, polímeros de alto desempenho como o poliéterétercetona (PEEK).^{17,18} Também a emergência de novas leis europeias que prevêem a limitação do uso do Co-Cr, devido à integração do Cobalto na lista de

substâncias carcinogénicas, mutagénicas e tóxicas, justificam a necessidade de mais investigações sobre materiais alternativos.¹⁹

Segundo *Harb et al.*, o PEEK apresenta-se como um material alternativo para a construção de PPR, permitindo obter PPR funcionais, com desenhos de esqueletos semelhantes aos produzidos em Co-Cr e com uma aparência satisfatória para os pacientes.²⁰ De facto, este material proporciona melhorias na estética da PPR, uma vez que apresenta uma cor mais semelhante à dos dentes naturais, evitando o aspeto desagradável dos ganchos metálicos que, muitas vezes, se localizam em zonas visíveis.^{5,21} O fator estético aliado ao baixo peso deste material, que permite a confeção de próteses mais leves, estão associados a um aumento do conforto do paciente.^{20,21} Outras características importantes deste material são: elevada biocompatibilidade, boas propriedades mecânicas, resistência a altas temperaturas, estabilidade química, elevado polimento, baixa afinidade para a placa bacteriana e boa resistência ao desgaste.^{20,22} Para além disso, este material possui um módulo de elasticidade semelhante ao do osso, podendo reduzir as tensões transferidas ao dente pilar e proporcionar um efeito de amortecimento das forças oclusais.^{22,23} Ainda assim, não existe literatura suficiente para sustentar a recomendação da utilização de PEEK para esqueletos de PPR, em detrimento do Co-Cr.²²

Para o sucesso clínico de uma PPR é crucial que exista um contacto íntimo entre os componentes do esqueleto da PPR e as estruturas de suporte, assegurando a estabilidade, suporte e retenção necessários à PPR.⁹ O espaço entre a superfície interna da prótese e a superfície externa do tecido representa a desadaptação das próteses do ponto de vista clínico.²⁴ Uma correta adaptação às estruturas orais previne não só a deformação e fratura da PPR, mas também o desconforto do paciente, lesões na mucosa oral, cárie dentária, desgaste e mobilidade dos dentes e doença periodontal.^{4,25}

Vários tipos de erros durante a produção da PPR são suscetíveis de originar discrepâncias significativas na adaptação do esqueleto da PPR.⁹ Alguns autores definiram intervalos de valores para classificar desadaptações entre o esqueleto protético e as estruturas de suporte, nomeadamente: contacto íntimo (ausência de espaço) – refere-se à presença de um espaço entre 0 e 50 µm; espaço clinicamente aceitável – espaço com valores de 50 a 311 µm.^{9,26}

Existem diferentes métodos para a medição da adaptação dos esqueletos das PPR.^{14,17} De acordo com o tipo de informação recolhida, estes métodos podem ser divididos em qualitativos e quantitativos. Métodos qualitativos são frequentemente aplicados devido à sua rapidez e simplicidade, no entanto, a informação por estes fornecida é limitada e subjetiva. Uma avaliação quantitativa fornece informações mais detalhadas, porém, os processos envolvidos na sua execução são mais complexos de executar e analisar.²⁷ Estes métodos da avaliação da adaptação podem ainda ser distinguidos relativamente ao tipo de ferramentas utilizadas na recolha da informação (métodos analógicos e digitais) e à forma como a informação é recolhida (métodos diretos e indiretos). Métodos analógicos incluem a medição direta da adaptação utilizando instrumentos calibrados (por exemplo, arcos ortodônticos ou um *plugger* endodôntico).^{9,28,29} Uma vez que as PPR apresentam estruturas complexas, a medição direta analógica do espaço revela-se difícil, incluindo muitas vezes a necessidade de secção da PPR.⁹ Assim, métodos indiretos que envolvem a obtenção de um molde dessa discrepância utilizando um material elastomérico (por exemplo, silicone) têm sido frequentemente utilizados: o material é colocado entre a PPR e as estruturas de suporte, removido depois de endurecido, cortado e é medida a sua espessura.^{4,24,27}

Recentemente, o desenvolvimento da tecnologia digital com a utilização de *softwares* de sobreposição digital de ficheiros *.stl*, permitiu introduzir métodos digitais de medição direta da adaptação e da veracidade que possibilitam ultrapassar muitas desvantagens das técnicas analógicas, nomeadamente o baixo poder de resolução e a necessidade de corte de estruturas.^{9,14,17}

Nos últimos anos, com o grande desenvolvimento da tecnologia CAD-CAM, vários autores dedicaram-se ao estudo da aplicação desta tecnologia na produção de esqueletos de PPR, nomeadamente, avaliando a sua adaptação.^{4,9,12,14,24,30} Com os avanços nas tecnologias digitais também novos materiais para a produção de esqueletos de PPR emergiram, nomeadamente o polímero PEEK.⁵

Alguns estudos avaliaram diferentes parâmetros em PPR produzidas em PEEK, como as suas propriedades mecânicas³¹ e a satisfação do paciente.^{20,32} No que diz respeito à avaliação da adaptação de esqueletos PEEK, estudos recentes procuraram comparar a adaptação de PPR construídas com este

material utilizando diferentes técnicas de produção *CAD-CAM*^{17,31} ou mesmo com esqueletos de Co-Cr obtidos pelo método convencional³³, no entanto, são muito limitados os estudos que procuraram comparar a adaptação de esqueletos produzidos por técnicas digitais utilizando a liga de Co-Cr e o polímero PEEK.¹²

Para além disso, estudos sobre a veracidade dos esqueletos produzidos utilizando a tecnologia *CAD-CAM* também são escassos.

Assim, o objetivo principal da presente investigação consiste em avaliar a e comparar a adaptação e a veracidade de esqueletos protéticos produzidos em Co-Cr e em PEEK por técnicas digitais, em Classes I e III de *Kennedy*.

Neste sentido, dois objetivos específicos foram estabelecidos e categorizados:

- Avaliar e comparar a adaptação de esqueletos produzidos em diferentes materiais (Co-Cr vs PEEK) por técnicas digitais, em Classes I e III de *Kennedy*.
- Avaliar a veracidade de esqueletos protéticos produzidos em diferentes materiais (Co-Cr e PEEK) por diversas técnicas digitais (aditiva e subtrativa), em relação ao desenho *CAD* que lhes deu origem, em Classes I e III de *Kennedy*.

MATERIAIS E MÉTODOS

Esta investigação *in vitro* foi realizada na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa e no DEMec – Departamento de Engenharia Mecânica, da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.

1. Materiais e equipamentos

Os materiais e equipamentos utilizados foram os seguintes:

- Modelos de estudo mandibulares de uma Classe I e de uma Classe III, modificação 1, de *Kennedy* (Modelos de estudo *Kavo*, *Kavo*®, Alemanha).
- Broca esférica diamantada para preparação de nichos oclusais e cingulares.
- *Scanner* laboratorial para digitalização dos modelos de estudo (*Medit T500*, *Medit*®, *Coreia do Sul*).
- *Software CAD* para desenho digital dos esqueletos das PPR (*Partial Planner*, *Zirkonzahn*®, Itália).
- Equipamento de produção computadorizada por *SLM* (*EOS GmbH*, *Phibo*®, Barcelona) e liga metálica de Co-Cr.
- Equipamento para produção de esqueleto em PEEK (*M5*, *Zirkonzahn*®, Itália) e disco de PEEK (*Zirkonzahn Tecno Med 95H20*; Ref.: TMAH0120 - Lot.: 15922).
- Material para acabamento e polimento dos esqueletos de PPR (brocas manuais, borrachas, escova e pasta).
- Lima endodôntica *Kerr 50*.
- *Plugger* endodôntico 35.
- Sonda periodontal de *Williams*.
- Lupas de amplificação (Lupa de cabeça 1,8x, *Lorben*).
- Microscópio estereoscópico para mediação analógica (*Olympus SZ-ET*, *Olympus*®, Japão).
- *Scanner* laboratorial para digitalização dos esqueletos protéticos (*S600 Arti*, *Zirkonzahn*®, Itália).

- Software específico para sobreposição e medição digital (*Geomagic Control X* versão 2018, 3D Systems®, EUA).

2. Desenho experimental

A realização deste estudo envolveu a utilização de dois modelos de estudo de arcadas mandibulares de uma Classe I e de uma Classe III, modificação 1, de *Kennedy* (Modelos de estudo *Kavo*, *Kavo*®, Alemanha). Para a Classe I de *Kennedy*, utilizou-se um simulador desprovido dos dentes #34, #35, #36, #37, #38, #45, #46, #47, #48 e para a Classe III, modificação 1 de *Kennedy*, utilizou-se um simulador com os dentes #36, #44 e #45 ausentes.

Em cada um dos modelos de estudo foram realizadas as preparações pré-protéticas necessárias, obtendo-se os respectivos modelos preparados. Para cada modelo foram produzidos dois esqueletos protéticos por tecnologias digitais: um esqueleto em Co-Cr e um esqueleto em PEEK. De acordo com os objetivos previamente estabelecidos, uma avaliação da adaptação dos esqueletos ao modelo preparado foi realizada por um método qualitativo analógico e a veracidade dos esqueletos produzidos foi avaliada por um método quantitativo digital (Figura 1).

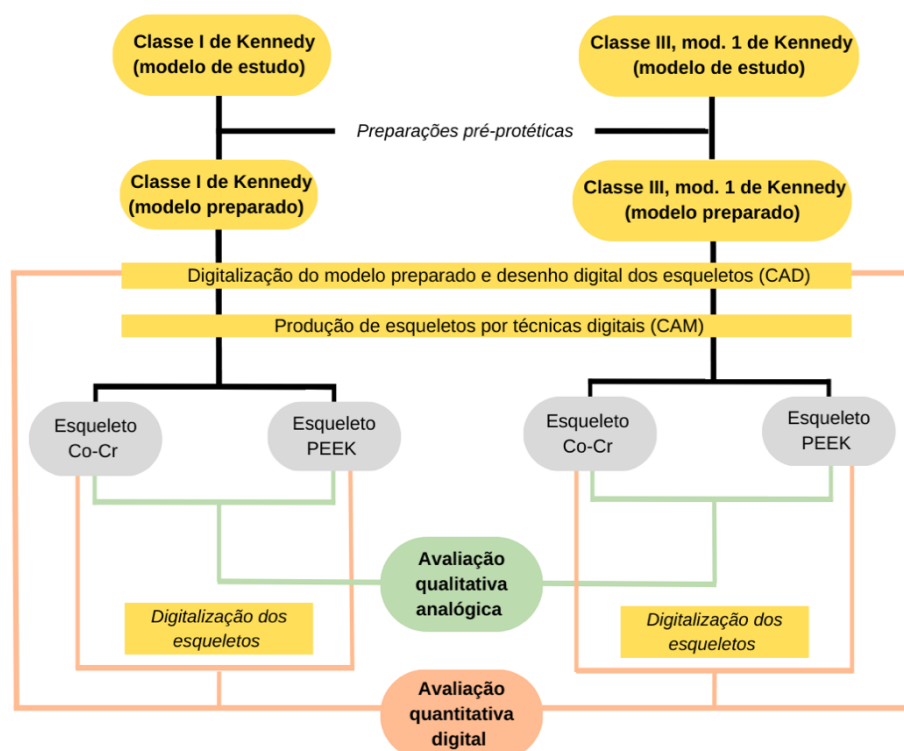


Figura 1 - Desenho experimental do estudo *in vitro*.

3. Produção dos esqueletos das PPR

Inicialmente, em cada um dos modelos de estudo mandibulares foram realizadas as preparações pré-protéticas planeadas, nomeadamente a preparação de nichos nos locais correspondentes aos apoios do esqueleto protético, obtendo-se os respetivos modelos preparados. Na Classe I de *Kennedy*, os apoios encontram-se localizados na superfície oclusal mesial do dente #44 e cingulos dos dentes #43 e #33 (Figura 2A). Na Classe III modificação 1, os apoios estão localizados na superfície oclusal mesial do dente #37, superfície oclusal distal do dente #35, superfície oclusal mesial do dente #46 e cingulo do dente #43 (Figura 2B).

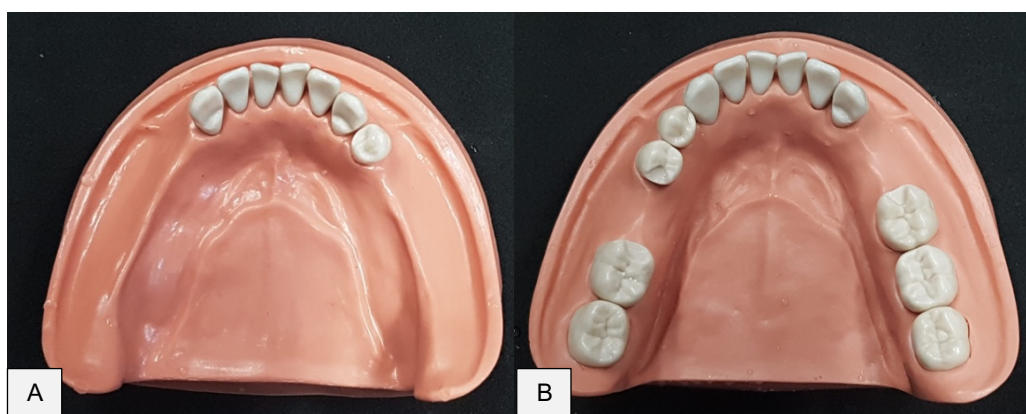


Figura 2 - Simuladores mandibulares com as respetivas preparações pré-protéticas.
A – Classe I de *Kennedy*. B – Classe III modificação 1 de *Kennedy*.

Os modelos preparados foram digitalizados com recurso a um *scanner* laboratorial (*Medit T500*, *Medit*®, *Coreia do Sul*) (Figura 3), obtendo-se um ficheiro *.stl* de cada um dos modelos. De seguida, utilizou-se o *software PartialCAD* (*Partial Planner*, *Zirkonzahn*®, Itália) para analisar o eixo de inserção, eliminar todas as zonas retentivas e realizar o desenho digital dos respetivos esqueletos protéticos (Figura 4). Após concluídas estas etapas, um ficheiro *.stl* do desenho foi criado pelo *software* e utilizado para produzir os esqueletos das PPR.

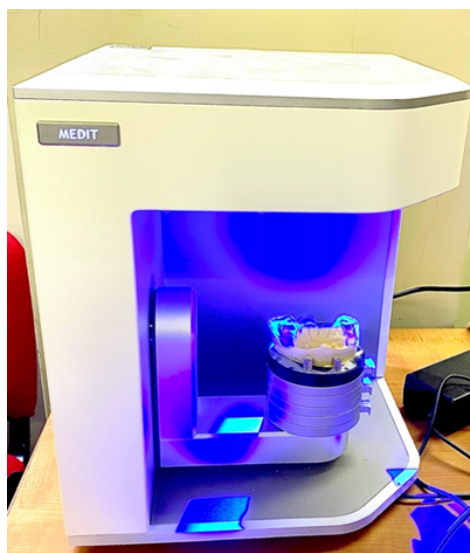


Figura 3 - Scanner laboratorial (*Medit T500*, Medit®, Coreia do Sul).

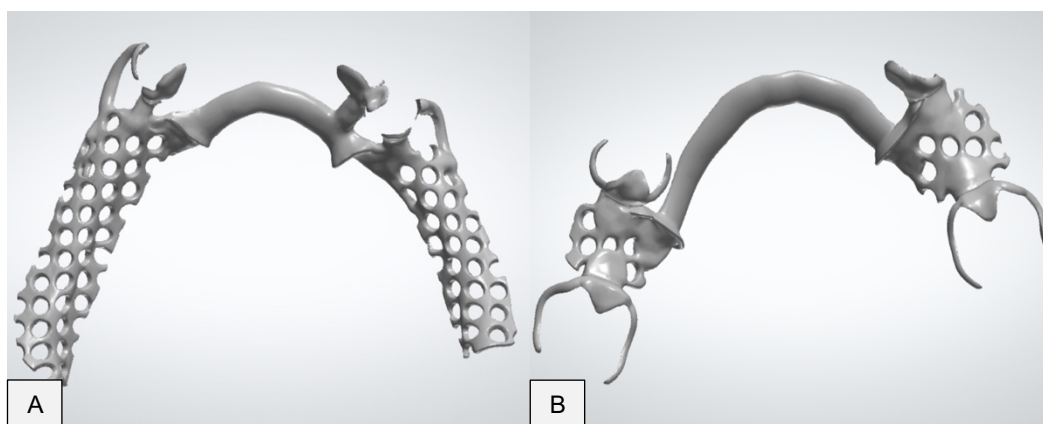


Figura 4 - Desenho digital dos esqueletos protéticos.
A – Classe I de *Kennedy*. B – Classe III modificação 1 de *Kennedy*.

A produção dos esqueletos em Co-Cr (Figura 5) foi realizada pela técnica aditiva direta – *Selective Laser Melting (SLM)*. Para tal, o ficheiro *.stl* do desenho previamente criado foi transferido para uma impressora 3D (*EOS GmbH, Phibo®*, Barcelona) e os esqueletos foram produzidos utilizando uma liga metálica de Co-Cr. Posteriormente, os esqueletos de Co-Cr foram submetidos a um tratamento de calor para melhorar as suas propriedades mecânicas.

Por outro lado, os esqueletos em PEEK (Figura 6) foram produzidos recorrendo a uma técnica subtrativa (fresagem). Assim, o ficheiro *.stl* do desenho criado foi enviado para uma fresadora (M5, *Zirkonzahn®*, Itália) (Figura 7) para iniciar o processo de fresagem do disco de PEEK (*Zirkonzahn Tecno Med 95H20*; Ref.: TMAH0120 - Lot.: 15922) (Figura 8).

O acabamento dos esqueletos em Co-Cr foi realizado utilizando brocas e borrachas, seguido de imersão em banho eletrólito. O polimento foi realizado com escovas e pasta. Por outro lado, nos esqueletos em PEEK foram utilizadas brocas para remoção dos suportes e finalmente borrachas para polimento.

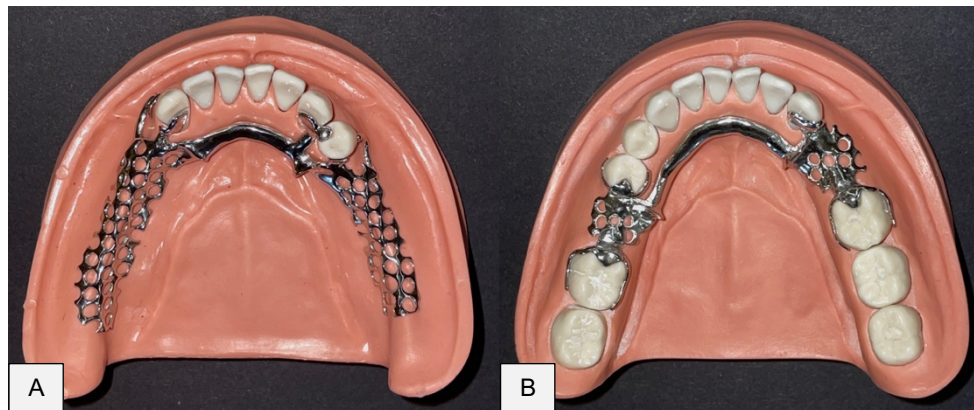


Figura 5 - Esqueletos Co-Cr.
A – Classe I de *Kennedy*. B – Classe III modificação 1 de *Kennedy*.

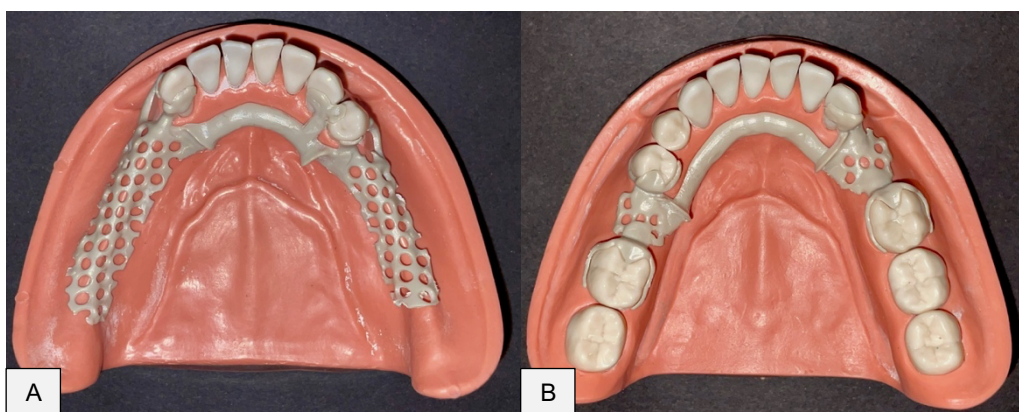


Figura 6 - Esqueletos PEEK.
A – Classe I de *Kennedy*. B – Classe III modificação 1 de *Kennedy*.



Figura 7 - Fresadora (M5, Zirkonzahn®, Itália) para produção dos esqueletos PEEK.

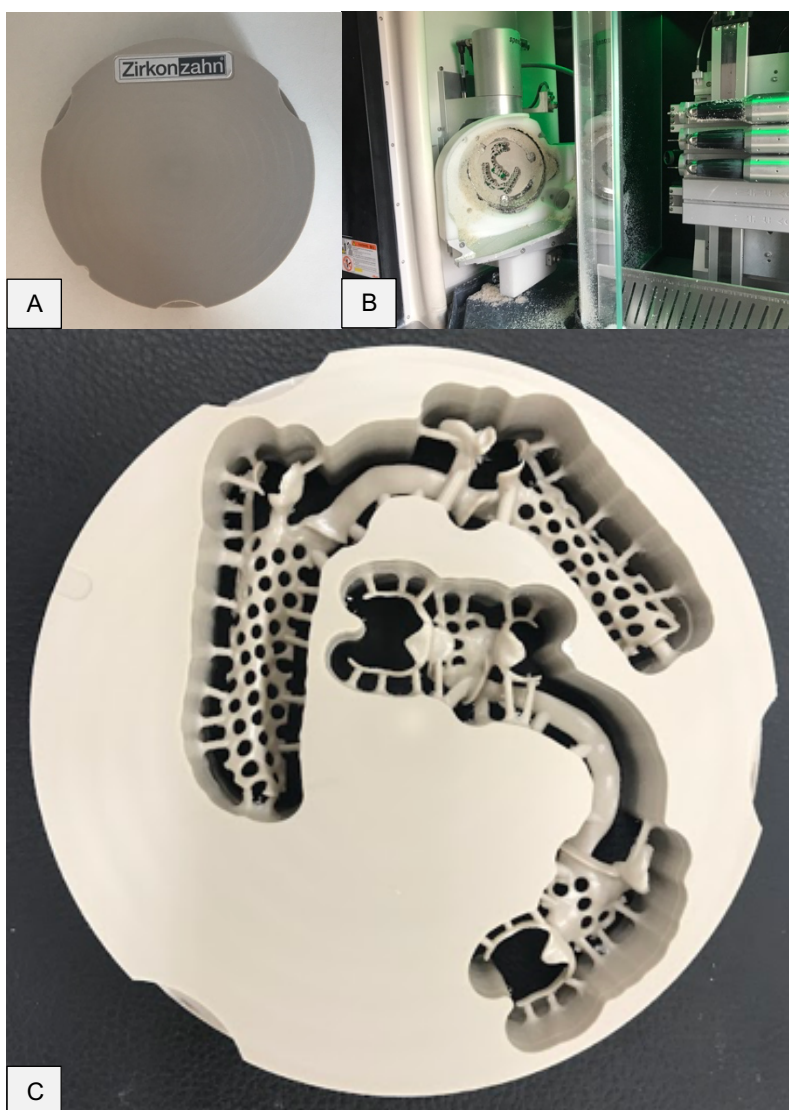


Figura 8 - Discos de PEEK. A – Antes da fresagem. B – Na fresadora. C – Após fresagem dos esqueletos protéticos.

4. Avaliação da adaptação e da veracidade dos esqueletos das PPR

Terminado o processo de produção dos diferentes esqueletos uma avaliação qualitativa analógica foi realizada por um só investigador com o objetivo de avaliar a adaptação dos esqueletos protéticos aos modelos preparados. Por outro lado, uma avaliação quantitativa digital foi também realizada para avaliar discrepâncias na produção dos diferentes esqueletos relativamente ao desenho original (veracidade).

4.1 Avaliação qualitativa analógica

A avaliação qualitativa foi realizada em componentes do esqueleto protético como os apoios oclusais e cingulares, conetores menores e conetor maior. Um total de dez locais foram avaliados para a Classe I: um apoio oclusal (dente #44), dois apoios cingulares (dentes #33 e #43), seis locais nos conetores menores (dentes #33, #43 e #44) e um local no centro da barra lingual (Figura 9A). Na Classe III modificação 1, esta avaliação foi realizada em doze locais: três apoios oclusais (dentes #35, #37 e #46), um apoio cingular (dente #43), sete locais nos conetores menores (dentes #37, #46 e #43) e um local no centro da barra lingual (Figura 9B).

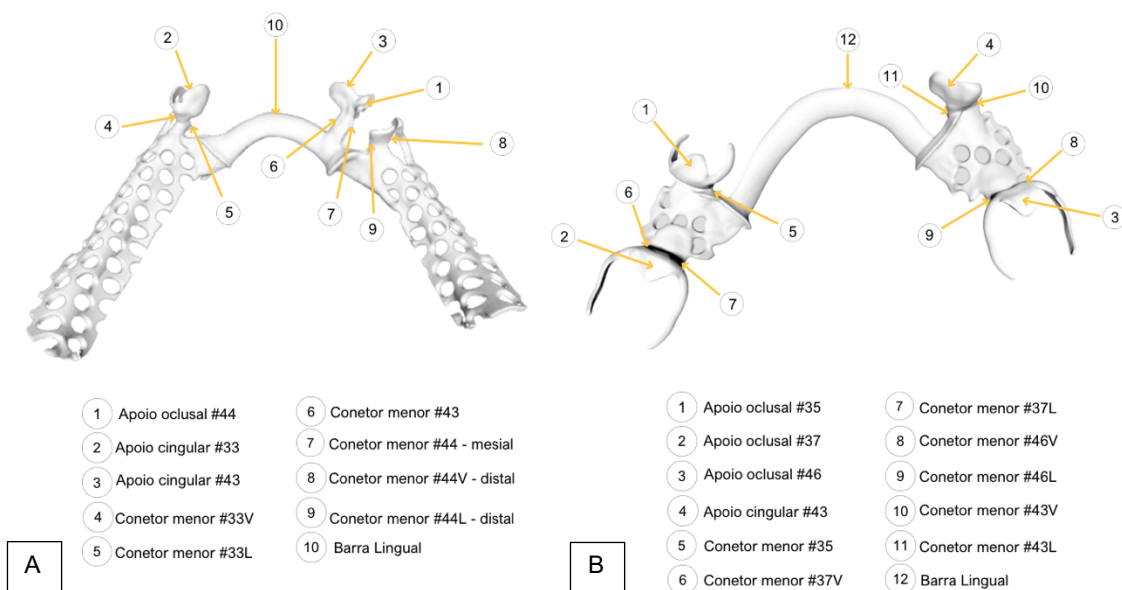


Figura 9 - Locais para avaliação qualitativa da adaptação no esqueleto protético.
A – Classe I de Kennedy. B – Classe III modificação 1 de Kennedy.

Todos os esqueletos foram corretamente posicionados nos respectivos modelos e foi aplicado um método qualitativo analógico baseado na inspeção direta do espaço entre os componentes do esqueleto e a superfície do modelo, utilizando amplificação de imagem e instrumentos endodônticos calibrados. Para a avaliação da adaptação do conector maior, utilizou-se uma lima endodôntica *Kerr* 50 (Figura 10A), que possui 500 µm de diâmetro na ponta. Na presença de um espaço igual ou superior a 500 µm entre o conector maior e a superfície do modelo, considerou-se a existência de desadaptação (Figura 11). Para a avaliação dos restantes componentes do esqueleto (apoios cingulares, apoios oculais e conector menor), utilizou-se um *plugger* de endodontia 35 (Figura 10B), que possui 350 µm de diâmetro na ponta. Neste caso considerou-se a existência de desadaptação na presença de um espaço igual ou superior a 350 µm entre estes componentes e a superfície do modelo (Figura 12).

Após avaliação de todos os componentes, nos locais em que se verificaram desadaptações superiores aos diâmetros de ponta dos instrumentos endodônticos, utilizou-se uma sonda periodontal de *Williams* (Figura 10C) para confirmar desadaptações superiores a 1000 µm entre os componentes do esqueleto e o modelo (Figura 13).

Todas estas medições foram realizadas utilizando dois tipos de amplificação de imagem – lupas de amplificação (1,8x) (Lupa de cabeça 1,8x, *Lorben*) e microscópio estereoscópico (20x) (*Olympus SZ-ET*, *Olympus*®, Japão) (Figura 14).

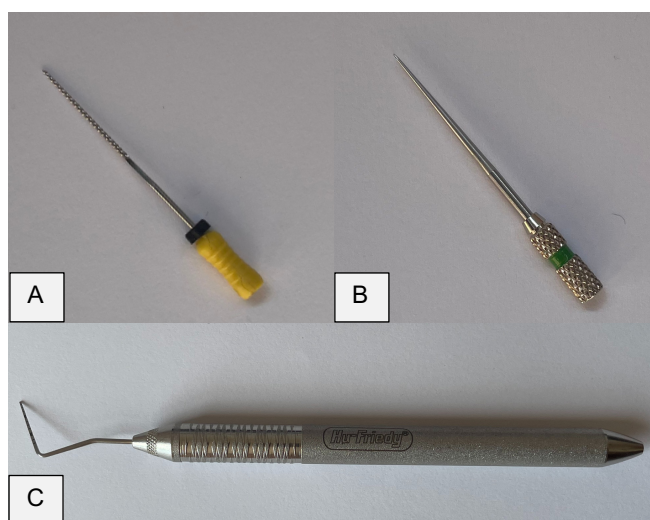


Figura 10 - Instrumentos calibrados utilizados na avaliação qualitativa da adaptação.
A – Lima *Kerr* 50. B – *Plugger* endodôntico 35. C – Sonda periodontal de *Williams*.



Figura 11 - Método qualitativo analógico – inspeção do espaço entre o conector maior e o modelo com uma lima *Kerr 50*. Ausência de um espaço igual ou superior a 500 µm de espessura.

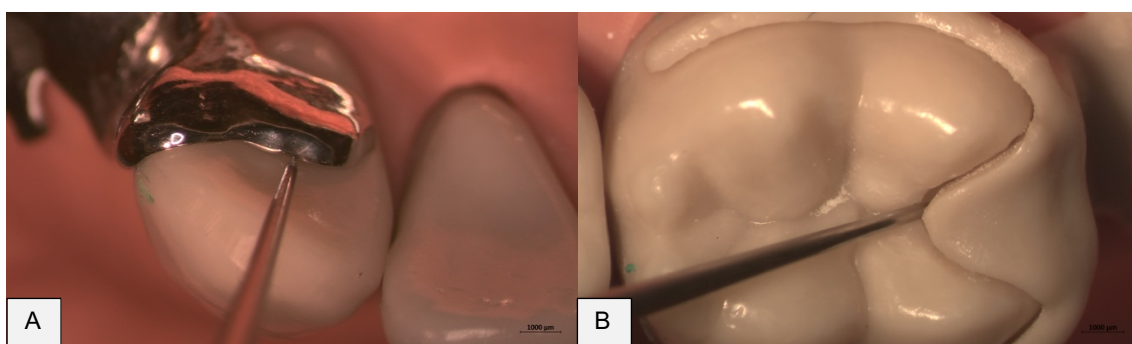


Figura 12 - Método qualitativo analógico – inspeção do espaço entre as superfícies com um *plugger* endodôntico 35.

A – Ausência de um espaço igual ou superior a 350 µm de espessura.

B – Presença de um espaço igual ou superior a 350 µm de espessura.

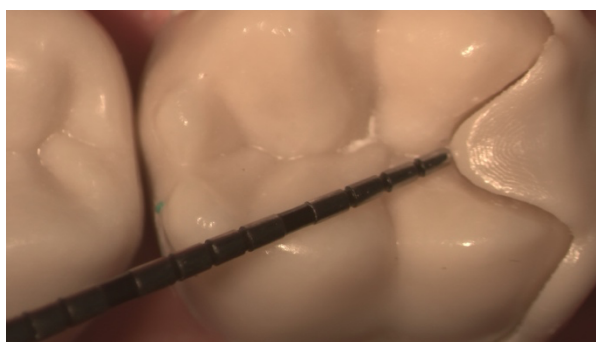


Figura 13 - Método qualitativo analógico – inspeção do espaço entre as superfícies com uma sonda periodontal de *Williams*. Ausência de um espaço igual ou superior a 1000 µm de espessura.



Figura 14 - Instrumentos de amplificação de imagem – Microscópio estereoscópico (*Olympus SZ-ET, Olympus®*, Japão).

4.2 Avaliação quantitativa digital

Para avaliar discrepâncias na produção dos esqueletos protéticos foi realizada uma avaliação quantitativa digital da veracidade da totalidade do esqueleto protético recorrendo ao programa *Geomagic* (*Geomagic Control X* versão 2018, 3D Systems, EUA).

Inicialmente procedeu-se à digitalização dos esqueletos protéticos utilizando o scanner laboratorial S600 Arti (S600 Arti, Zirkonzahn, Itália) (Figura 15) de modo a obtermos a malha poligonal no formato *.stl* dos esqueletos anteriormente produzidos (ECP – esqueleto CAD produzido). De seguida, a veracidade dos esqueletos protéticos foi avaliada através da sobreposição digital do ECP ao ficheiro *.stl* do respetivo desenho digital original (ECD – Esqueleto CAD desenhado). Para uma correta sobreposição das imagens foram utilizadas as ferramentas *Transform Alignment* e *Best Fit* do *Software Geomagic*.

Um nível de tolerância de $\pm 50 \mu\text{m}$ (0,05 milímetros) foi inserido no *Software Geomagic*.

O mapa de cores foi utilizado para uma mais fácil visualização da avaliação dos esqueletos. As diferenças dimensionais entre os ECP e o ECD foram calculadas sob a forma de média de *Root Mean Square (RMS)*, média e desvio padrão. Estes valores foram determinados automaticamente pelo *Software Geomagic*. As diferenças dimensionais encontradas entre o ECD e ECP foram medidas em micrómetros.



Figura 15 - Scanner laboratorial (S600 Arti, Zirkonzahn®, Itália) para digitalização dos esqueletos protéticos.

RESULTADOS

Os resultados desta investigação apresentam-se divididos em duas partes: avaliação qualitativa analógica da adaptação dos esqueletos aos modelos e avaliação quantitativa digital da veracidade.

1. Avaliação qualitativa analógica

Um total de dez e doze componentes foram definidos para avaliação qualitativa na Classe I e Classe III modificação 1 de *Kennedy*, respetivamente. A descrição detalhada dos locais avaliados em cada esqueleto e para cada uma das Classes está presente na Tabela 1.

Tabela 1 – Locais avaliados na avaliação qualitativa analógica em cada esqueleto protético.

Classe I	Esqueleto Co-Cr	Esqueleto PEEK
	(n=1)	(n=1)
Apoios oclusais	1	1
Apoios cingulares	2	2
Conectores menores	6	6
Conectores maiores	1	1
Total	10	10

Classe III modificação 1	Esqueleto Co-Cr	Esqueleto PEEK
	(n=1)	(n=1)
Apoios oclusais	3	3
Apoios cingulares	1	1
Conectores menores	7	7
Conectores maiores	1	1
Total	12	12

Na Classe I de *Kennedy* (Tabela 2), para o método da inspeção com amplificação de imagem utilizando instrumentos endodônticos calibrados, o esqueleto em Co-Cr apresentou desadaptação (presença de um espaço igual ou superior a 350 μ m) em um (conector menor #37) dos dez locais avaliados, quer para a avaliação com as lupas de amplificação (LA) quer para a avaliação com o microscópio estereoscópico (ME). Por outro lado, o esqueleto em PEEK apresentou adaptação (ausência de um espaço igual ou superior a 350 μ m ou a

500 μ m, no caso do conector maior) em todos os locais, também para ambos os métodos de amplificação (LA e ME).

Tabela 2 - Classe I de Kennedy - Resultados qualitativos obtidos pelo método de avaliação da inspeção com amplificação de imagem utilizando instrumentos endodônticos calibrados.

Classe I	Esqueleto Co-Cr		Esqueleto PEEK	
	LA	ME	LA	ME
Apoio oclusal #44	A	A	A	A
Apoio cingular #33	A	A	A	A
Apoio cingular #43	A	A	A	A
Conetor menor #33V	D ₀	D ₀	A	A
Conetor menor #33L	A	A	A	A
Conetor menor #43	A	A	A	A
Conetor menor M #44	A	A	A	A
Conetor menor D #44V	A	A	A	A
Conetor menor D #44L	A	A	A	A
Barra lingual	A	A	A	A
Nº de apoios oclusais desadaptados (n=1)	0	0	0	0
Nº de apoios cingulares desadaptados (n=2)	0	0	0	0
Nº de conectores menores desadaptados (n=6)	1	1	0	0
Nº de conectores maiores desadaptados (n=1)	0	0	0	0
Nº total de componentes desadaptados por esqueleto (n=10)	1 (10%)	1 (10%)	0 (0%)	0 (0%)

LA – Lupas de amplificação; ME – Microscópio estereoscópico; A – Adaptação com instrumentos endodônticos; D₀ – Desadaptação com instrumentos endodônticos.

Na Classe III modificação 1 de Kennedy (Tabela 3), para os doze locais avaliados, o esqueleto em Co-Cr apresentou desadaptação (presença de um espaço igual ou superior a 350 μ m) em dois apoios oclusais (#37 e #46) e em dois conectores menores (#37L e #46V), quer para a avaliação com LA quer com ME. Por outro lado, o esqueleto em PEEK apresentou desadaptação (presença de um espaço igual ou superior a 350 μ m) em um apoio oclusal (#46) e em dois conectores menores (#37L e #46V).

Tabela 3 - Classe III modificação 1 de Kennedy - Resultados qualitativos obtidos pelo método de avaliação da inspeção com amplificação de imagem utilizando instrumentos endodônticos calibrados.

Classe III modificação 1	Esqueleto Co-Cr		Esqueleto PEEK	
	LA	ME	LA	ME
Apoio oclusal #35	A	A	A	A
Apoio oclusal #37	D ₀	D ₀	A	A
Apoio oclusal #46	D ₀	D ₀	D ₀	D ₀
Apoio cingular #43	A	A	A	A
Conetor menor #35	A	A	A	A
Conetor menor #37V	A	A	A	A
Conetor menor #37L	D ₀	D ₀	D ₀	D ₀
Conetor menor #46V	D ₀	D ₀	D ₀	D ₀
Conetor menor #46L	A	A	A	A
Conetor menor #43V	A	A	A	A
Conetor menor #43L	A	A	A	A
Barra lingual	A	A	A	A
Nº de apoios oclusais desadaptados (n=3)	2	2	1	1
Nº de apoios cingulares desadaptados (n=1)	0	0	0	0
Nº de conetores menores desadaptados (n=7)	2	2	2	2
Nº de conetores maiores desadaptados (n=1)	0	0	0	0
Nº total de componentes desadaptados por esqueleto (n=12)	4 (33,3%)	4 (33,3%)	3 (25%)	3 (25%)

LA – Lupas de amplificação; ME – Microscópio estereoscópico; A – Adaptação com instrumentos endodônticos; D₀ – Desadaptação com instrumentos endodônticos.

Nos locais onde foram detetadas desadaptações com os instrumentos endodônticos, utilizou-se a sonda periodontal de *Williams* para confirmar desadaptações superiores a 1000 µm (Tabela 4). Verificou-se para a avaliação com LA e ME que nenhuma das desadaptações identificadas com os instrumentos endodônticos foi igual ou superior a 1000 µm.

Tabela 4 - Resultados qualitativos obtidos pelo método de avaliação da inspeção com amplificação de imagem utilizando uma sonda periodontal de *Williams* para as Classes I e III modificação 1 de *Kennedy*.

Classe I	Esqueleto Co-Cr		Esqueleto PEEK	
	LA	ME	LA	ME
Conetor menor #33V	D ₁	D ₁	-	-
Classe III modificação 1	Esqueleto Co-Cr		Esqueleto PEEK	
	LA	ME	LA	ME
Apoio oclusal #37	D ₁	D ₁	-	-
Apoio oclusal #46	D ₁	D ₁	D ₁	D ₁
Conetor menor #37L	D ₁	D ₁	D ₁	D ₁
Conetor menor #46V	D ₁	D ₁	D ₁	D ₁

LA – Lupas de amplificação; ME – Microscópio estereoscópico; D₁ – Desadaptação superior a 350 µm, mas inferior a 1000 µm com a sonda periodontal de *Williams*.

2. Avaliação quantitativa digital

A sobreposição digital dos ECP com o ECD deu origem a mapas de cores que indicam a veracidade de cada esqueleto protético (Figuras 16-19).

As áreas verdes representam uma boa correspondência, as áreas azuis correspondem a desvios negativos (indicando que o ECP é menor que o ECD) e as áreas vermelhas revelam desvios positivos (mostrando que o ECP é maior que o ECD).

De forma geral, numa avaliação visual dos mapas de cores, os esqueletos produzidos em PEEK exibiram mais áreas verdes, sobretudo na Classe I, em relação aos esqueletos de Co-Cr.

Na Classe I de *Kennedy* (Figuras 16 e 17), a maioria dos componentes apresenta uma melhor veracidade (área verde) no esqueleto PEEK, excetuando a face interna do conetor maior que evidencia menos discrepâncias no esqueleto em Co-Cr (menor área com coloração amarela).

Na Classe III modificação 1 de *Kennedy* (Figuras 18 e 19), é visível uma melhor veracidade da generalidade dos componentes para o esqueleto PEEK. Pode-se identificar uma correspondência correta (área verde) e similar em ambos os materiais ao nível das selas dentárias e dos apoios, no entanto, uma melhor veracidade do conetor maior está presente no esqueleto PEEK, apesar da sua face externa apresentar um desvio negativo (área azul).

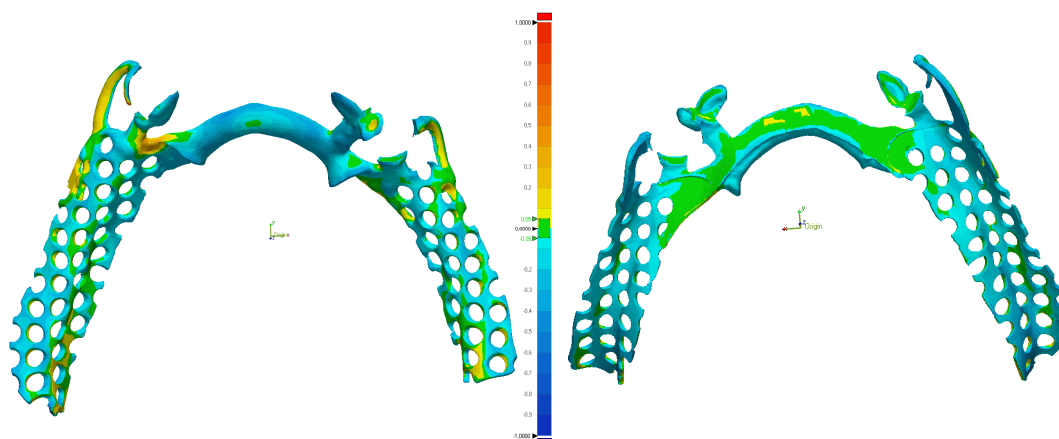


Figura 16 - Método quantitativo digital – Mapa de cores das discrepâncias entre o ECP e o ECD, obtido para o esqueleto Co-Cr (Classe I) através do *software* de sobreposição digital *Geomagic Control X*.

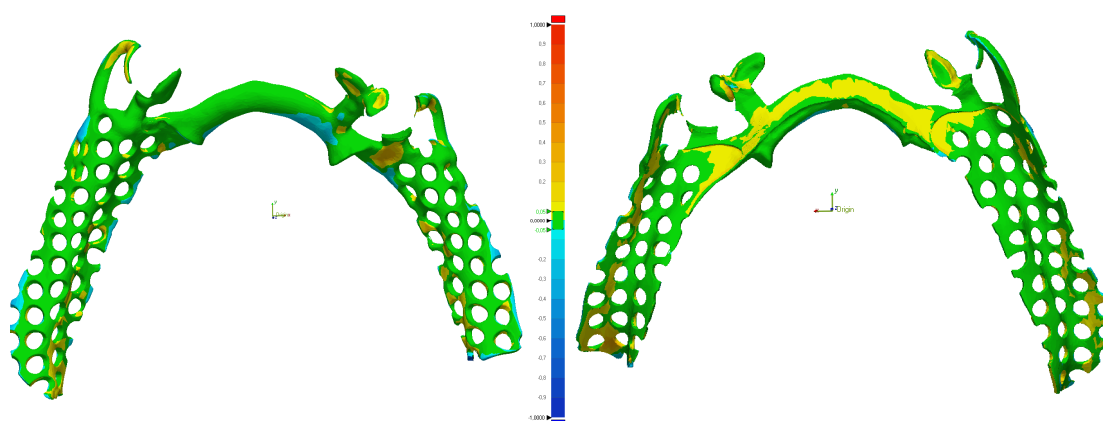


Figura 17 - Método quantitativo digital – Mapa de cores das discrepâncias entre o ECP e o ECD, obtido para o esqueleto PEEK (Classe I) através do *software* de sobreposição digital *Geomagic Control X*.

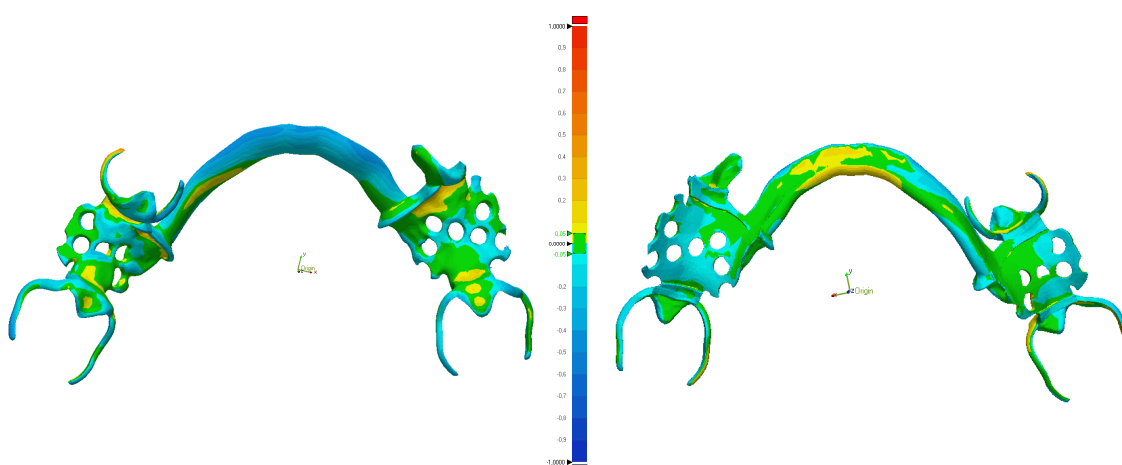


Figura 18 - Método quantitativo digital – Mapa de cores das discrepâncias entre o ECP e o ECD, obtido para o esqueleto Co-Cr (Classe III, modificação 1) através do *software* de sobreposição digital *Geomagic Control X*.

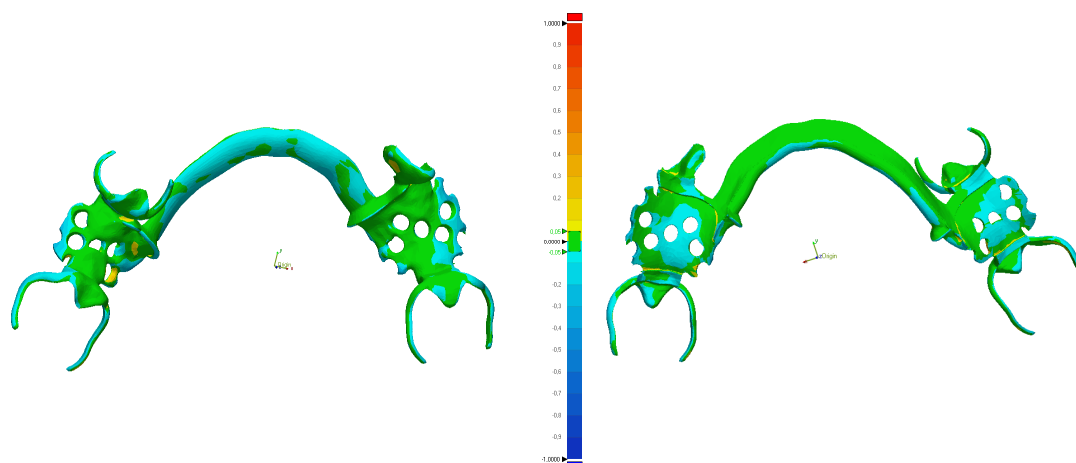


Figura 19 - Método quantitativo digital – Mapa de cores das discrepâncias entre o ECP e o ECD, obtido para o esqueleto PEEK (Classe III, modificação 1) através do *software* de sobreposição digital *Geomagic Control X*.

As Tabelas 5 e 6 apresentam uma análise quantitativa das discrepâncias entre os ECP e o ECD.

Na Classe I de *Kennedy* (Tabela 5), verificou-se que a veracidade do esqueleto PEEK ($RMS= 69,2 \mu m$) foi superior à do esqueleto em Co-Cr ($RMS= 148,3 \mu m$). Também os valores máximo e mínimo de discrepância obtidos entre os o ECP e o ECD foram mais elevados para o esqueleto Co-Cr (valor máximo= $594,5 \mu m$; valor mínimo= $-594,8 \mu m$) comparativamente ao esqueleto PEEK (valor máximo= $430,1 \mu m$; valor mínimo= $-430,1 \mu m$).

Tabela 5 - Resultados quantitativos (μm) obtidos pelo *software* de sobreposição digital *Geomagic Control X* para a Classe I de *Kennedy*.

Classe I	Esqueleto Co-Cr	Esqueleto PEEK
Máximo	594,5	430,1
Mínimo	-594,8	-430,1
Média	-73,3	25,4
Desvio Padrão	128,9	64,4
<i>RMS</i>	148,3	69,2

RMS – Root Mean Square.

Na Classe III modificação 1 de *Kennedy* (Tabela 6), também se verificou uma melhor veracidade do esqueleto PEEK ($RMS= 59,7 \mu m$) relativamente ao esqueleto em Co-Cr ($RMS = 107,2$). Da mesma forma, os valores máximo e mínimo de discrepância obtidos entre o ECP e o ECD foram mais elevados para o esqueleto Co-Cr (valor máximo= $454,4 \mu m$; valor mínimo= $-455,4 \mu m$) comparativamente ao esqueleto PEEK (valor máximo= $302,1 \mu m$; valor mínimo= $-300,9 \mu m$).

Tabela 6 - Resultados quantitativos (μm) obtidos pelo software de sobreposição digital *Geomagic Control X* para a Classe III modificação 1 de *Kennedy*.

Classe III modificação 1	Esqueleto Co-Cr	Esqueleto PEEK
Máximo	454,4	302,1
Mínimo	-455,4	-300,9
Média	-33,3	-26,9
Desvio Padrão	101,9	53,2
<i>RMS</i>	107,2	59,7

RMS – Root Mean Square.

O valor mais baixo (menor discrepância) para a veracidade da totalidade do esqueleto protético foi obtido no esqueleto PEEK da Classe III, modificação 1 ($RMS= 59,7 \mu m$). Por outro lado, o valor mais elevado (maior discrepância) para a totalidade do esqueleto protético verificou-se no esqueleto Co-Cr da Classe I ($RMS = 148,3 \mu m$).

DISCUSSÃO

Com esta investigação pretendeu-se avaliar e comparar a adaptação de esqueletos produzidos em Co-Cr e em PEEK por duas técnicas de produção digital diferentes (subtrativa e aditiva), em Classes I e III de *Kennedy*, e avaliar a veracidade dos esqueletos protéticos obtidos por essas técnicas digitais, em relação ao desenho *CAD* original.

Foi possível verificar que os esqueletos em PEEK, obtidos por fresagem, mostraram melhor adaptação do que os esqueletos em Co-Cr, produzidos pela técnica *SLM*. Para além disso, as discrepâncias encontradas entre os esqueletos e o desenho *CAD* que lhes deu origem foram inferiores nos esqueletos em PEEK, relativamente às encontradas nos esqueletos em Co-Cr, indicando uma melhor veracidade dos esqueletos produzidos por fresagem relativamente aos obtidos pelo método de produção aditivo direto *SLM*.

Assim, neste estudo foi utilizada a tecnologia *CAD-CAM* para a produção de esqueletos protéticos. Várias técnicas – aditivas ou subtrativas – podem ser aplicadas para a produção destas estruturas.⁴ Técnicas subtrativas (fresagem) revelam-se pouco económicas na produção de esqueletos metálicos devido ao elevado desgaste das ferramentas durante o processo de fresagem de ligas metálicas. No entanto, uma aplicação mais económica desta técnica pode ser conseguida através da produção de esqueletos protéticos utilizando o polímero PEEK, dada a dureza relativamente baixa deste material em comparação com ligas metálicas.^{12,13} Por outro lado, a produção por técnicas aditivas, nomeadamente pela técnica *SLM*, é uma abordagem promissora para a produção de esqueletos metálicos que elimina a desvantagem do desgaste das ferramentas e o desperdício de material associados à técnica subtrativa.¹² Na presente investigação, à semelhança de outras, os esqueletos PEEK foram produzidos por fresagem^{12,17,20,32,34} e os esqueletos Co-Cr pela técnica aditiva direta *SLM*.^{1,4,8,9,12,15,35,36,37,38}

O material de *CAD-CAM* utilizado na produção dos esqueletos protéticos deste estudo está disponível na prática clínica diária, facilitando a extrapolação dos resultados obtidos.

Para aquisição de imagem, utilizaram-se os *scanners* laboratoriais *Medit T500* (digitalização dos modelos de estudo) e *S600 Art* (digitalização dos esqueletos protéticos) e para o desenho digital do esqueleto protético utilizou-se o *software Partial Planner*. Todos estes equipamentos e respetivos *softwares* funcionam como sistemas abertos que permitem a partilha dos ficheiros *.stl* resultantes para qualquer sistema *CAM* pretendido.³⁹ O sistema *CAM* selecionado para a produção dos esqueletos em Co-Cr foi o *EOS GmbH (EOS GmbH, Phibo®*, Barcelona), estando já descrita na literatura a produção de esqueletos metálicos utilizando este equipamento.^{37,38} Por outro lado, o sistema *CAM* utilizado para produzir os esqueletos em PEEK foi a unidade de fresagem *Zirkonzahn M5* (*M5, Zirkonzahn®*, Itália). Esta fresadora apresenta a particularidade de possuir um elevado número de eixos (5+1 eixos), o que permite uma fresagem em múltiplas direções e consequentemente a produção de estruturas complexas com elevada precisão.³⁹

O sucesso clínico de uma PPR depende da existência de uma correta adaptação do esqueleto protético às estruturas orais, garantindo o suporte, a estabilidade e a retenção necessários.^{4,9,17,35} Do ponto de vista clínico, a adaptação de uma PPR representa o espaço entre a superfície interna da prótese e a superfície externa das estruturas de suporte.²⁴ Na literatura, estão descritos vários métodos para avaliação deste espaço,⁹ mas não existe nenhum método *standard*, podendo esta ser realizada de forma qualitativa ou quantitativa.²⁷

Os métodos de avaliação qualitativos, como a inspeção visual ou o teste de pressão, são muitas vezes aplicados devido à sua rapidez e simplicidade, contudo a informação obtida carece de detalhe e objetividade, ao contrário de uma avaliação quantitativa.²⁷ Uma avaliação quantitativa direta do espaço utilizando instrumentos analógicos revela-se difícil, uma vez que envolve a necessidade de secção da PPR.⁹ Assim, uma avaliação quantitativa indireta do espaço entre as estruturas tem sido frequentemente aplicada através da obtenção de um molde de silicone dessa discrepância e medição da sua espessura utilizando instrumentos analógicos ou microscopia.^{4,27,40} No entanto, existem desvantagens neste método, nomeadamente a deformação e rutura do material durante os procedimentos de corte e a dificuldade de medição da sua espessura devido à sua elasticidade.^{14,24,40}

Recentemente, o desenvolvimento da tecnologia CAD-CAM e de *softwares* de sobreposição digital, introduziu a possibilidade de se fazer uma avaliação direta tridimensional (3D) da adaptação, permitindo ultrapassar muitas desvantagens das técnicas analógicas, nomeadamente o baixo poder de resolução, a necessidade de corte de estruturas e a limitação da medição da adaptação em locais específicos.⁹

Vários autores já avaliaram a adaptação de esqueletos produzidos por tecnologias digitais, no entanto, é difícil comparar a adaptação destes esqueletos com base nestes estudos, uma vez que se verificou uma restrição dos locais avaliados aos apoios da PPR.^{12,27} Note-se que na presente investigação a avaliação qualitativa da adaptação foi realizada ao nível de praticamente todos os componentes da PPR (apoios oclusais e cingulares, conetores menores e maiores) dada a importância de todas estas estruturas no sucesso clínico da PPR.

Neste estudo, para a avaliação qualitativa da adaptação dos esqueletos utilizou-se um método de medição direto analógico que se baseou na inspeção com amplificação de imagem do espaço entre o esqueleto protético e o modelo preparado, utilizando instrumentos calibrados, nomeadamente, um *plugger* endodôntico 35 e uma lima *Kerr* 50.

As desadaptações encontradas nos componentes avaliados refletiram locais em que existe um espaço superior ao que é considerado clinicamente aceitável (superior a 311 μm).^{9,26} Com a utilização de uma sonda periodontal de *Williams* foi possível averiguar se esses espaços corresponderiam a desadaptações superiores a 1000 μm (elevado desajuste do esqueleto protético), no entanto, nenhum local apresentou desadaptação que atingisse tal valor.

Uma avaliação qualitativa utilizando estes instrumentos calibrados permitiu uma avaliação mais completa, confiável e menos subjetiva do que outros métodos de avaliação direta analógica descritos na literatura, como é o caso da inspeção visual ou do teste de pressão, uma vez que permitem identificar desadaptações iguais ou superiores ao respetivo diâmetro de ponta dos instrumentos.²⁷ Este método de avaliação baseado na utilização de instrumentos endodônticos para avaliação da adaptação foi descrito por Conceição *et al.*,⁴¹ sendo que, um método semelhante baseado na utilização de

um fio ortodôntico calibrado com 500 μm (valor considerado para esse estudo como limite de tolerância para prevenir complicações clínicas) já tinha sido previamente aplicado por outros autores.²⁸

A escolha destes instrumentos calibrados deveu-se a investigações anteriores de Eggbeer *et al.*,²⁶ que concluiu que a presença de um espaço entre 0 e 50 μm seria considerado como um contacto íntimo (ausência de espaço) entre as estruturas e um espaço de 50 a 311 μm , como clinicamente aceitável.^{9,26} Assim, com um *plugger* endodôntico 35 (350 μm de diâmetro na ponta) procedeu-se à avaliação dos apoios oclusais e cingulares e dos conetores menores. Por outro lado, com uma lima *Kerr* 50 (500 μm de diâmetro na ponta) avaliaram-se os conetores maiores, para os quais um alívio prévio de 400 μm tinha sido automaticamente estabelecido pelo *software* de desenho digital CAD.

Apesar deste método permitir apenas identificar o espaço existente num determinado local na periferia do componente a avaliar e não em toda a sua extensão, ele é capaz de fornecer uma avaliação viável, simples e rápida da adaptação do esqueleto, que pode facilmente ser realizada em contexto clínico.

No presente estudo optou-se por combinar o uso destes instrumentos endodônticos com a utilização de amplificação de imagem (lupas de amplificação e microscópio estereoscópico), de modo a permitir uma avaliação mais precisa e correta do que a inspeção visual simples (à vista desarmada). De realçar, ainda, que se optou pela escolha de dois métodos de amplificação distintos - lupas de amplificação e microscópio estereoscópico - de modo a obter resultados o mais confiáveis possível, sendo as lupas de amplificação um instrumento que, à semelhança dos instrumentos endodônticos calibrados, se encontra frequentemente disponível na prática clínica diária.

Na aplicação deste método de avaliação qualitativo analógico observou-se que os resultados obtidos para os dois tipos de amplificação de imagem utilizados - lupas de amplificação e microscópio estereoscópico - foram coincidentes em todos os locais avaliados. Este achado demonstra que as lupas de amplificação, utilizadas frequentemente em consultório, embora possuam menor ampliação, permitiram a deteção das mesmas desadaptações que instrumentos mais dispendiosos como um microscópio.

Relativamente aos materiais estudados, este método de avaliação qualitativa permitiu verificar que os esqueletos em PEEK demonstraram melhor adaptação ao modelo preparado em ambas as Classes de *Kennedy* relativamente aos esqueletos em Co-Cr, apresentando o esqueleto em PEEK da Classe I a melhor adaptação (adaptação em todos os locais avaliados). Estes resultados são corroborados pelos estudos de outros autores, como o de Ye *et al.*,³³ que também verificou uma melhor adaptação dos esqueletos PEEK fresados relativamente a esqueletos metálicos produzidos pelo método convencional, exibindo os esqueletos em PEEK desajustes clinicamente aceitáveis para os apoios oclusais ($86,2 \pm 22,6 \mu\text{m}$) e conetores maiores ($52,8 \pm 44,6 \mu\text{m}$). Para Negm *et al.*,¹⁷ esqueletos em PEEK produzidos por fresagem também apresentaram valores clinicamente aceitáveis ($< 311 \mu\text{m}$) ao nível dos apoios ($70 \pm 90 \mu\text{m}$) e conetores maiores. Por sua vez, Soltanzadeh *et al.*,⁹ avaliou esqueletos de Co-Cr produzidos por *SLM* e verificou que os apoios oclusais apresentaram contactos íntimos ($< 50 \mu\text{m}$) e espaços clinicamente aceitáveis ($< 311 \mu\text{m}$) em todos os restantes componentes avaliados, no entanto, este grupo foi o que apresentou maior desadaptação comparativamente aos restantes - esqueletos em Co-Cr produzidos pelo método convencional, por impressão 3D a partir do modelo de trabalho e pelo método convencional a partir de modelos de resina.

Em estudos que classificaram subjetivamente a adaptação dos esqueletos PEEK às estruturas, esta foi classificada como adequada²⁰ e os pacientes mostraram maior satisfação do que com a utilização de esqueletos de Co-Cr.³² Contudo, os resultados da presente investigação não podem ser comparados com os obtidos nesses estudos pela subjetividade dos seus métodos de avaliação.

No presente estudo, a Classe III de *Kennedy* revelou um maior número de desadaptações para o número total de locais avaliados comparativamente à Classe I, em ambos os materiais (PEEK e Co-Cr), o que poderá ser explicado pela maior complexidade do desenho protético da Classe III.

A capacidade de uma técnica de produção criar estruturas com diferenças mínimas do desenho original é designada por veracidade. Por outro lado, chama-se precisão à produção de duas ou mais estruturas do mesmo desenho com diferenças mínimas entre si.³⁰ Diferenças entre a estrutura produzida e o desenho digital planeado tanto podem resultar em espaços entre o esqueleto protético e as estruturas de suporte como em excessos de material. Ambas as situações comprometem a adaptação clínica da PPR. Com a tecnologia de sobreposição digital é possível avaliar este espaço ou excessos através da sobreposição de dois ficheiros .stl (desenho digital e esqueleto produzido), avaliando assim a sua veracidade.⁷

Com o intuito de avaliar a veracidade dos esqueletos protéticos (Co-Cr e PEEK) produzidos por técnicas de digitais, recorreu-se ao *software* de sobreposição digital *Geomagic*. Através de uma análise visual dos mapas de cores gerados, este método permitiu identificar de forma direta, áreas de maior e menor veracidade para os esqueletos produzidos. Neste sentido, os esqueletos em PEEK foram os que demonstram mais áreas verdes (elevada veracidade) e uma maior uniformidade de cor para ambas as Classes de *Kennedy*, sobretudo na Classe I. De realçar, ainda, que grandes valores de discrepâncias (desvios positivos evidentes – vermelho, ou desvios negativos evidentes – azul) não foram visíveis para nenhum dos esqueletos produzidos. Para além da indicação fornecida pela cor, este método de avaliação permite ainda realizar uma avaliação quantitativa da veracidade. Neste estudo, a veracidade foi definida como a discrepância entre os esqueletos produzidos e o desenho CAD que lhes deu origem sob a forma de *Root Mean Square (RMS)*. Este valor indica quão afastados os desvios encontrados entre os ficheiros se encontram do zero, sendo que um valor de zero indica uma correspondência perfeita entre os ficheiros. Assim, um elevado grau de correspondência entre os ficheiros sobrepostos significa elevada veracidade e é obtido na presença de um valor de *RMS* baixo.^{42,43,44}

Os valores de *RMS* encontrados nos esqueletos PEEK (69,2 µm para a Classe I e 59,7 µm para a Classe III), produzidos por fresagem, foram inferiores aos verificados para os esqueletos Co-Cr (148,3 µm para a Classe I e 107,2 µm para a Classe III, modificação 1), produzidos por *SLM*, indicando uma maior veracidade dos esqueletos em PEEK relativamente aos de Co-Cr. O esqueleto

que apresentou menor discrepâncias foi o esqueleto em PEEK da Classe III, modificação 1, contrariamente ao esqueleto em Co-Cr da Classe I que apresentou os valores mais elevados.

Estes resultados estão de acordo com os de Arnold *et al.*,¹² que concluiu que os esqueletos produzidos por fresagem ($43 \pm 23 \mu\text{m}$ horizontal e $38 \pm 21 \mu\text{m}$ vertical) apresentavam a menor distorção e maior precisão que esqueletos produzidos por *SLM* ($365 \pm 205 \mu\text{m}$ horizontal e $363 \pm 133 \mu\text{m}$ vertical). Também Negm *et al.*,¹⁷ verificou que esqueletos PEEK produzidos diretamente por fresagem mostraram discrepâncias reduzidas ($17.36 \pm 4.32 \mu\text{m}$) e mapas de cor uniformes. Da mesma forma, Snosi *et al.*,⁴² avaliou esqueletos metálicos produzidos indiretamente por fresagem e técnicas aditivas e constatou que as técnicas subtrativas mostravam menos desvios e, por isso, maior veracidade ($150,1 \pm 20,5 \mu\text{m}$) que as aditivas ($179,0 \pm 13,7 \mu\text{m}$). Por outro lado, Peng *et al.*,⁷ verificou que esqueletos de PPR produzidos por *SLM* apresentavam melhor adaptação ($RMS = 350 \mu\text{m}$), do que esqueletos produzidos pelo método convencional, sendo que este estudo reflete níveis de discrepância superiores aos obtidos na presente investigação para os esqueletos de Co-Cr produzidos por *SLM* ($-73,3 \pm 28,9 \mu\text{m}$ para a Classe I e $-33,3 \pm 101,9 \mu\text{m}$ para a Classe III, modificação 1). Apesar de uma tendência atual em utilizar o valor de *RMS* para a avaliação da veracidade, não existindo um método *standard* para a sua avaliação, alguns autores optam pela média e desvio padrão para apresentação dos resultados.^{24,30}

Vários fatores podem contribuir para a melhor ou pior adaptação dos esqueletos protéticos e para as diferenças encontradas na veracidade entre o esqueleto produzido e o desenho *CAD*, particularmente: a exatidão do *scanner* laboratorial utilizado na aquisição de imagem, procedimentos utilizados na digitalização dos esqueletos, o nível de precisão atingido pelos equipamentos de produção, os parâmetros *CAM* definidos, os materiais utilizados e os próprios procedimentos de acabamento e polimento.^{4,12}

Na fase de aquisição de imagem, foram utilizados dois *scanners* laboratoriais distintos, nomeadamente o *scanner Medit T500* – digitalização dos modelos de estudo para elaboração do desenho digital – e o *S600 Arti* – digitalização dos esqueletos protéticos para avaliação da veracidade. Estes *scanners* poderão apresentar diferentes exatidões e, conseqüentemente, serem

fonte de introdução de erros. Ainda na fase da digitalização dos esqueletos protéticos, foi utilizada a estratégia “*scan and match*” que pode ter contribuído para a criação de certos desvios relativamente à estrutura a digitalizar. Deve-se também acrescentar que para a digitalização dos esqueletos protéticos em Co-Cr, contrariamente aos esqueletos PEEK, está recomendada a sua pulverização com uma camada de pó cuja espessura é difícil de controlar, o que também pode afetar os resultados.

A produção de uma PPR utilizando a tecnologia *CAD-CAM* envolve uma série de parâmetros *CAM* que precisam de ser controlados para produzir estruturas com uma adaptação adequada. A combinação de vários parâmetros pode gerar erros *no software* e, inclusivamente, pode influenciar a produção da estrutura final de forma mais significativa do que parâmetros individuais.¹² Futuramente, mais estudos sobre os parâmetros *CAM* e o seu controlo são necessários para uma otimização da produção de estruturas utilizando a tecnologia *CAD-CAM*.^{12,36}

Para ambos os parâmetros avaliados (adaptação e veracidade), os esqueletos em PEEK apresentaram maior adaptação e veracidade do que os esqueletos produzidos em Co-Cr. No entanto, no que se refere à Classe de Kennedy, foram encontradas diferenças associadas a estes dois parâmetros. De facto, o esqueleto em PEEK Classe I foi o que apresentou melhor adaptação, tendo o esqueleto em PEEK Classe III revelado a maior veracidade. Estes achados podem ser devidos a vários fatores, sendo, por isso, fundamental que surjam novas investigações com um maior número de esqueletos, para se perceber se as diferenças encontradas são ou não estatisticamente significativas.

Para os esqueletos em Co-Cr produzidos por *SLM*, o *stress* residual criado por diferenças na distribuição da temperatura também pode originar distorção das estruturas e comprometer a sua adaptação e veracidade.²⁴

Finalmente, a etapa de acabamento e polimento é considerada como um dos fatores com maior influência quer na veracidade quer na adaptação final da PPR, estando descrito na literatura que o controlo deste processo pode melhorar a adaptação das estruturas e que o excesso de acabamento pode resultar na remoção desnecessária de material da superfície do esqueleto.⁴ De facto, a melhor adaptação dos esqueletos PEEK produzidos por fresagem é explicada

em estudos anteriores pelo acabamento de superfície de elevada qualidade obtido pela técnica de fresagem, que facilita o seu acabamento definitivo.¹²

Para além das limitações já referidas, das quais se destaca o reduzido número de esqueletos avaliados (pelo que este é considerado um estudo preliminar) foi ainda possível identificar várias questões que merecem alguma reflexão.

Assim, no que se refere ao método de avaliação qualitativo utilizado na avaliação da adaptação, apesar de permitir obter informação com maior detalhe relativamente a outros métodos qualitativos descritos na literatura, continua a ser um método de carácter subjetivo que apenas permite identificar o espaço existente num determinado local na periferia do componente a avaliar e não em toda a sua extensão.

Ainda relativamente aos métodos de avaliação, o método quantitativo digital utilizado permitiu verificar discrepâncias encontradas entre o esqueleto produzido e o respetivo desenho *CAD* para a totalidade do esqueleto protético. Contudo, uma avaliação detalhada dos vários componentes da PPR relativamente ao desenho digital poderá vir a ser uma abordagem a considerar futuramente. De realçar, ainda, que a comparação dos esqueletos protéticos com o desenho *CAD* forneceu-nos informação da veracidade dos esqueletos obtidos pelas diferentes técnicas utilizadas, mas não da adaptação do esqueleto às estruturas de suporte, fator crucial para o sucesso da reabilitação com PPR. Apesar de neste estudo também ter sido realizada uma avaliação da adaptação dos esqueletos protéticos aos modelos, esta foi qualitativa, pelo que futuramente uma avaliação da adaptação dos esqueletos aos modelos utilizando métodos quantitativos, nomeadamente através da tecnologia de sobreposição digital, seria muito pertinente.

CONCLUSÃO

Nas condições deste estudo *in vitro*, considerando os resultados obtidos e as limitações apresentadas, foi possível verificar que os esqueletos em PEEK mostraram melhor adaptação do que os esqueletos em Co-Cr, tanto para a Classe I como para a Classe III modificação 1 de *Kennedy*.

Para além disso, a veracidade dos esqueletos em PEEK obtidos pela técnica de produção subtrativa (fresagem) foi superior à dos esqueletos em Co-Cr produzidos por técnica aditiva direta *SLM*, também para ambas as Classes de *Kennedy*.

Assim, o PEEK parece ser um material a considerar como alternativa ao Co-Cr para esqueletos de PPR, visto que, para além das suas características estéticas, permite obter esqueletos com uma melhor adaptação que os em Co-Cr.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Hu F, Pei Z, Wen Y. Using Intraoral Scanning Technology for Three-Dimensional Printing of Kennedy Class I Removable Partial Denture Metal Framework: A Clinical Report. *J Prosthodont*. 2019;28(2):e473-e476. doi: 10.1111/jopr.12712.
2. Almufleh B, Emami E, Alageel O, de Melo F, Seng F, Caron E, Nader SA, Al-Hashedi A, Albuquerque R, Feine J, Tamimi F. Patient satisfaction with laser-sintered removable partial dentures: A crossover pilot clinical trial. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4):560-567.e1. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.04.021.
3. Campbell SD, Cooper L, Craddock H, Hyde TP, Nattress B, Pavitt SH, Seymour DW. Removable partial dentures: The clinical need for innovation. *J Prosthet Dent*. 2017;118(3):273-280. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.01.008.
4. Bajunaid SO, Altwaim B, Alhassan M, Alammari R. The Fit Accuracy of Removable Partial Denture Metal Frameworks Using Conventional and 3D Printed Techniques: An *In Vitro* Study. *J Contemp Dent Pract*. 2019;20(4):476-481. doi: 10.5005/jp-journals-10024-2542.
5. Kim JJ. Revisiting the Removable Partial Denture. *Dent Clin North Am*. 2019;63(2):263-278. doi: 10.1016/j.cden.2018.11.007.
6. Lee WT, Chen YC. Digitally Fabricated Dentures for Full Mouth Rehabilitation with Zirconia, Polyetheretherketone and Selective Laser Melted Ti-6Al-4V Material. *Int J Environ Res Public Health*. 2022;19(5):3021. doi: 10.3390/ijerph19053021.
7. Peng PW, Hsu CY, Huang HY, Chao JC, Lee WF. Trueness of removable partial denture frameworks additively manufactured with selective laser melting. *J Prosthet Dent*. 2022;127(1):122-127. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.06.035.
8. Tregerman I, Renne W, Kelly A, Wilson D. Evaluation of removable partial denture frameworks fabricated using 3 different techniques. *J Prosthet Dent*. 2019;122(4):390-395. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.10.013.

9. Soltanzadeh P, Suprono MS, Kattadiyil MT, Goodacre C, Gregorius W. An In Vitro Investigation of Accuracy and Fit of Conventional and CAD/CAM Removable Partial Denture Frameworks. *J Prosthodont*. 2019;28(5):547-555. doi: 10.1111/jopr.12997.
10. Schweiger J, Güth JF, Erdelt KJ, Edelhoff D, Schubert O. Internal porosities, retentive force, and survival of cobalt-chromium alloy clasps fabricated by selective laser-sintering. *J Prosthodont Res*. 2020;64(2):210-216. doi: 10.1016/j.jpor.2019.07.006.
11. Lee SJ, Kim SW, Lee JJ, Cheong CW. Comparison of Intraoral and Extraoral Digital Scanners: Evaluation of Surface Topography and Precision. *Dent J (Basel)*. 2020;8(2):52. doi: 10.3390/dj8020052
12. Arnold C, Hey J, Schweyen R, Setz JM. Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4):586-592. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.04.017.
13. Barraclough O, Gray D, Ali Z, Nattress B. Modern partial dentures - part 1: novel manufacturing techniques. *Br Dent J*. 2021;230(10):651-657. doi: 10.1038/s41415-021-3070-4.
14. Tasaka A, Shimizu T, Kato Y, Okano H, Ida Y, Yamashita S. Accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D printed pattern and selective laser sintering. *J Prosthodont Res*. 2020; 64(2): 224-230. doi: 10.1016/j.jpor.2019.07.009.
15. Lee WF, Wang JC, Hsu CY, Peng PW. Microstructure, mechanical properties, and retentive forces of cobalt-chromium removable partial denture frameworks fabricated by selective laser melting followed by heat treatment. *J Prosthet Dent*. 2022;127(1):115-121. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.06.038.
16. Dikova T. Properties of Co-Cr Dental Alloys Fabricated Using Additive Technologies. *Biomaterials in Regenerative Medicine*. InTech; 2018. doi: 10.5772/intechopen.69718
17. Negm EE, Aboutaleb FA, Alam-Eldein AM. Virtual Evaluation of the Accuracy of Fit and Trueness in Maxillary Poly(etheretherketone) Removable Partial Denture Frameworks Fabricated by Direct and Indirect CAD/CAM Techniques. *J Prosthodont*. 2019;28(7):804-810. doi: 10.1111/jopr.13075.

18. Gentz FI, Brooks DI, Liacouras PC, Petrich A, Hamlin CM, Ellert DO, Ye L. Retentive Forces of Removable Partial Denture Clasp Assemblies Made from Polyaryletherketone and Cobalt-Chromium: A Comparative Study. *J Prosthodont.* 2022;31(4):299-304. doi: 10.1111/jopr.13398.
19. Vaicelyte A, Janssen C, Le Borgne M, Grosgeat B. Cobalt–Chromium Dental Alloys: Metal Exposures, Toxicological Risks, CMR Classification, and EU Regulatory Framework. *Crystals.* 2020;10(12):1151. <https://doi.org/10.3390/cryst1012115>
20. 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-e598. doi: 10.1111/jopr.12968.
21. Mayinger F, Micovic D, Schleich A, Roos M, Eichberger M, Stawarczyk B. Retention force of polyetheretherketone and cobalt-chrome-molybdenum removable dental prosthesis clasps after artificial aging. *Clin Oral Investig.* 2021;25(5):3141-3149. doi: 10.1007/s00784-020-03642-5.
22. 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):580-584. doi: 10.1111/jopr.12325.
23. Liu Y, Fang M, Zhao R, Liu H, Li K, Tian M, Niu L, Xie R, Bai S. Clinical Applications of Polyetheretherketone in Removable Dental Prostheses: Accuracy, Characteristics, and Performance. *Polymers (Basel).* 2022;14(21):4615. doi: 10.3390/polym14214615.
24. Oh KC, Yun BS, Kim JH. Accuracy of metal 3D printed frameworks for removable partial dentures evaluated by digital superimposition. *Dent Mater.* 2022;38(2):309-317. doi: 10.1016/j.dental.2021.12.012.
25. Carneiro Pereira AL, Bezerra de Medeiros AK, de Sousa Santos K, Oliveira de Almeida É, Seabra Barbosa GA, da Fonte Porto Carreiro A. Accuracy of CAD-CAM systems for removable partial denture framework fabrication: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2021;125(2):241-248. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.01.003.

26. Eggbeer D, Bibb R, Williams R. The computer-aided design and rapid prototyping fabrication of removable partial denture frameworks. *Proc Inst Mech Eng H*. 2005;219(3):195-202. doi: 10.1243/095441105X9372.
27. Ye H, Ning J, Li M, Niu L, Yang J, Sun Y, Zhou Y. Preliminary Clinical Application of Removable Partial Denture Frameworks Fabricated Using Computer-Aided Design and Rapid Prototyping Techniques. *Int J Prosthodont*. 2017;30(4):348-353. doi: 10.11607/ijp.5270.
28. Keltjens HM, Mulder J, Käyser AF, Creugers NH. Fit of direct retainers in removable partial dentures after 8 years of use. *J Oral Rehabil*. 1997;24(2):138-42. doi: 10.1046/j.1365-2842.1997.d01-266.x. PMID: 9061623.
29. Saad, A., Abbas, F., Elgharabawy, S. Clinical evaluation of removable partial denture constructed from 3d printed resin pattern designed using cad cam technology. *ADJALEXU*. 2019;44(2):15-21. doi: 10.21608/adjalexu.2019.57357
30. Tasaka A, Okano H, Shimizu T, Kato Y, Higuchi S, Yamashita S. Influence of reinforcement bar on accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D-printed pattern and selective laser sintering. *J Prosthodont Res*. 2021;65(2):213-218. doi: 10.2186/jpr.JPOR_2020_10.
31. Guo F, Huang S, Liu N, Hu M, Shi C, Li D, Liu C. Evaluation of the mechanical properties and fit of 3D-printed polyetheretherketone removable partial dentures. *Dent Mater J*. 2022;41(6):816-823. doi: 10.4012/dmj.2022-063.
32. Mohamed, S., Rasha, H. Digital PEEK framework and patient satisfaction compared to conventional metal framework in removable partial dentures. A clinical trial. *Egyptian Dent J*. 2019;65(4):3787-3794. doi: 10.21608/edj.2019.76027
33. Ye H, Li X, Wang G, Kang J, Liu Y, Sun Y, Zhou Y. A Novel Computer-Aided Design/Computer- Assisted Manufacture Method for One-Piece Removable Partial Denture and Evaluation of Fit. *Int J Prosthodont*. 2018;31(2):149-151. doi: 10.11607/ijp.5508.

34. Lo Russo L, Chochlidakis K, Caradonna G, Molinelli F, Guida L, Ercoli C. Removable Partial Dentures with Polyetheretherketone Framework: The Influence on Residual Ridge Stability. *J Prosthodont*. 2022;31(4):333-340. doi: 10.1111/jopr.13408.
35. Al-Haj Husain N, Özcan M, Schimmel M, Abou-Ayash S. A digital cast-free clinical workflow for oral rehabilitation with removable partial dentures: A dental technique. *J Prosthet Dent*. 2020;123(5):680-685. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.05.008.
36. Chen H, Li H, Zhao Y, Zhang X, Wang Y, Lyu P. Adaptation of removable partial denture frameworks fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent*. 2019;122(3):316-324. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.11.010.
37. Mendes TA, Marques D, Lopes LP, Caramês J. Total digital workflow in the fabrication of a partial removable dental prostheses: A case report. *SAGE Open Med Case Rep*. 2019;7:2050313X19871131. doi: 10.1177/2050313X19871131.
38. Cabrita J, Mendes T, Martins J, Lopes L. Removable partial denture metal framework manufactured by selective laser melting technology – A clinical report. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac*. 2021;62(2):109-113. doi: 10.24873/j.rpemd.2021.06.831
39. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res*. 2016;60(2):72-84. doi: 10.1016/j.jpor.2016.01.003.
40. Lee JW, Park JM, Park EJ, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. Accuracy of a digital removable partial denture fabricated by casting a rapid prototyped pattern: A clinical study. *J Prosthet Dent*. 2017;118(4):468-474. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.12.007.
41. Conceição PR, Neves CB, Portugal JA. Digital technology for the production of removable partial denture metal frameworks. Faculty of Dentistry of Lisbon University. 2022.
42. Snosi AM, Lotfy SM, Thabet YG, Sabet ME, Rizk FN. Subtractive versus additive indirect manufacturing techniques of digitally designed partial dentures. *J Adv Prosthodont*. 2021;13(5):327-332. doi: 10.4047/jap.2021.13.5.327.

43. Sampaio-Fernandes MA, Pinto R, Sampaio-Fernandes MM, Sampaio-Fernandes JC, Marques D, Figueiral MH. Accuracy of silicone impressions and stone models using two laboratory scanners: a 3D evaluation. *Int J Prosthodont*. 2022. doi: 10.11607/ijp.8074.
44. Yilmaz B, Marques VR, Donmez MB, Cuellar AR, Lu WE, Abou-Ayash S, Çakmak G. Influence of 3D analysis software on measured deviations of CAD-CAM resin crowns from virtual design file: An in-vitro study. *J Dent*. 2022;118:103933. doi: 10.1016/j.jdent.2021.103933.

ANEXOS

DECLARAÇÃO

Monografia

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

Porto, 21 de maio de 2023

A estudante,

Parecer da Orientadora

Informo que o Trabalho de Monografia desenvolvido pela Estudante Lara Maria de Almeida Barbosa Fernandes, com o título: “Adaptação de esqueletos protéticos em Co-Cr e em PEEK produzidos por técnicas digitais: Estudo *in vitro*” está de acordo com as regras estipuladas na FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas.

Porto, 21 de maio de 2023

A Orientadora

Parecer da Coorientadora

Informo que o Trabalho de Monografia desenvolvido pela Estudante Lara Maria de Almeida Barbosa Fernandes, com o título: “Adaptação de esqueletos protéticos em Co-Cr e em PEEK produzidos por técnicas digitais: Estudo *in vitro*” está de acordo com as regras estipuladas na FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas.

Porto, 21 de maio de 2023

A Coorientadora

DECLARAÇÃO
Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Monografia/Relatório de Estágio

Identificação do autor

Nome completo Laura Maria de Almeida Bousora Fernandes
N.º de identificação civil 30196265 N.º de estudante 201806034
Email Institucional up201806034@fmda.up.pt
Email alternativo laurbousoraum@gmail.com Tl/Ftm 910587932
Faculdade/Instituto Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Identificação da publicação

Dissertação de Mestrado Integrado (Monografia) ☒

Relatório de Estágio ☐

Título completo

"Adaptação de esquilotos protéticos em Co-Cr e em
PEEK produzidos por técnicas digitais: Estudo in vitro."

Orientador Prof.^a Doutora Maria Helena Guimarães Figueiredo da Silva

Coorientador Prof.^a Doutora Maria Raygonda Ferreira Sampaio Fernandes

Palavras-chave Protótipo Removível Exquiloto protético "PAD-CAD" "Digital" "PEEK"
"Co-Cr" "Adaptação clínica" "Veracidade"

Autorizo a disponibilização imediata do texto integral no Repositório da U.Porto:

☐ (x)

Não Autorizo a disponibilização imediata do texto integral no Repositório da U.Porto:

☒ (x)

Autorizo a disponibilização do texto integral no Repositório da U.Porto, com período de embargo, no prazo de:

6 Meses: _____; 12 Meses: _____; 18 Meses: _____; 24 Meses: X; 36 Meses: _____; 120 Meses: _____.

Justificação para a não autorização imediata Publicação

Data 22 / 05 / 2023

Assinatura Laura Maria de Almeida Bousora Fernandes