

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra



Fadiga mecânica de *attachments* em barra para próteses implanto-suportadas: projeto experimental

Mafalda Fernandes Manco

Orientador: Prof. Doutor Pedro Miguel Gomes Nicolau

Coorientadora: Dra. Rita Joana Amaral Reis

Coimbra, Julho de 2020

**Fadiga mecânica de *attachments* em barra para próteses implanto-suportadas:
projeto experimental**

Manco M¹; Reis R²; Nicolau P³

¹ Aluna do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra, Portugal

² Assistente Convidada do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra, Portugal

³ Professor Associado do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra, Portugal

Área de Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra
Av. Bissaya Barreto, Blocos de Celas
Portugal
Tel.: +351 239 484 183
Fax.: +351 239 402 910
3000-075 Coimbra
Portugal

E-mail: fernandesmmafalda97@gmail.com

ÍNDICE

1. RESUMO	5
2. ABSTRACT	7
3. INTRODUÇÃO	9
4. MATERIAIS E MÉTODOS	14
4.1 Elaboração dos Protótipos da Mandíbula.....	14
4.2 Elaboração das Barras	17
4.3 Protocolo Experimental.....	28
4.3.1 Protocolo 1: Teste de fadiga mecânica simulando movimentos de inserção/remoção	30
4.3.2 Protocolo 2: Teste de fadiga mecânica simulando movimentos mastigatórios	32
5. DISCUSSÃO	33
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	40
7. ANEXOS	44
7.1 Anexo I – Lista de Abreviaturas.....	44
7.2 Anexo II – Lista de Figuras	44
7.3 Anexo III – Lista de Tabelas	47
8. AGRADECIMENTOS	48

1. RESUMO

Introdução: Perante uma desdentação total, uma das opções de tratamento consiste na reabilitação com uma prótese total removível mandibular implanto-suportada (*overdenture* suportada por implantes). Um dos sistemas de *attachments* possíveis em *overdentures* é o sistema barra/clipe sendo que existem várias geometrias de secções transversais disponíveis para as barras (redonda, oval, em forma de U ou em forma de “fechadura”). Este sistema de *attachment* está associado a elevados valores de retenção, ou seja, a uma elevada resistência da prótese à sua desinserção; no entanto, estes valores retentivos sofrem modificações por fadiga mecânica.

Objetivo: Este projeto experimental tem como objetivo o desenvolvimento de um estudo *in vitro* que avalie e compare da fadiga mecânica associada aos valores de retenção entre diferentes secções transversais de *attachments* em barra: *Hader*, *Dolder egg-shaped* e uma barra experimental (desenvolvida pelo nosso grupo de investigação) associados a cliques poliméricos em PEEK (poliéter-éter-cetona) utilizados em *overdentures* mandibulares sobre 2 implantes colocados na região intermentoniana.

Materiais e Métodos: O protocolo experimental iniciou com a elaboração do protótipo da mandíbula constituído por 2 materiais: politereftalato de etileno reforçado com fibras de carbono (PET CF Innovatefil®) (Smart Materials 3D, Jaén, Espanha) e resina de poliuretano Smooth-Cast 320® (Smooth-On Inc, Macungie, EUA), tendo sido colocado 2 implantes (Tissue Level Standard Plus Implants, Ø 3.3mm RN, SLActive®, Roxolid®) (Straumann, Basileia, Suíça) na região intermentoniana do protótipo. Posteriormente, procedeu-se à elaboração das barras (*Hader*, *Dolder* e barra experimental) e dos respetivos cliques utilizando o *software* Inventor® Professional 2019 (Autodesk®, São Rafael, EUA). Os modelos físicos das barras foram construídos em liga Cromo-Cobalto Zfx™ Rawdens Cobalt Chromium Eco Zimmer (Zfx GmbH, Dachau, Alemanha) e os cliques foram produzidos inicialmente em PMMA (polimetilmetacrilato), sendo que o objetivo final é a obtenção destes em PEEK. Este projeto experimental inclui 6 grupos de estudo: barra de *Hader*, *Dolder egg-shaped* e barra experimental com e sem *cantilevers*, estando todos associados a cliques em PEEK. Futuramente, os grupos de estudo deste projeto serão submetidos a 2 protocolos experimentais para avaliação dos valores de retenção dos mesmos: protocolo 1 que testa a fadiga mecânica simulando movimentos de inserção/remoção

com recurso a uma máquina de testes universais AG-I versão 3.80 (Shimadzu®, Quioto, Japão) e protocolo 2 que simula movimentos de mastigação com auxílio da máquina servo-hidráulica INSTRON 1341 (Norwood, EUA).

Discussão: A fadiga mecânica dos sistemas de *attachments* barra/clipe ocorre devido ao constante contato entre as superfícies retentivas dos *attachments* durante o movimento de inserção/remoção da *overdenture* e dos ciclos mastigatórios. Tendo em conta estudos *in vitro* publicados anteriormente, os valores retentivos dos sistemas de *attachments* em barra podem aumentar ou diminuir após submetidos a fadiga mecânica. Para além do número e da composição dos cliques (metálicos ou poliméricos), as secções transversais das barras também influenciam a retenção da prótese implanto-suportada. É expectável que os grupos de estudo que incluem barras com extensão distal (*cantilevers*) apresentem maiores valores retentivos quando comparados com os grupos sem *cantilevers*; e que os grupos de estudo que incluem a barra experimental apresentem uma menor perda de retenção após submetidos a 1 ano de simulação.

Palavras-chave: próteses implanto-suportadas; sistemas de *attachments*; sistema barra/clipe; secções transversais da barra; retenção; fadiga mecânica

2. ABSTRACT

Introduction: In a complete edentulism, one of the treatment options consists of rehabilitating with a complete removable implant-supported total prosthesis (overdenture supported by implants). One of the possible attachment systems in overdentures is the bar/clip system, with several cross-section geometries available for the bars (round, oval, U-shaped or “keyhole”). This attachment system is associated with high retention values, that is, with a high resistance of the prosthesis to its removal; however, these retentive values can be modified by mechanical fatigue.

Aim: This experimental project aims to develop an in vitro study to evaluate and compare the mechanical fatigue associated with the retention values between different cross sections of bar attachments: Hader, Dolder egg-shaped and an experimental bar (developed by our research group) associated with polymeric clips in PEEK (polyether-ether-ketone) used in mandibular overdentures on 2 implants placed in the intermentonian region.

Materials and Methods: The experimental protocol started with the elaboration of the prototype of the mandible made up of 2 materials: polyethylene terephthalate reinforced with carbon fibers (PET CF Innovatefil®) (Smart Materials 3D, Jaen, Spain) and polyurethane resin Smooth-Cast 320® (Smooth-On Inc, Macungie, EUA), subsequently 2 implants were placed (Tissue Level Standard Plus Implants, Ø 3.3mm RN, SLActive®, Roxolid®) (Straumann, Basel, Switzerland) in the intermentonian region of the prototype. Subsequently, the bars (Hader, Dolder and experimental bar) and respective clips were created using the Inventor® Professional 2019 software (Autodesk®, Sao Rafael, USA). The physical models of the bars were constructed in Cobalt-Cobalt alloy Zfx™ Rawdens Cobalt Chromium Eco Zimmer (Zfx GmbH, Dachau, Germany) and the clips were produced in PMMA (polymethylmethacrylate), however the final objective is to obtain the clips in PEEK. This experimental project includes 6 study groups: Hader bar, Dolder egg-shaped bar and experimental bar with and without cantilevers, all of which are associated with PEEK clips. In the future, the study groups of this project will be submitted to 2 experimental protocols for the evaluation of their retention values: protocol 1 that tests the mechanical fatigue simulating insertion/removal movements using an AG-I universal testing machine version 3.80 (Shimadzu®, Kyoto, Japan) and protocol 2 that simulates chewing movements using an INSTRON 1341 servo-hydraulic machine (Norwood, USA).

Discussion: The mechanical fatigue of the bar/clip attachment systems occurs due to the constant contact between the retaining surfaces of the attachments during the insertion/removal movement of the overdenture and during the masticatory cycles. Taking into account previously published in vitro studies, the retentive values of bar attachments systems may increase or decrease after undergoing mechanical fatigue. In addition to the number and composition of the clips (metallic or polymeric), the cross sections of the bars also influence the retention of the implant-supported prosthesis. It is expected that the study groups that include bars with distal extension (cantilevers) will have higher retentive values when compared to groups without cantilevers; and that the study groups that include the experimental bar will lose less retention after undergoing 1 year of simulation.

Keywords: implant-retained protheses; attachment systems; bar/clip systems; bar cross-section; retention; mechanical fatigue.

3. INTRODUÇÃO

O edentulismo completo é definido como a perda de todos os dentes naturais, de acordo com o “*Glossary of Prosthodontic Terms*”.¹ Esta condição está associada a uma diminuição da qualidade de vida, na medida em que afeta tanto a saúde geral como a saúde oral.^{2,3} Num desdentado total, as opções de tratamento existentes para restabelecer a sua função incluem o uso de próteses totais muco-suportadas, próteses totais removíveis implanto-suportadas (*overdentures* suportadas por implantes) ou a colocação de próteses totais fixas.²

O tratamento convencional nestes pacientes inclui a colocação de duas próteses totais muco-suportadas. Contudo, esta opção de tratamento, nomeadamente as próteses mandibulares, apresenta limitações funcionais e psicossociais, entre as quais um comprometimento mastigatório, limitações da sua estabilidade e retenção dado a sua dependência do suporte mucoso e ósseo disponíveis na medida em que o edentulismo tem como consequência a reabsorção do rebordo ósseo, um processo fisiológico e irreversível.^{2,4-6}

A utilização de implantes permitiu um aumento do número e da versatilidade de tratamentos disponíveis em indivíduos desdentados totais, entre os quais, o uso de *overdentures* ou de próteses totais fixas. Estas opções de tratamento melhoram tanto a capacidade mastigatória como a estabilidade e retenção das próteses e, consequentemente, um aumento do conforto por parte do paciente e um aumento da QdVRSO (Qualidade de Vida Relacionada com a Saúde Oral).^{2,4,6-8}

Relativamente ao número de implantes para uma *overdenture* mandibular, a melhor opção em termos de suporte, distribuição de forças e proteção óssea posterior é a colocação de 4 implantes; contudo quando comparada com uma *overdenture* mandibular sobre 2 implantes não existem diferenças estatisticamente significativas em relação à satisfação do paciente e função da *overdenture*; portanto, esta última opção, deveria ser considerada do ponto de vista do paciente tendo em conta a relação custo-benefício.^{5,9} Aliás, em 2002, foi publicado o Consenso de McGill, o qual afirma que na reabilitação de um desdentado total bimaxilar a colocação de uma *overdenture* mandibular sobre 2 implantes, colocados na região intermentoniana, deveria ser considerada a primeira opção de tratamento. Em 2009, o Consenso York, veio corroborar ao concluir que os portadores de *overdentures* mandibulares sobre 2

implantes apresentam uma melhor qualidade de vida e satisfação comparativamente com os que utilizam próteses totais muco-suportadas mandibulares.¹⁰⁻¹²

Outra opção mais recente, é a colocação de apenas 1 implante colocado na linha média, o que torna o tratamento minimamente invasivo, economicamente mais atrativo, proporcionando igualmente aos pacientes uma maior satisfação quando comparada com uma prótese total muco-suportada. Contudo, uma *overdenture* mandibular sobre 1 implante apresenta uma menor capacidade mastigatória quando comparada com uma *overdenture* mandibular sobre 2 implantes.^{9,13}

As próteses totais removíveis implanto-suportadas podem ser classificadas de acordo com o seu tipo de suporte: *overdentures* implanto-suportadas quando o suporte é apenas a nível dos implantes ou *overdentures* implanto-muco suportadas quando este ocorre a nível dos implantes e da mucosa do rebordo ósseo. Este último tipo de *overdenture* inclui um menor número de implantes e um sistema de *attachment* ferulizado ou não-ferulizado que possibilita que ocorra o movimento da prótese durante a função e que a mucosa do rebordo residual esteja envolvida na dissipação das forças.^{6,14}

A retenção de uma prótese é definida como a resistência ao seu movimento no sentido axial. A estabilidade, por sua vez, é definida como a resistência que a prótese apresenta ao seu movimento no sentido não-axial (forças laterais/horizontais). Nas reabilitações com *overdentures*, tanto a retenção como a estabilidade estão diretamente relacionadas com o suporte mucoso e ósseo disponíveis e com o sistema de *attachment* utilizado.^{1,7}

O sistema de *attachment* utilizado em *overdentures* é definido como um dispositivo mecânico utilizado para as fixar, reter e estabilizar. Este sistema é geralmente composto por duas peças: a fêmea ou *matrix* que corresponde a um pilar aparafusado ou unido ao/s implante/s e o macho ou *patrix* que corresponde a uma peça incorporada na base da prótese e que possui um encaixe perfeito com a fêmea. Todavia, existem sistemas onde se verifica o contrário, ou seja, a fêmea está incorporada na base da prótese e o macho aparafusado ao/s implante/s, como é o caso dos *attachment* em bola.^{1,3,6,15} Estes sistemas subdividem-se em ferulizados e não-ferulizados. Os *attachments* ferulizados incluem o uso do sistema barra/clipe e os não-ferulizados incluem o uso do sistema em bola/*O-ring*, *Locator*, magnéticos ou coroas telescópicas.^{6,7}

Na reabilitação com uma *overdenture* mandibular sobre 2 implantes colocados na região intermentoniana, o sistema de *attachment* barra/clipe é formado por uma barra aparafusada aos implantes, ferulizando-os, e por cliques colocados na superfície interna da prótese ou encaixados numa casa metálica fixa à base da *overdenture*.^{3,6,7,14} Este sistema proporciona uma maior retenção e estabilidade da *overdenture*, permite corrigir o não-paralelismo entre implantes, estando também associado a uma melhor distribuição biomecânica da carga sobre os implantes.^{3,7,15,16} Contudo, apresenta algumas limitações, entre as quais: necessidade de maior espaço vertical (mínimo de 12 mm entre a crista óssea até ao bordo incisal), risco de invadir o espaço ocupado pela língua se utilizado em arcos mandibulares com forma triangular, necessidade de uma higienização mais exigente e maior risco de desenvolver hiperplasia gengival por baixo da barra.^{3,16}

Estes sistemas de barras podem ser do tipo barra/clipe ou barra/revestimento resiliente; este revestimento de silicone na base protética da *overdenture*, ao proporcionar um preenchimento do espaço em redor da barra, melhora a saúde tecidual peri-implantar, diminui o custo económico e as complicações a nível dos tecidos moles quando comparado com os cliques. Contudo também está associado a complicações, sendo a mais comum a separação do silicone da base da prótese, justificada pela diminuição da força de ligação entre os dois materiais (silicone e resina acrílica da prótese).¹⁷

Quando o sistema de *attachment* em barra é utilizado, pode também ser uma opção terapêutica reabilitar com mais 2 barras localizadas para distal dos implantes (*cantilevers*), as quais vão aumentar a área de retenção da prótese, contribuindo também para melhorar a sua estabilidade e o suporte. Contudo, a utilização de *cantilevers* também está associada a uma maior transmissão de forças aos implantes.^{18,19}

Relativamente à geometria da secção transversal da barra, existem várias disponíveis:

Barra com secção transversal redonda: define-se como sendo um sistema de ancoragem resiliente que permite o movimento rotacional da *overdenture*, e se associado a um espaçador irá permitir também o movimento vertical da prótese. Este tipo de secção transversal está associado a uma maior rotação da *overdenture* comparativamente com secções transversais de geometria retangular e, por isso,

produz menor torque a nível dos implantes; contudo este *design* de barra requer ativação do clipe mais frequentemente.^{15,20}

Barra de *Hader* que apresenta uma secção transversal com a forma de uma “fechadura”, ou seja, a parte inferior retangular e a parte superior circular; à semelhança da secção transversal redonda, também se define como sendo um sistema de ancoragem resiliente permitindo o movimento rotacional da *overdenture*, e se associado a um espaçador irá permitir também o movimento vertical da prótese.^{1,20}

Barra de *Dolder* que apresenta dois tipos diferentes de secção transversal: em forma de U/ *U-shaped* – sistema de ancoragem rígido (com as paredes laterais paralelas) ou em forma oval/ *egg-shaped* – sistema de ancoragem resiliente.^{1,6} A barra em forma de U não permite movimento rotacional nem vertical da *overdenture*, transmitindo assim a totalidade de torque criado aos implantes.¹⁴ Por sua vez, a barra em forma oval permite movimento de rotação da prótese e, se associada a um espaçador também irá permitir movimento vertical da *overdenture*.²⁰

Relativamente ao facto do sistema de *attachment* em barra apresentar propriedades retentivas superiores a outros sistemas, Shastry *et al.*²¹ no seu estudo *in vitro* compararam as alterações a nível da retenção de três tipos de *attachments* (bola/*O-ring*, barra de *Hader*/clipe plástico e *Locator*) utilizados em *overdentures* mandibulares sobre 2 implantes, durante 100 ciclos de inserção/remoção da prótese; tendo concluído que a barra *Hader*/clipe apresentou o maior valor médio de retenção inicial e o maior valor ao longo dos 100 movimentos de inserção/remoção.

Os sistemas de *attachments* em barra sofrem, ao longo da sua utilização, fadiga mecânica associada a perda de retenção. Breeding *et al.*²² observaram, *in vitro*, uma perda de retenção logo após a remoção inicial da barra de *Hader*/clipe plástico; esta perda de retenção atingiu o *plateau* à décima segunda remoção. Sendo assim, os autores recomendam a inserção e remoção da barra 12 a 15 vezes durante a consulta de colocação da *overdenture*, ou seja, previamente à sua inserção definitiva, para que o Médico Dentista possa avaliar se a retenção do sistema de *attachment* em barra é adequado para o paciente.

Contudo, outros estudos demonstraram que os valores de retenção aumentam ao longo dos testes de fadiga mecânica; Botega *et al.*²³ avaliaram a força de retenção e a resistência à fadiga de dois sistemas de *attachments* (*O-ring* e barra/clipe plástico); estes sistemas foram submetidos a um teste de fadiga mecânica que incluiu 5.500 ciclos de inserção/desinserção, estando imersos em saliva artificial. Os autores

observaram um aumento da retenção dos dois sistemas de *attachments* ao longo do decorrer do teste de fadiga. Num estudo semelhante, Pigozzo *et al.*²⁴ avaliaram a força de retenção de vários tipos de sistemas barra/clipse (clipes de plástico e clipes metálicos); os grupos foram submetidos a 5.500 ciclos de inserção/remoção e imersos em saliva artificial; tendo concluído que todos os sistemas de *attachments*, de um modo geral, aumentaram os seus valores de retenção no decorrer do teste de fadiga, ou seja, à medida que os ciclos também foram aumentando.

Relativamente à fadiga mecânica associada a perda de retenção entre várias geometrias de secções transversais de *attachments* em barra, Elsayed *et al.*²⁵ avaliaram o efeito de diferentes secções transversais de barras (redonda, oval e de *Hader*) na retenção de uma *overdenture* mandibular sobre 2 implantes ao longo de 2.740 movimentos de inserção/desinserção, tendo concluído que a barra de *Hader* apresentou a maior perda de retenção após as inserções/remoções.

A fadiga mecânica dos sistemas de *attachments* em barra ocorre devido às sucessivas inserções/remoções da *overdenture* e aos ciclos mastigatórios a que são submetidas as próteses, levando, conseqüentemente, a uma perda de retenção ao longo da sua utilização.²⁶ Outros estudos *in vitro*²⁶⁻²⁹ avaliaram os valores de retenção de sistemas de *attachments* não-ferulizados após submetidos a fadiga mecânica associada a ciclos mastigatórios.

Após revisão da literatura publicada, estudos *in vitro* referente à fadiga mecânica associada a ciclos de inserção/remoção e ciclos mastigatórios entre diferentes secções transversais de *attachments* em barra utilizados em *overdentures* mandibulares sobre 2 implantes colocados na região intermentoniana, revelam-se escassos e, sendo assim, parece-nos de grande interesse científico uma abordagem mais aprofundada deste tema.

O objetivo principal deste projeto experimental é o desenvolvimento de um estudo *in vitro* que avalie e compare a fadiga mecânica associada aos valores de retenção entre diferentes secções transversais de *attachments* em barra: *Hader*, *Dolder egg-shaped* e uma barra experimental (desenvolvida pelo nosso grupo de investigação) associados a clipes poliméricos em PEEK (poliéter-éter-cetona) utilizados em *overdentures* mandibulares sobre 2 implantes colocados na região intermentoniana.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Para o desenvolvimento do protocolo experimental, foi produzido o protótipo de uma mandíbula desdentada total e respetivo suporte e, de seguida, foram colocados 2 implantes na região intermentoniana do protótipo. Adicionalmente, foram construídas barras com diferentes secções transversais e respetivos cliques, e realizadas próteses acrílicas adaptadas ao protótipo mandibular. Futuramente, os sistemas barra/clique, previamente elaborados, serão submetidos a 2 protocolos de fadiga mecânica, um simulando movimentos de inserção/remoção e o outro simulando ciclos mastigatórios.

4.1 Elaboração dos Protótipos da Mandíbula

Método 1:

No Laboratório de Biomecânica Aplicada do Instituto de Investigação Aplicada do Politécnico de Coimbra (Coimbra, Portugal) foi realizada a reconstrução tridimensional de uma mandíbula de uma paciente desdentada total do sexo feminino de 79 anos, utilizando imagens DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) obtidas por CBCT (tomografia computadorizada de feixe cónico) na Área de Medicina Dentária da FMUC (Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra) com recurso ao dispositivo i-CAT® (KaVo Dental, Biberach, Alemanha). Das imagens obtidas foram eliminadas todas as estruturas adjacentes, ficando apenas o osso da mandíbula selecionado pela sua geometria e radiodensidade, tendo sido utilizado a escala de unidades Hounsfield (HU).

Posteriormente, segmento a segmento, foi identificado e separado apenas o osso cortical da mandíbula e o osso trabecular foi conseguido após a subtração do osso cortical à totalidade da mandíbula. No final, obteve-se o modelo tridimensional da mandíbula (que continha osso cortical e osso trabecular em partes separadas).

De seguida procedeu-se à elaboração de dois moldes: no primeiro molde foi produzida a parte trabecular da mandíbula numa resina de poliuretano de baixa viscosidade Smooth-Cast 320® (Smooth-On Inc, Macungie, EUA). Nesta fase, a parte trabecular foi pintada de vermelho para ser de mais fácil visualização aquando da adição posterior da parte cortical (**Figura 1**). Posteriormente, a parte trabecular foi posicionada no segundo molde (**Figura 2**), no qual foi injetada resina epóxi EpoxAcast™ 655 da Smooth-On Inc, preenchendo todo o volume envolvente do modelo, correspondendo à cortical.



Figura 1: Parte trabecular do modelo tridimensional da mandíbula pintada de vermelho.



Figura 2: Parte trabecular pintada de vermelho inserida no segundo molde.

Contudo, este método apresentou algumas limitações, tais como: a existência de zonas com uma reduzida espessura a nível da cortical (**Figura 3 e 4**) e a presença de bolhas de ar em algumas zonas da região cortical (**Figura 5**). Nas Figuras 4 e 5, a parte trabecular já não foi pintada de vermelho como no modelo experimental anterior.

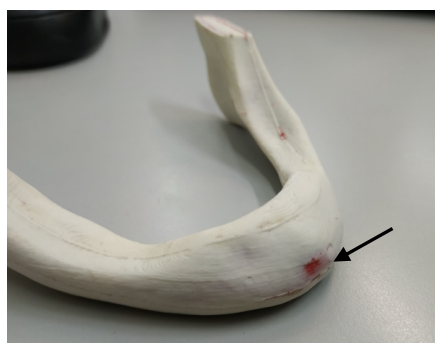


Figura 3: Espessura reduzida da parte cortical assinalada pela seta.

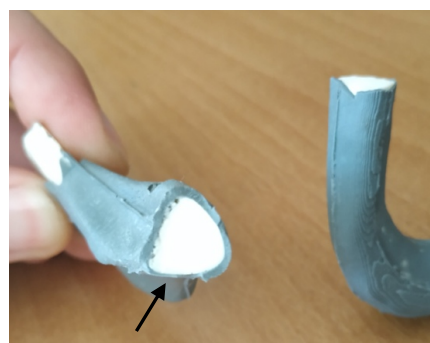


Figura 4: Espessura variada da parte cortical; seta corresponde à zona de espessura reduzida.

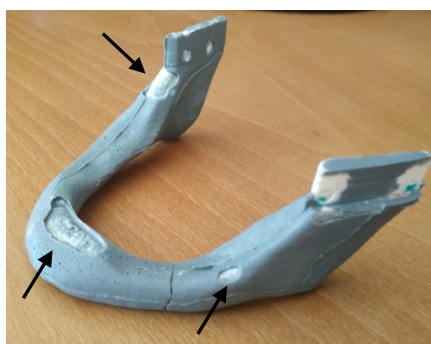


Figura 5: Existência de bolhas de ar a nível da parte cortical, assinaladas pelas setas.

Método 2:

Face às limitações encontradas no método anterior, foi encontrado outro caminho. Segundo este método, o protótipo mandibular é constituído por 2 materiais distintos: politereftalato de etileno reforçado com fibras de carbono (PET CF Innovatefil®) (Smart Materials 3D, Jaén, Espanha) formando a parte cortical e resina de poliuretano Smooth-Cast 320® da Smooth-On Inc, formando, por sua vez, a parte trabecular.

Foi utilizada uma impressora de modelagem por fusão e deposição (FDM) Prusa i3 MK3S (Praga, República Checa) onde foi impressa apenas a parte cortical do protótipo (**Figura 6 e 7**). Posteriormente, o material que forma a parte trabecular foi injetado para o interior da cortical já formada.

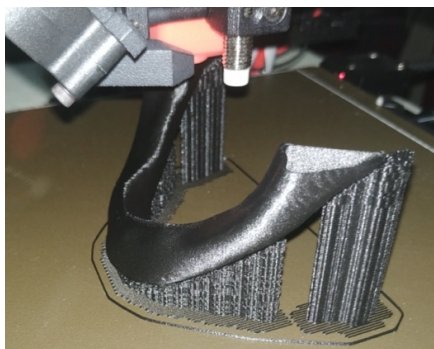


Figura 6: Impressão da parte cortical do protótipo mandibular.

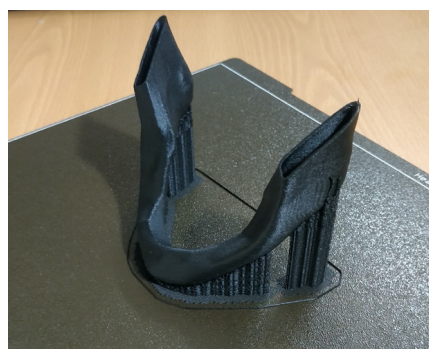


Figura 7: Parte cortical do protótipo mandibular finalizada.

Contudo, a parte cortical deste protótipo apresentava uma espessura variável consoante as zonas, sendo algumas destas muito finas. Por isso, foi utilizado o programa informático Geomagic® (3D Systems, Rock Hill, EUA), sendo que este *software* de engenharia reversa teve como objetivo uniformizar a espessura da parte cortical para 2,0 mm.

Adicionalmente, foi construído um suporte para o protótipo mandibular em politereftalato de etileno reforçado com fibras de carbono (PET CF Innovatefil® da Smart Materials 3D) com recurso à impressora de modelagem por fusão e deposição (FDM) Prusa i3 MK3S. A sua função é a estabilização do protótipo mandibular (**Figura 8**).

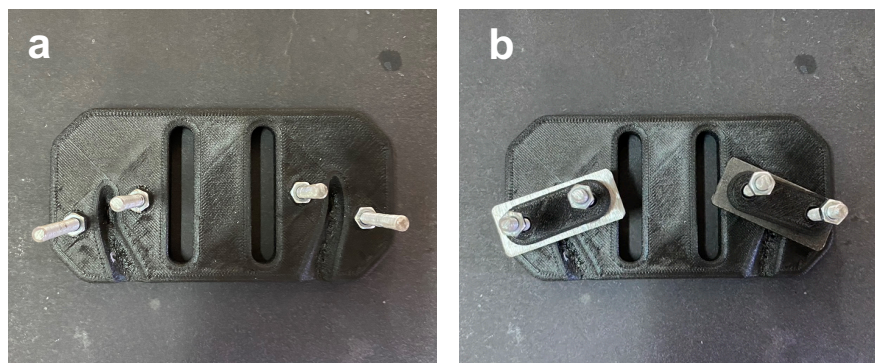


Figura 8: Suporte mandibular **a)** sem dispositivos de fixação; **b)** com dispositivos de fixação para o protótipo mandibular.

Após a elaboração do protótipo mandibular, foram colocados 2 implantes Tissue Level Standard Plus Implants, Ø 3.3mm RN, SLActive®, Roxolid® (Straumann, Basileia, Suíça), paralelos entre si, na região intermentoniana, com uma distância interimplantar de 8,0 mm (de mesial a mesial de cada implante) (**Figura 9**).

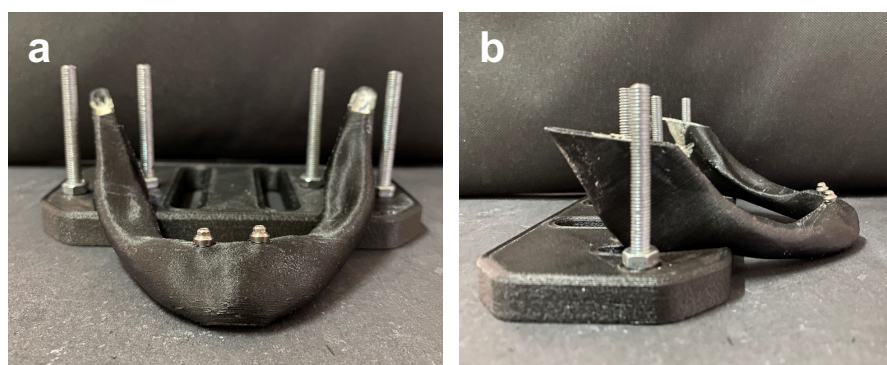


Figura 9: Protótipo mandibular com os 2 implantes colocados, **a)** vista frontal; **b)** vista lateral.

Futuramente, serão construídos os restantes protótipos mandibulares mantendo o mesmo método, material e medidas referidas anteriormente.

4.2 Elaboração das Barras

Neste projeto experimental foram utilizadas 3 secções transversais diferentes de *attachments* em barra: *Hader*, *Dolder egg-shaped* e uma secção transversal inovadora (a qual foi desenvolvida pelo nosso grupo de investigação); as duas primeiras secções são convencionais e a última secção foi elaborada utilizando o *software* Inventor® Professional 2019 (Autodesk®, São Rafael, EUA) (**Figura 10**).

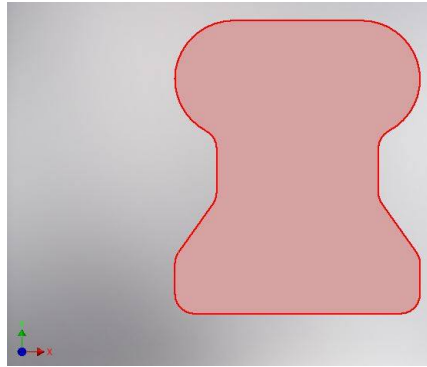


Figura 10: Geometria da secção transversal da barra experimental.

Sendo assim, os grupos de estudo deste projeto experimental são:

- 1) Barra de *Hader* sem *cantilever* / 1 clipe;
- 2) Barra de *Hader* com *cantilevers* / 3 cliques;
- 3) Barra de *Dolder egg-shaped* sem *cantilever* / 1 clipe;
- 4) Barra de *Dolder egg-shaped* com *cantilevers* / 3 cliques;
- 5) Barra experimental sem *cantilever* / 1 clipe;
- 6) Barra experimental com *cantilevers* / 3 cliques;

A barra experimental (correspondente aos grupos de estudo 5 e 6) foi inicialmente projetada no *software* Inventor® Professional 2019 Autodesk® (**Figuras 11 e 12**).

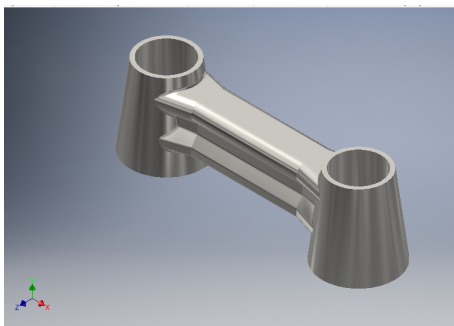


Figura 11: Barra experimental sem *cantilever* (grupo de estudo 5).

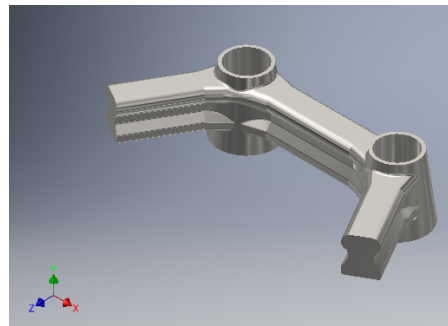


Figura 12: Barra experimental com *cantilevers* (grupo de estudo 6).

Posteriormente, no Laboratório Técnico Dentário - LTD (Coimbra, Portugal) procedeu-se ao *scan* do protótipo da mandíbula com os implantes já colocados utilizando o *scanner* CAD/CAM inEos X5® (Dentsply Sirona, York, EUA).

No mesmo laboratório, foram obtidos os modelos tridimensionais digitais das barras com as 3 secções transversais referidas anteriormente (subdivididas nos 6 grupos de estudo) através do *software* exocad DentalCAD 2.4 Plovidiv (Exocad GmbH, Darmstadt, Alemanha) (**Figuras 13, 14 e 15**).

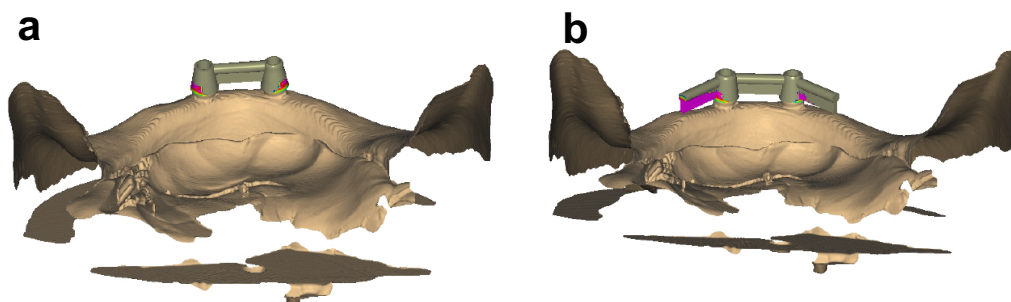


Figura 13: Barra de *Hader* **a)** sem *cantilever* (grupo de estudo 1); **b)** com *cantilevers* (grupo de estudo 2).

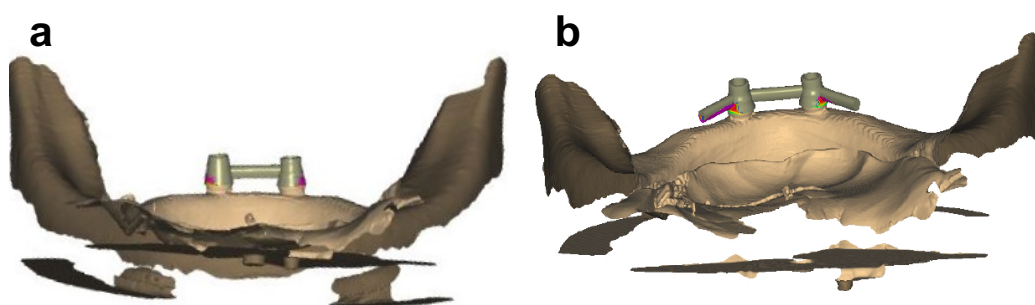


Figura 14: Barra de *Dolder* **a)** sem *cantilever* (grupo de estudo 3); **b)** com *cantilevers* (grupo de estudo 4).

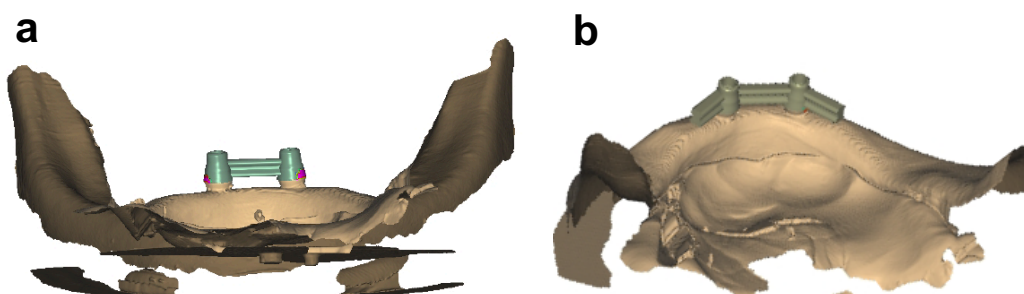


Figura 15: Barra experimental **a)** sem *cantilever* (grupo de estudo 5); **b)** com *cantilevers* (grupo de estudo 6).

Os modelos físicos das barras do grupo de estudo 2 foram obtidos recorrendo a uma impressora 3D de processamento de luz digital (DLP) da NextDent® 5100 (3D Systems, Rock Hill, EUA) utilizando a resina acrílica NextDent Cast da 3D Systems.

Os modelos físicos das restantes barras (grupos de estudo 1, 3, 4, 5 e 6) foram obtidos recorrendo a uma impressora 3D de estereolitografia (SLA) da Form 2 (Formlabs, Somerville, EUA) utilizando como material resina acrílica Castable Wax da Formlabs. Esta segunda impressora foi utilizada com o objetivo de comparar a precisão dimensional das barras obtidas nas duas impressões.

Finalmente, as barras finais em liga Cromo-Cobalto Zfx™ Rawdens Cobalt Chromium Eco Zimmer (Zfx GmbH, Dachau, Alemanha) foram obtidas recorrendo a um processo de fundição utilizando a máquina de fundição Neutrolyn Easyti (Manfredi, Turim, Itália). As **Figuras 16 – 21** correspondem às barras em resina acrílica e metálicas não polidas dos 6 grupos de estudo.

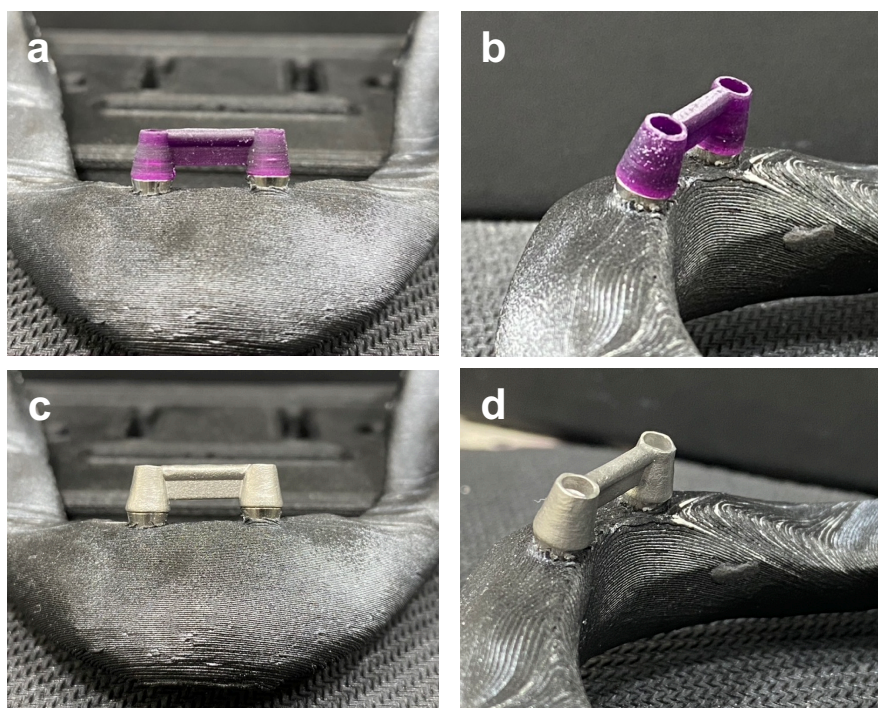


Figura 16: Barra de *Hader* sem *cantilever* (grupo de estudo 1) **a)** em resina acrílica - vista frontal; **b)** em resina acrílica - vista lateral; **c)** em liga Cr-Co - vista frontal; **d)** em liga Cr-Co - vista lateral.

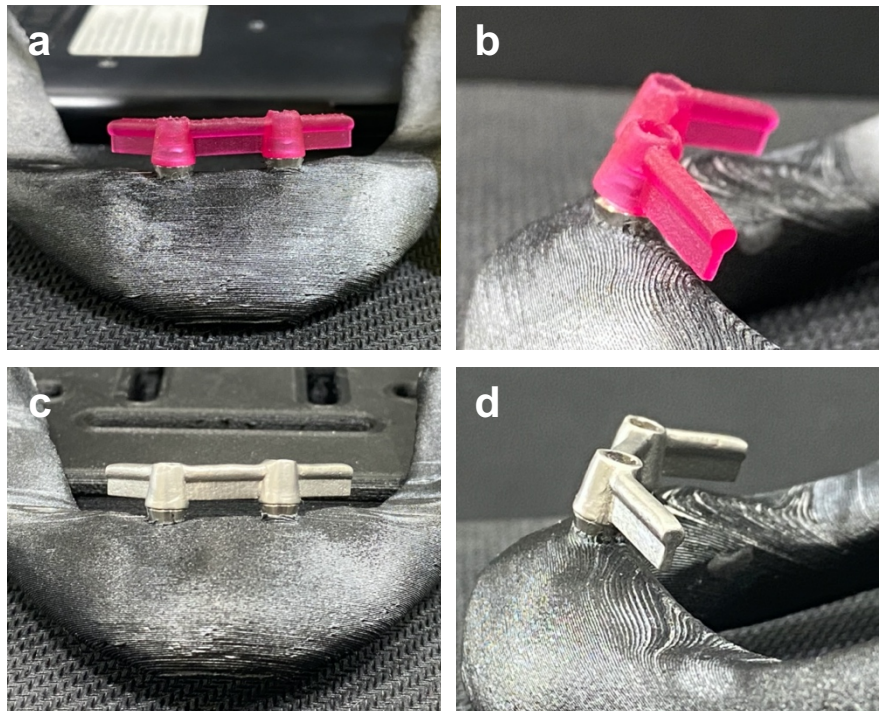


Figura 17: Barra de *Hader* com *cantilevers* (grupo de estudo 2) **a)** em resina acrílica - vista frontal; **b)** em resina acrílica - vista lateral; **c)** em liga Cr-Co - vista frontal; **d)** em liga Cr-Co - vista lateral.

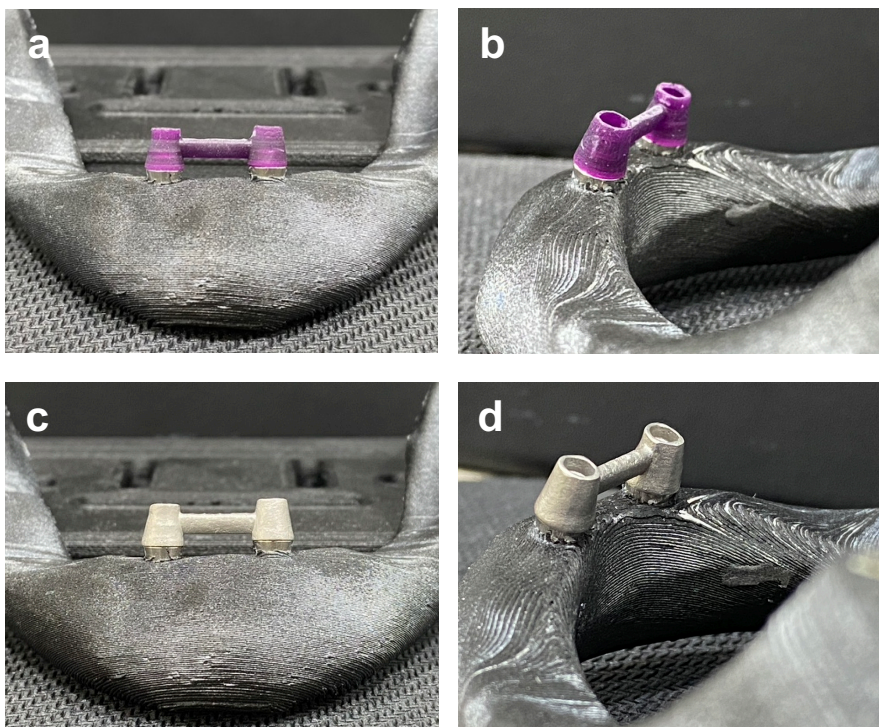


Figura 18: Barra de *Dolder* sem *cantilever* (grupo de estudo 3) **a)** em resina acrílica - vista frontal; **b)** em resina acrílica - vista lateral; **c)** em liga Cr-Co - vista frontal; **d)** em liga Cr-Co - vista lateral.

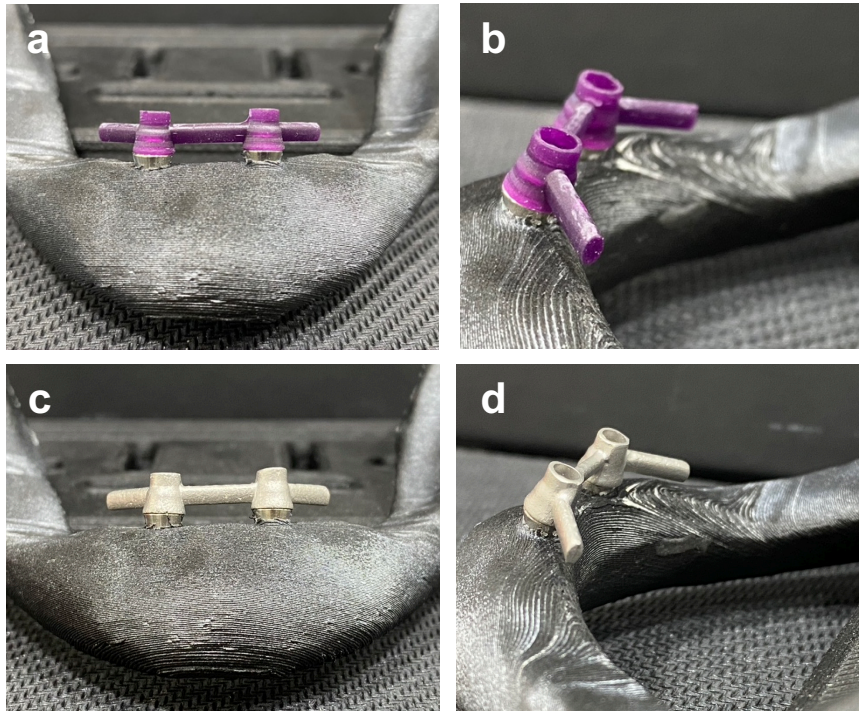


Figura 19: Barra de *Dolder* com *cantilevers* (grupo de estudo 4) **a)** em resina acrílica - vista frontal; **b)** em resina acrílica - vista lateral; **c)** em liga Cr-Co - vista frontal; **d)** em liga Cr-Co - vista lateral.

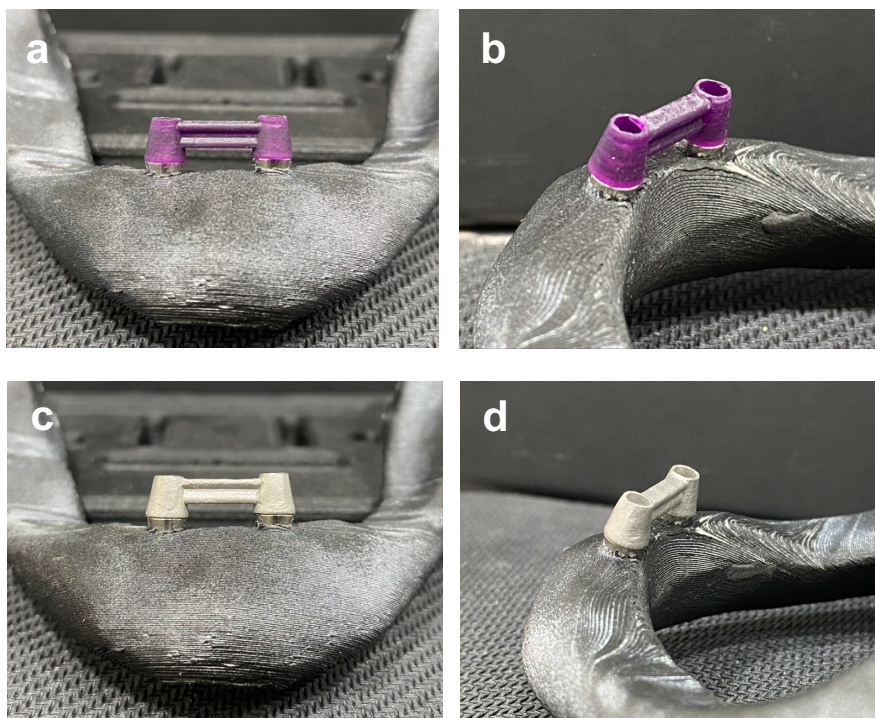


Figura 20: Barra experimental sem *cantilever* (grupo de estudo 5) **a)** em resina acrílica - vista frontal; **b)** em resina acrílica - vista lateral; **c)** em liga Cr-Co - vista frontal; **d)** em liga Cr-Co - vista lateral.

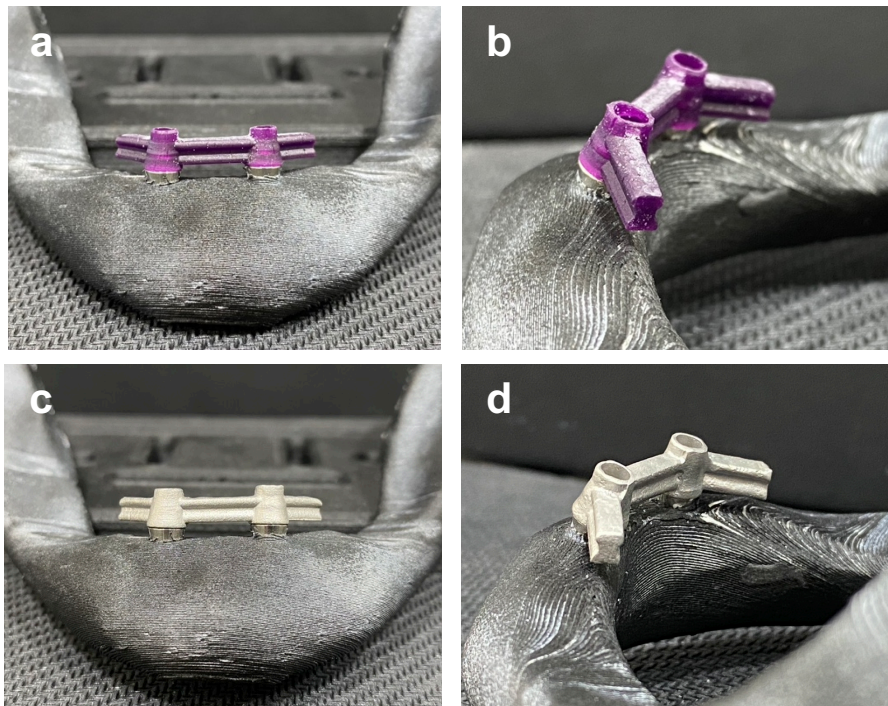


Figura 21: Barra experimental com *cantilevers* (grupo de estudo 6) **a)** em resina acrílica - vista frontal; **b)** em resina acrílica - vista lateral; **c)** em liga Cr-Co - vista frontal; **d)** em liga Cr-Co - vista lateral.

Os cliques correspondentes às 3 secções transversais das barras utilizadas neste trabalho (*Hader*, *Dolder egg-shaped* e experimental) foram projetados utilizando o *software* Inventor® Professional 2019 Autodesk® (**Figura 22**).



Figura 22: Secções transversais das barras de *Hader*, *Dolder* e experimental com o clipe correspondente (da esquerda para a direita).

Recorrendo à ferramenta “Medir” do mesmo *software*, a qual permite obter as áreas de superfície, averiguou-se, para os diferentes tipos de sistema barra/clipse, a área de contacto, entre estes dois componentes, que proporciona retenção. Os valores obtidos foram: 21,666 mm² na barra de *Hader*, 19,224 mm² na barra de *Dolder* e 14,470 mm² na barra experimental. Essas áreas estão representadas, a azul, nas **Figuras 23, 24 e 25**.

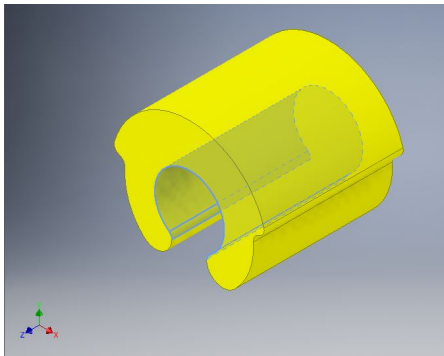


Figura 23: Clipe correspondente à barra de *Hader*.

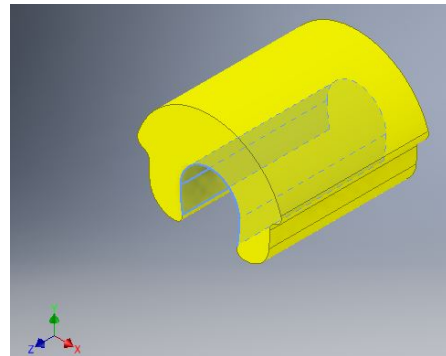


Figura 24: Clipe correspondente à barra de *Dolder*.

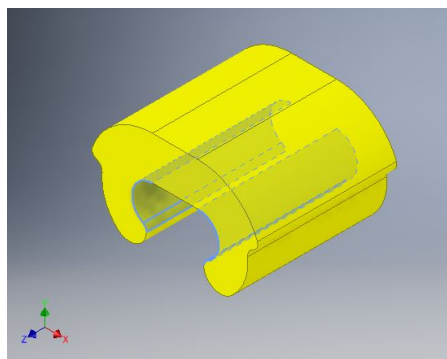


Figura 25: Clipe correspondente à barra experimental.

Posteriormente, os cliques de cada grupo de estudo foram obtidos no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra (Coimbra, Portugal), utilizando PMMA (polimetilmetacrilato). Este material foi utilizado devido ao seu reduzido custo e fácil processamento, permitindo-nos ter um primeiro parecer de como ficarão os cliques físicos, possibilitando, assim, analisar a viabilidade da impressão. Contudo, o objetivo final é a obtenção dos cliques em PEEK, que serão futuramente construídos. As **Figuras 26 – 31** correspondem aos grupos de estudo deste projeto (sistema barra/clipse, sendo que as barras já se encontram polidas).

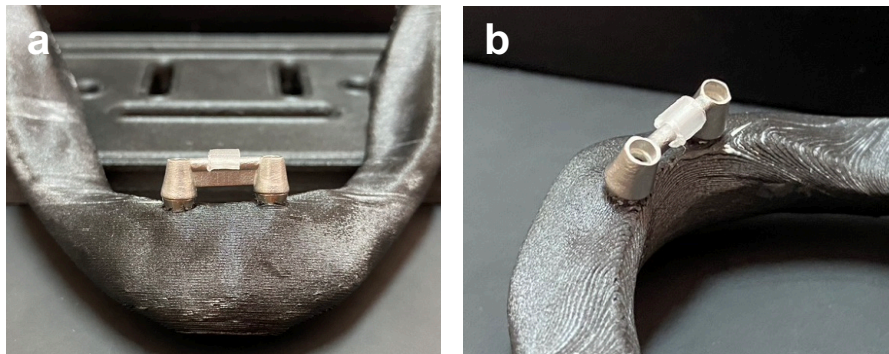


Figura 26: Barra de *Hader* sem *cantilever* e com 1 clipe (grupo de estudo 1) **a)** vista frontal; **b)** vista lateral.

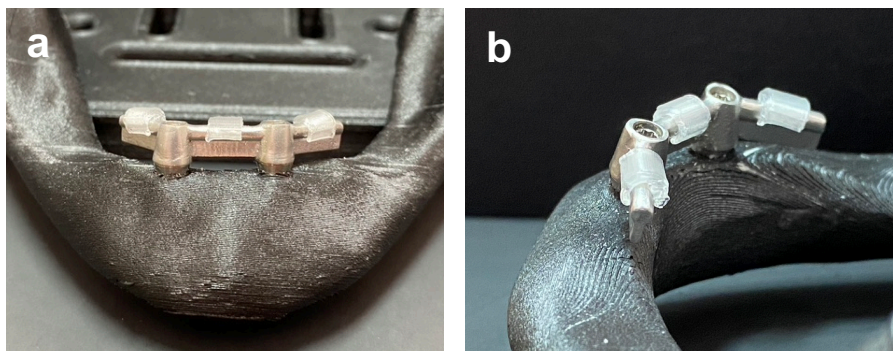


Figura 27: Barra de *Hader* com *cantilevers* e com 3 cliques (grupo de estudo 2) **a)** vista frontal; **b)** vista lateral.

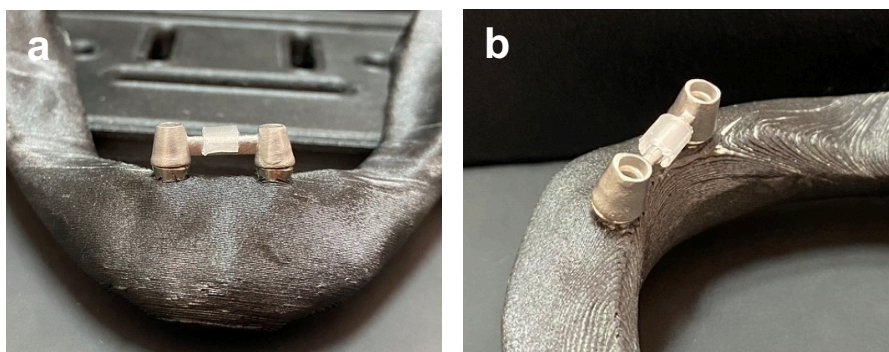


Figura 28: Barra de *Dolder* sem *cantilever* e com 1 clipe (grupo de estudo 3) **a)** vista frontal; **b)** vista lateral.

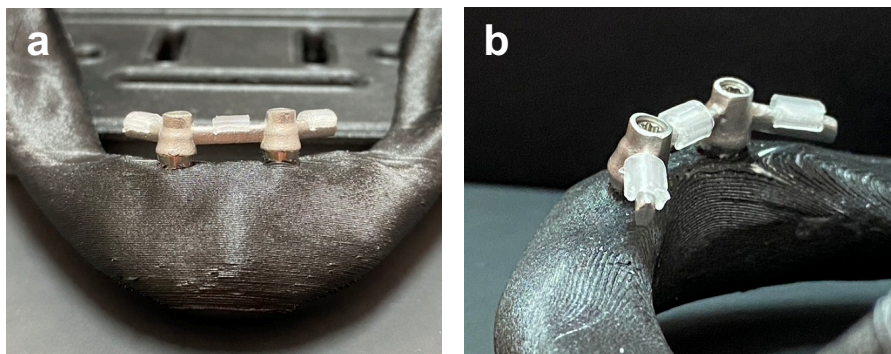


Figura 29: Barra de *Dolder* com *cantilevers* e com 3 cliques (grupo de estudo 4) **a)** vista frontal; **b)** vista lateral.

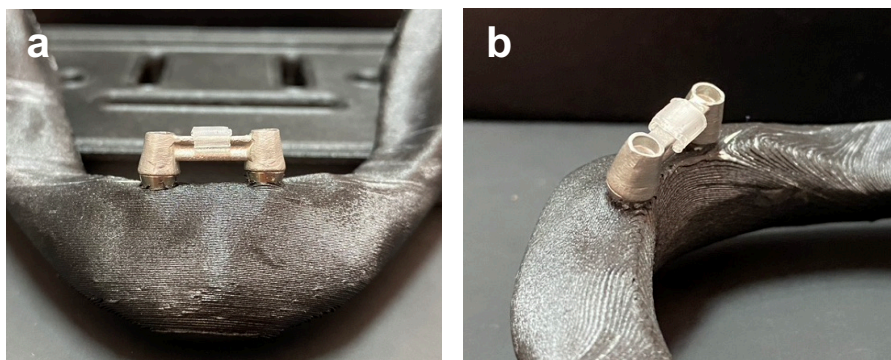


Figura 30: Barra experimental sem *cantilever* e com 1 clipe (grupo de estudo 5) **a)** vista frontal; **b)** vista lateral.

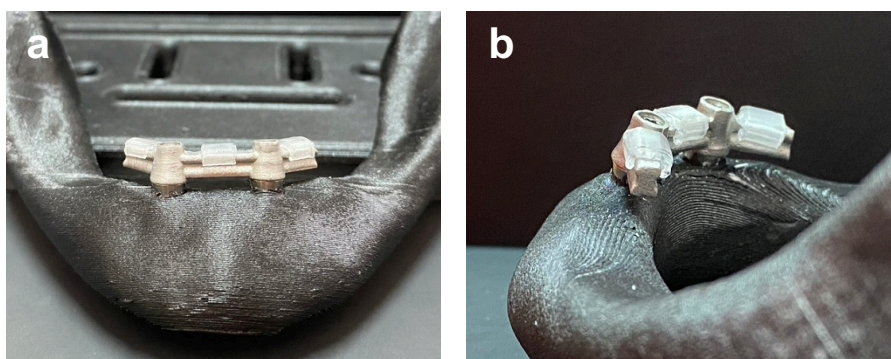


Figura 31: Barra experimental com *cantilevers* e com 3 cliques (grupo de estudo 6) **a)** vista frontal; **b)** vista lateral.

As informações relativas às dimensões e materiais das barras e cliques finais do projeto de investigação encontram-se apresentadas na **Tabela I** e as informações referentes ao comprimento dos *cantilevers* e espaço entre o rebordo e a barra encontram-se na **Tabela II**.

Tabela I: Secções transversais das barras e cliques finais do projeto de investigação.

<i>Design da barra</i>	Dimensões da secção transversal da barra	Dimensões dos cliques	Material constituinte da barra	Material constituinte dos cliques
<i>Hader</i>	2,0 mm de diâmetro da parte redonda. 1,0 mm de largura da parte retangular. 4,0 mm de altura.	4,0 mm de largura mesio-distal. 0,85 mm de espessura mínima. 1,25 mm de espessura máxima.	Liga de Cr-Co	PEEK
<i>Dolder egg-shaped</i>	1,6 mm de largura máxima. 2,3 mm de altura.	4,0 mm de largura mesio-distal. 0,85 mm de espessura mínima. 1,25 mm de espessura máxima.	Liga de Cr-Co	PEEK
Experimental	2,5 mm de largura máxima. 1,65 mm de largura mínima. 3,0 mm de altura.	4,0 mm de largura mesio-distal. 0,85 mm de espessura mínima. 1,25 mm de espessura máxima.	Liga de Cr-Co	PEEK

Cr-Co – Cromo-Cobalto; **PEEK** - Poliéter-éter-cetona.

Tabela II: Espaço disponível entre o rebordo ósseo e a superfície inferior da barra e comprimento mesio-distal dos *cantilevers* (medido na parte tecidual, desde distal do implante à extremidade distal do *cantilever*) dos 6 grupos de estudo.

Grupos de estudo	Espaço rebordo ósseo - superfície inferior da barra	Comprimento mesio-distal dos <i>cantilevers</i>
Grupo 1	2,45 mm	-
Grupo 2	1,85 mm	6,0 mm no 3º e 4º quadrante
Grupo 3	2,45 mm	-
Grupo 4	2,30 mm	6,0 mm no 3º e 4º quadrante
Grupo 5	2,60 mm	-
Grupo 6	1,90 mm	6,0 mm no 3º e 4º quadrante

4.3 Protocolo Experimental

De forma a obter próteses totais, em resina acrílica transparente, para cada grupo de estudo (5 próteses por grupo), foi inicialmente feita uma impressão do protótipo mandibular com recurso a 2 pilares de impressão snap-on (Straumann, Basileia, Suíça) e silicone de adição: Aquasil Ultra Monophase (Dentsply Sirona, York, EUA) e Aquasil Ultra LV da Dentsply Sirona (**Figura 32**), sendo que a impressão foi, de seguida, corrida a gesso tipo III Elite Model (Zhermack SpA, Badia Polesine, Itália) (**Figura 33**).



Figura 32: Impressão do protótipo mandibular.



Figura 33: Modelo de gesso do protótipo mandibular.

Após a duplicação de uma prótese total acrílica mandibular pré-existente em resina acrílica transparente ProBase Cold (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), esta foi rebasada sobre o modelo de gesso utilizando a mesma resina acrílica e, de seguida, foi adicionado silicone Gingifast Elastic Zhermack SpA, cuja função é simular a mucosa existente sobre o rebordo ósseo (**Figuras 34 e 35**).

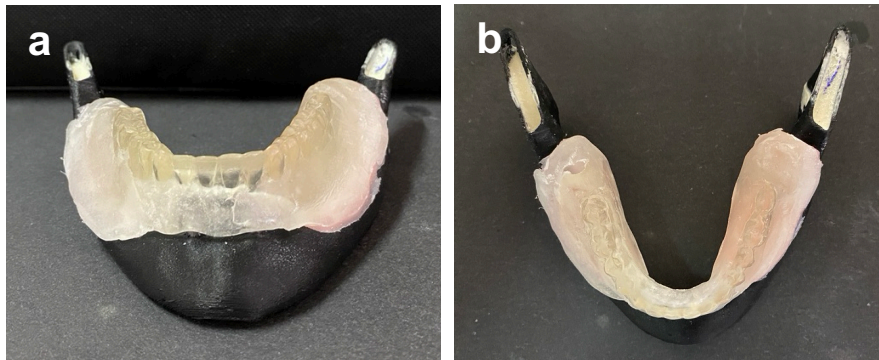


Figura 34: Prótese acrílica transparente colocada sobre o protótipo mandibular **a)** vista frontal; **b)** vista superior.



Figura 35: Superfície interna da prótese acrílica transparente.

Futuramente, esta prótese será duplicada para cada grupo de estudo (5 próteses por grupo), e posteriormente, os cliques serão colocados a nível da superfície interna das mesmas.

4.3.1 **Protocolo 1:** Teste de fadiga mecânica simulando movimentos de inserção/remoção

Os testes irão ser realizados no Laboratório de Investigação de Ensaios Mecânicos da FMUC, com recurso à máquina de testes universais AG-I versão 3.80 (Shimadzu®, Quioto, Japão) com uma célula de carga de 0,5 kN (**Figura 36**).



Figura 36: Máquina de testes universais AG-I versão 3.80 (Shimadzu®, Quioto, Japão).

A inserção dos cliques irá ser realizada de forma manual e a sua remoção será efetuada pela máquina de testes universais, através do movimento de tração até à sua desinserção, a uma velocidade de 1 mm/min; estes movimentos serão realizados em temperatura ambiente e em condições secas.

Para cada grupo de estudo, o protótipo mandibular, com a prótese colocada, previamente inserido no suporte será fixo à máquina. De seguida, será realizada a desinserção da prótese, conseqüentemente, do/s clipe/s, na medida em que a mesma estará acoplada ao braço ascendente da máquina; o protótipo mandibular manter-se-á na mesma posição ao longo do ensaio. A **Figura 37** ilustra a montagem do suporte, protótipo mandibular e prótese e como será efetuada a desinserção desta na máquina de testes universais.

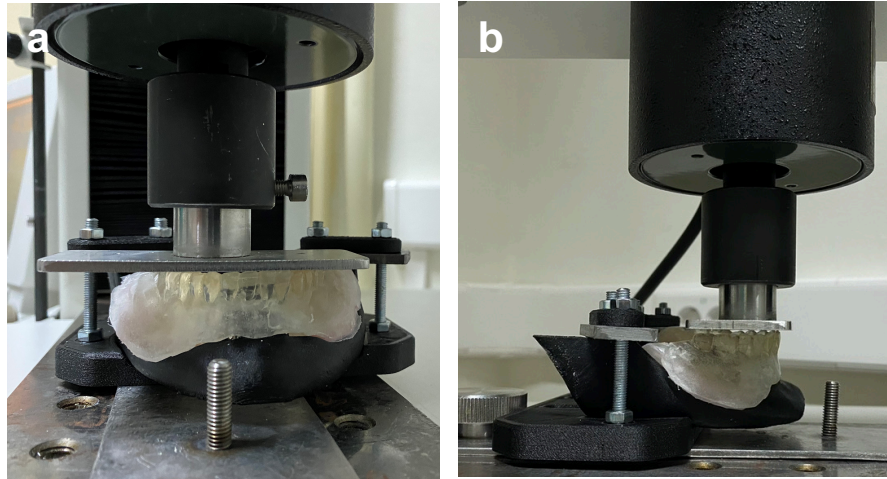


Figura 37: Montagem do suporte, protótipo mandibular e prótese na máquina de testes universais **a)** vista frontal; **b)** vista lateral.

Por grupo de estudo, irão efetuar-se 1.100 ciclos de inserção/remoção de forma manual simulando, aproximadamente, 1 ano de utilização (com uma média de 3 remoções diárias).

As forças de retenção serão medidas, com recurso à máquina de testes universais AG-I, no início e a cada 275 ciclos até perfazer os 1.100 ciclos. Ou seja, as forças de retenção serão medidas aos 0 (*baseline*), 275, 550, 825 e aos 1.100 ciclos que correspondem a 0, 3, 6, 9, 12 meses de utilização, respetivamente.

Será considerada a força média máxima necessária para provocar a desinserção do/s clipe/s da respetiva barra em cada ensaio. Posteriormente, serão analisados os valores de retenção de cada grupo de estudo ao longo dos testes de fadiga mecânica.

4.3.2 **Protocolo 2:** Teste de fadiga mecânica simulando movimentos mastigatórios

Os testes irão ser realizados no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra (Coimbra, Portugal), com auxílio da máquina servo-hidráulica INSTRON 1341 (Norwood, EUA).

Para cada grupo de estudo, o protótipo mandibular previamente inserido no suporte será fixo à máquina servo-hidráulica, e a prótese correspondente será colocada sobre este.

Posteriormente, serão aplicadas cargas compressivas, bilateralmente, a nível dos 1º molares da prótese acrílica: 70 N (Newtons) de força aplicada de cada lado, que correspondem, aproximadamente, à força gerada a nível do 1º molar de uma *overdenture* mandibular durante a mastigação²⁶ e serão realizados 400.000 ciclos de carga em temperatura ambiente e em condições secas.

Os 400.000 ciclos de carga correspondem ao número médio de ciclos mastigatórios efetuados ao fim de 1 ano²², ou seja, será simulada a fadiga mecânica por ciclos mastigatórios de cada grupo de estudo após 1 ano de utilização.

Adicionalmente à aplicação das cargas compressivas a cada grupo de estudo, as forças de retenção serão medidas, também com recurso à máquina de testes universais AG-I, no início e a cada 100.000 ciclos até perfazer os 400.000 ciclos. Ou seja, as forças de retenção serão medidas aos 0 (*baseline*), 100.000, 200.000, 300.000 e aos 400.000 ciclos que correspondem a 0, 3, 6, 9, 12 meses de utilização, respetivamente.

Devido à situação da COVID-19 (*Coronavirus Disease 2019*), não foi possível ter acesso ao Laboratório do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra (Coimbra, Portugal), e, por isso, também não foi possível fotografar a forma como este ensaio será realizado.

5. DISCUSSÃO

A retenção de uma prótese é definida como a resistência ao seu movimento no sentido axial, ou seja, como a resistência ao seu deslocamento na direção oposta à inserção da prótese.¹ O sistema de *attachment* utilizado numa *overdenture* está diretamente relacionado com a retenção que essa prótese oferece; existem vários tipos de sistemas de *attachments* disponíveis, ferulizados (sistema barra/clipse) e não-ferulizados.⁷ Contudo, os sistemas de *attachments* em barra utilizado em *overdentures* apresentam uma capacidade retentiva superior quando comparados com outros tipos de *attachments* não-ferulizados, como demonstrado num estudo *in vitro* de Shastri *et al.*²¹

Setz *et al.*³⁰ no seu estudo *in vitro*, estimaram que 20 N de força retentiva é considerado adequado para uma *overdenture* mandibular sobre 2 implantes. Vários autores já publicaram estudos *in vitro*²¹⁻²⁹ onde procuraram demonstrar a relação existente entre o tempo de utilização de uma *overdenture* e as alterações que esse uso provoca nos valores de retenção.

Relativamente aos valores de retenção dos sistemas de *attachments* em barra ao longo dos testes de fadiga mecânica que simulam movimentos de inserção/remoção, alguns estudos *in vitro* apresentaram um aumento desses valores^{23,24,30} sendo que este aumento de retenção pode ser consequência de um aumento da rugosidade da superfície dos componentes do sistema de *attachment* após o seu uso inicial.³⁰ Contudo, outros estudos *in vitro* referem uma perda dos valores de retenção ao longo dos testes de fadiga mecânica que simulam ciclos de inserção/remoção^{25,31}, na medida em que o uso do sistema de *attachment* induz o seu desgaste e, conseqüentemente, alterações estruturais que justificam uma redução dos valores de retenção.³²

Estes sistemas de *attachments* apresentam uma combinação de materiais que compreendem um contacto metal com metal ou metal com material polimérico, na medida em que os cliques utilizados são constituídos por materiais metálicos ou poliméricos, podendo ser colocados diretamente na base da prótese ou encaixados numa casa metálica fixa à base da *overdenture*. A colocação dos cliques pode ser realizada no laboratório ou durante a consulta utilizando uma resina auto-polimerizável.¹⁴

O foco deste projeto experimental baseia-se na avaliação dos valores de retenção de várias secções transversais de *attachments* em barra (*Hader*, *Dolder egg-shaped* e uma barra experimental, a qual foi desenvolvida pelo nosso grupo de investigação) utilizadas em associação a cliques poliméricos constituídos por PEEK (poliéter-éter-cetona) ao longo de testes de fadiga mecânica simulando ciclos de inserção/remoção (protocolo 1) e ciclos mastigatórios (protocolo 2).

A barra experimental, desenvolvida pelo nosso grupo de investigação, teve em consideração o perfil de um *Locator*, um tipo de *attachment* não-ferulizado amplamente utilizado. Segundo a literatura já publicada³³, os *Locators* podem ser utilizados individualmente sobre os implantes ou associados a uma barra (sistema composto). Contudo, a ideia inovadora da nossa barra experimental consistiu em incluir o *design* do perfil de um *Locator*, com algumas modificações, na secção transversal da barra.

O estudo que mais se aproxima da metodologia (protocolo 1) do nosso projeto experimental é o estudo *in vitro* de Elsayed *et al.*²⁵ em que foi avaliado o efeito de diferentes secções transversais de *attachments* em barra relativamente aos valores de retenção (em Newtons) que estes apresentam ao longo de 2.740 ciclos de inserção/remoção de *overdentures* mandibulares suportadas por 2 implantes; foram utilizadas secções transversais redondas, ovais e de *Hader*, sendo que a grande diferença relativamente ao nosso projeto foi a utilização, nesse estudo, de um revestimento de silicone em detrimento de cliques em PEEK como descrito no nosso trabalho.

Nesse estudo, os valores médios da força retentiva inicial (antes da fadiga mecânica) foram $15,8 \pm 2,6\text{N}$, $25,6 \pm 3,8\text{N}$ e $27,2 \pm 3,2\text{N}$ nas barras de secção transversal redonda, oval e de *Hader*, respetivamente. Ou seja, a barra redonda apresentou o menor valor de retenção o qual pode ser justificado pelo *design* da barra não permitir que o revestimento de silicone envolva uma área suficiente da secção circular. Pelo contrário, a barra de *Hader* apresentou o maior valor de retenção inicial, o qual pode estar associado à sua maior área de superfície que fornece um maior contacto friccional com o revestimento de silicone. Também foi referido no estudo *in vitro* de Botega *et al.*²³ que quanto maior for a fricção entre os dois componentes do sistema de *attachment* utilizado, maior será a retenção que este apresenta.

No mesmo estudo de Elsayed *et al.*²⁵ os valores médios da força retentiva final (após os 2.740 ciclos de inserção/remoção) foram $13,2 \pm 2,2\text{N}$, $21,2 \pm 3,5\text{N}$ e $19,2 \pm$

2,5N nas barras de secção transversal redonda, oval e de *Hader*, respetivamente e a percentagem de perda de retenção entre o início e após a fadiga mecânica foi de $16,6\% \pm 1,5$ na barra de secção redonda, $17,8\% \pm 2,4$ na barra de secção oval e $29,5\% \pm 2,1$ na barra de *Hader*. Isto é, a barra de secção transversal de forma oval apresentou o maior valor de retenção após submetida a fadiga mecânica e a barra de *Hader*, por sua vez, apresentou a maior perda de retenção ao longo do teste de fadiga a qual pode ser justificada pela resistência friccional que esta barra apresenta devido à sua grande área de superfície que contacta com o revestimento de silicone, que conduz a uma deformação permanente do material.

Ou seja, a barra de *Hader* é constituída por uma secção transversal que permite maiores valores de retenção iniciais, contudo, também está associada a uma maior perda de retenção após submetida a fadiga mecânica associada a ciclos de inserção/remoção, como demonstrado no estudo de Elsayed *et al.*²⁵

Transpondo esta informação para o nosso projeto experimental, e tendo em consideração a área de contacto da barra com o clipe que proporciona retenção (área da barra de *Hader* de $21,666 \text{ mm}^2$ -Figura 23-, área da barra de *Dolder* de $19,224 \text{ mm}^2$ -Figura 24- e área da barra experimental de $14,470 \text{ mm}^2$ -Figura 25-) podemos esperar uma menor perda de retenção a nível da barra experimental após submetida a fadiga mecânica simulando 1 ano de utilização.

Neste projeto experimental serão utilizados cliques poliméricos em PEEK nos 6 grupos de estudo. O PEEK é um polímero da família PAEK (poliarletocercetona) que apresenta excelentes propriedades mecânicas, tendo, por isso, várias aplicações em Medicina Dentária; possui uma alta estabilidade, um baixo módulo de elasticidade de 3-4GPa, e uma alta resistência ao desgaste quando aplicadas cargas. Este polímero pode ser facilmente modificado pela adição de outros materiais: adição de fibras de carbono (PEEK reforçado por carbono) aumentando o seu módulo de elasticidade para valores de 18 GPa ou adição de fibras de vidro (PEEK reforçado por fibras de vidro) aumentando, também, o seu módulo de elasticidade para 12 GPa, que se aproximam do módulo de elasticidade do osso cortical (aproximadamente 14 GPa).³⁴⁻
³⁶ Uma das aplicações do polímero PEEK na área da Prosthodontia consiste na formação de cliques utilizados em sistemas de *attachments* em barra. Bayer *et al.*³⁶, no seu estudo clínico randomizado, concluíram que cliques em PEEK utilizados em *overdentures* mandibulares apresentam bons resultados de retenção.

Num estudo *in vitro* de Savabi *et al.*³⁷ foram avaliados os valores de retenção, após 8 ciclos de inserção/remoção, de barras de *Dolder* associadas a cliques metálicos com e sem *cantilevers* e barras de *Hader* associadas a cliques plásticos com e sem *cantilevers*, sendo que as barras com *cantilevers* possuíam 3 cliques enquanto que as barras sem *cantilever* possuíam apenas 1 clipe retentivo. Estes autores revelaram que a barra de *Dolder* com *cantilevers* apresentou como valor retentivo $44,12 \pm 1,05N$ enquanto que a barra de *Dolder* sem *cantilever* $37,49 \pm 1,58N$. Relativamente às barras de *Hader* com e sem *cantilevers* apresentaram como valores retentivos $36,67 \pm 0,35N$ e $35,19 \pm 1,25N$, respetivamente. Podendo, então, concluir que quanto maior o número de cliques utilizados, maior será a retenção que o sistema barra/clipe apresenta.

Ou seja, no nosso projeto experimental, é expectável que os grupos de estudo 2, 4 e 6 (que incluem *cantilevers* e, conseqüentemente, maior número de cliques) apresentem maiores valores retentivos quando comparados com os grupos 1, 3 e 5, respetivamente.

Botega *et al.*²³, no seu estudo *in vitro*, avaliaram os valores de retenção após fadiga mecânica de dois fabricantes de *attachments* em barra (“Conexão Sistemas de Prótese” e “*Lifecore Biomedical*”) ambos associados a cliques plásticos utilizados em *overdentures* mandibulares sobre 2 implantes; foram submetidos a 5.500 ciclos de inserção/remoção e imersos em saliva artificial.

Os resultados do grupo “barra/clipe Conexão” variaram entre 36,92 – 52,07N e o grupo “barra/clipe *Lifecore*” apresentou valores entre 16,27 – 20,24N; ou seja, o grupo “barra/clipe Conexão” apresentou os maiores valores de retenção ao longo do teste de fadiga o qual pode ser justificado pela maior espessura do clipe deste fabricante na medida em que uma maior espessura está diretamente relacionada a uma menor flexibilidade do material plástico e, conseqüentemente, a uma maior rigidez, o que justifica os maiores valores de retenção. Além do mais, o clipe do fabricante Conexão apresenta maiores dimensões quando comparado com o clipe do fabricante *Lifecore*, sendo que uma maior dimensão do clipe também está associada a uma maior área de contacto barra/clipe o que aumenta a fricção e, conseqüentemente, aumenta os valores de retenção.

Relativamente ao protocolo 1, optámos por realizar 1.100 ciclos de inserção/remoção simulando, aproximadamente, 1 ano de utilização da *overdenture*, supondo que os pacientes removem a prótese, em média, 3 vezes durante o dia. Choi *et al.*²⁶ também realizaram, no seu estudo *in vitro*, aproximadamente, 1.100 ciclos de

inserção/remoção simulando 1 ano de uso. Contudo, outros estudos *in vitro* já publicados que também realizaram testes de fadiga associados a movimentos de inserção/remoção de sistemas de *attachments* em barra utilizados em *overdentures* mandibulares sobre 2 implantes, realizaram uma quantidade diferente de ciclos: apenas 8 ciclos³⁷, 100 ciclos²¹, 2.740 ciclos²⁵, 5.500 ciclos^{23,24,31} ou 15.000 ciclos³⁰.

Também se optou por utilizar, na máquina de testes universais, 1 mm/min como velocidade de deslocamento dos cliques da respectiva barra. Outros autores^{23,24}, nos seus estudos *in vitro*, também utilizaram 1 mm/min como velocidade de deslocamento dos cliques.

Os 1.100 ciclos de inserção/desinserção serão realizados de forma manual, sendo que a máquina de testes universais AG-I Shimadzu® apenas será utilizada para medir os valores de retenção no início e a cada 275 ciclos até perfazer os 1.100 ciclos. O facto de os ciclos de inserção/desinserção serem realizados de forma manual, torna o protocolo 1 mais próximo de uma situação *in vivo* na medida em que os movimentos de inserção e de remoção da prótese não são efetuados sempre na mesma direção. No estudo *in vitro* de Elsayed *et al.*²⁵ os ciclos de inserção/desinserção também foram realizados de forma manual. Contudo, noutros estudos *in vitro*^{23,24,30} estes ciclos foram realizados com recurso a uma máquina de testes universais ou servo-hidráulica, mantendo-se sempre a mesma direção do movimento, o longo eixo dos implantes.

A fadiga mecânica dos sistemas de *attachments* ocorre devido ao contato entre as superfícies retentivas dos *attachments* durante o movimento de inserção/remoção da *overdenture* e durante os ciclos mastigatórios levando, posteriormente, à perda de retenção.²⁶

Durante a mastigação quando as cargas oclusais incidem nos dentes artificiais posteriores de uma *overdenture* mandibular sobre 2 implantes ocorre, conseqüentemente, um movimento rotacional em redor do sistema de *attachment* colocado sobre os implantes a nível anterior, na medida em que a mucosa posterior é resiliente e, por isso, pode sofrer deslocamento aquando da aplicação de cargas mastigatórias. Esse movimento rotacional pode resultar em desgaste dos componentes do sistema de *attachment* utilizado e, por sua vez, numa redução das forças de retenção.^{26,27,30}

Relativamente ao protocolo 2, optámos por realizar 400.000 ciclos de mastigação simulando, aproximadamente, 1 ano de utilização da *overdenture*.

Outros estudos *in vitro*^{28,29} já publicados realizaram 200.000 ciclos de mastigação, afirmando que esse número de ciclos corresponde a 6 meses de utilização; contudo, outros estudos^{26,27} realizaram também 400.000 ciclos simulando 1 ano de utilização da prótese. A grande diferença destes estudos referidos anteriormente relativamente ao nosso reside no facto de estes terem utilizado como grupos de estudo sistemas de *attachments* não-ferulizados, enquanto que o nosso projeto utilizou sistemas barra/clipe.

A força mastigatória utilizada no nosso projeto foi de 70 N sobre as duas regiões dos 1º molares da *overdenture*. Choi *et al.*²⁶ também utilizaram a mesma intensidade de força no seu estudo *in vitro*, justificando que 70 N corresponde à força compressiva aplicada bilateralmente na região dos 1º molares de uma *overdenture*.

Aquando da utilização de um sistema de *attachment* em barra é obrigatório a presença de um espaço livre entre a barra e o rebordo o qual permite uma futura higienização por parte do paciente; este espaço deve ter, pelo menos, 1,0 mm.¹⁶ Segundo a Tabela II, a barra experimental sem *cantilever* (grupo 5) apresenta a maior distância entre superfície inferior da barra e o rebordo (2,60 mm) possibilitando uma melhor e mais fácil higienização; por outro lado, a barra de *Hader* com *cantilever* apresenta a menor distância (1,85 mm).

Alguns estudos *in vitro*^{23,24,26,30,31} diferem relativamente à nossa metodologia (protocolo 1 e protocolo 2) no facto de terem utilizado algum tipo de fluído (por exemplo, saliva artificial ou água desmineralizada) durante os testes de fadiga mecânica. Segundo a literatura, a presença de saliva entre os componentes de um sistema de *attachment* atua como uma camada protetora e lubrificante que reduz o desgaste do sistema de retenção.³⁸

A retenção é um dos principais fatores que contribuem para o prognóstico das próteses. No caso de *overdentures* suportadas por implantes, a retenção está diretamente relacionada com o sistema de *attachment* utilizado; portanto, o sucesso a longo prazo de uma *overdenture* implanto-suportada depende da capacidade de retenção que o sistema de *attachment* apresenta.²⁶

A metodologia aplicada neste projeto experimental apresenta algumas limitações, entre as quais: a não combinação dos ciclos de inserção/remoção e dos ciclos mastigatórios (os protocolos 1 e 2 serão avaliados individualmente) na medida em que a combinação destes dois movimentos levaria a um desgaste mais complexo,

o qual ocorre numa situação *in vivo*²⁷; não serão simuladas condições orais como a presença de saliva e temperatura, sendo que estas poderão influenciar os resultados.²³

Chung *et al.*³⁹ referiram que replicar o ambiente biomecânico complexo e variável da cavidade oral a que estão sujeitas *overdentures* em função, num estudo *in vitro* é difícil. Por isso, estudos *in vitro* que apresentem esta metodologia devem ser complementados com estudos *in vivo* e com outros estudos *in vitro* que incluam forças multidirecionais, presença de fluídos e ciclos térmicos.^{25,39}

Este protocolo experimental ainda se encontra em desenvolvimento, pois teremos de encontrar alternativas que possibilitem, no protocolo 1, uma melhor fixação da prótese acrílica ao braço ascendente da máquina de testes universais AG-I Shimadzu® e, no protocolo 2, uma melhor fixação do protótipo mandibular à máquina servo-hidráulica INSTRON 1341.

Posteriormente à avaliação da resistência à fadiga mecânica dos 6 sistemas barra/clipe descritos ao longo deste trabalho (que incluem 3 diferentes secções transversais: *Hader*, *Dolder* e uma secção transversal inovadora), serão realizados outros estudos *in vitro*: um que avalie as tensões sobre os implantes e osso peri-implantar, com o recurso a técnicas de extensometria, e outro estudo que avaliará os micromovimentos que a prótese acrílica terá sobre os vários sistemas de *attachments*, recorrendo a técnicas de correlação de imagens. Após a realização destes estudos *in vitro*, será desenvolvido um estudo *in vivo* que irá testar a barra experimental, a qual foi desenvolvida pelo nosso grupo de investigação.

Devido à situação da COVID-19 (*Coronavirus Disease 2019*) não foi possível realizar este estudo e obter resultados e respetivas conclusões. Pretendemos, num futuro próximo, continuar este projeto que julgamos ser essencial para colmatar a falta de opções de *attachment* em barra existente para próteses removíveis implanto-suportadas.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, MCGarry TJ, Goldstein G, et al. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent.* 2017;117(5):e1–105.
2. Kutkut A, Bertoli E, Frazer R, Pinto-Sinai G, Fuentealba Hidalgo R, Studts J. A systematic review of studies comparing conventional complete denture and implant retained overdenture. *J Prosthodont Res.* 2018;62(1):1–9.
3. Anas El-Wegoud M, Fayyad A, Kaddah A, Nabhan A. Bar versus ball attachments for implant-supported overdentures in complete edentulism: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20(2):243–50.
4. Zhang L, Lyu C, Shang Z, Niu A, Liang X. Quality of life of implant-supported overdenture and conventional complete denture in restoring the edentulous mandible: A systematic review. *Implant Dent.* 2017;26(6):945–50.
5. Zhang Q, Jin X, Yu M, Ou G, Matsui H, Liang X. Economic Evaluation of Implant-Supported Overdentures in Edentulous Patients: A Systematic Review. *Int J Prosthodont.* 2017;30(4):321–6.
6. Warreth A, Alkadhimi AF ade., Sultan A, Byrne C, Woods E. Mandibular implant-supported overdentures: attachment systems, and number and locations of implants-Part I. *J Ir Dent Assoc.* 2015;61(2):93–7.
7. Leão RS, Moraes SLD, Vasconcelos BCE, Lemos CAA, Pellizzer EP. Splinted and unsplinted overdenture attachment systems: A systematic review and meta-analysis. *J Oral Rehabil.* 2018;45(8):647–56.
8. Mishra SK, Chowdhary R. Patient's oral health-related quality of life and satisfaction with implant supported overdentures -a systematic review. *J Oral Biol Craniofacial Res.* 2019;9(4):340–6.
9. Srinivasan M, Makarov NA, Herrmann FR, Müller F. Implant survival in 1-versus 2-implant mandibular overdentures: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(1):63–72.
10. Statement C, Most I. The McGill consensus statement on overdentures. *Quintessence Int.* 2003;34(1):78–9.
11. Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Müller F, Naert I, et al. Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients - The york consensus statement. *Br Dent J.* 2009;207(4):185–6.
12. Thomason JM, Kelly SAM, Bendkowski A, Ellis JS. Two implant retained overdentures - A review of the literature supporting the McGill and York

- consensus statements. *J Dent.* 2012;40(1):22–34.
13. Paleari AG, Oliveira Junior NM de, Marin DOM, Rodriguez LS, Arioli Filho JN, Pero AC, et al. One-year prospective clinical study comparing patient satisfaction and masticatory performance of mandibular overdentures supported by one versus two implants. *J Appl Oral Sci.* 2018;26:e20160628.
 14. Polychronakis N, Kourtis S. Chapter 3 Implant Overdentures. *Dent Implant.* 2017;Chapter 3.
 15. Alqutaibi AY, Kaddah AF. Attachments used with implant supported overdenture. *Int Dent Med J Adv Res - Vol 2015.* 2016;2(1):1–5.
 16. Warreth A, Alkadhimi AF ade., Sultan A, Byrne C, Woods E. Mandibular implant-supported overdentures: attachment systems, and number and locations of implants-Part II. *J Ir Dent Assoc.* 2015;61(2):93–7.
 17. ELsyad MA, Shaheen NH, Ashmawy TM. Long-term clinical and prosthetic outcomes of soft liner and clip attachments for bar/implant overdentures: a randomised controlled clinical trial. *J Oral Rehabil.* 2017 Jun;44(6):472–80.
 18. Gonçalves F, Campestrini VLL, Rigo-Rodrigues MA, Zanardi PR. Effect of the attachment system on the biomechanical and clinical performance of overdentures: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2020;123(4):589–94.
 19. Elsyad MA, Alokda MM, Gebreel AA, Hammouda NI, Habib AA. Effect of two designs of implant-supported overdentures on peri-implant and posterior mandibular bone resorptions: a 5-year prospective radiographic study. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(10):e184–92.
 20. Pelekanos S, Sarafianou A, Tsirogiannis P, Kamposiora P, Papavasiliou G. A Case Series Treatment Outcome Report Following 5 Years of Implant Overdenture Treatment. *Int J Prosthodont.* 2016;598–601.
 21. Shastry T, Anupama NM, Shetty S, Nalinakshamma M. An in vitro comparative study to evaluate the retention of different attachment systems used in implant-retained overdentures. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16(2):159–66.
 22. Breeding C. The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses. *J Prosthet Dent.* 1996;75:570–3.
 23. Botega DM, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *J Oral Rehabil.* 2004;31(9):884–9.
 24. Pigozzo MN, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz LG. The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent.* 2009;102(2):74–80.
 25. Elsayed, A. Abdullah M. Effect of bar cross-section and female housing material on retention of mandibular implant bar overdentures: A comparative in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2017;

26. Choi J-W, Yun B-H, Jeong C-M, Huh J-B. 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.
27. Abi Nader S, De Souza RF, Fortin D, De Koninck L, Fromentin O, Albuquerque Junior RF. Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *J Oral Rehabil*. 2011;38(3):157–64.
28. Chaves C, de Souza R, Cunha T, Vecchia M, Ribeiro A, Bruniera J, et al. Preliminary In Vitro Study on O-Ring Wear in Mini-Implant–Retained Overdentures. *Int J Prosthodont*. 2016;29(4):357–9.
29. Tehini G, Baba NZ, Majzoub Z, Nahas P, Berberi A, Rifai K. In Vitro Effect of Mastication on the Retention and Wear of Locator Attachments in a Flat Mandibular Ridge Model. *J Prosthodont*. 2019;28(2):e744–51.
30. Setz, Juergen; Lee, Seok; Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: An in vitro study. 1998;(September).
31. Walton JN, Dorin Ruse N. In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. *J Prosthet Dent*. 1995;74(5):482–6.
32. Alsabeeha NHM, Payne AGT, Swain M V. Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont*. 2009;22(5):429–40.
33. Seo YH, Bae E Bin, Kim JW, Lee SH, Yun MJ, Jeong CM, et al. Clinical evaluation of mandibular implant overdentures via Locator implant attachment and Locator bar attachment. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(4):313–20.
34. 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.
35. Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. *Dent J*. 2017;5(4):35.
36. 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.
37. Savabi O, Nejatidanesh F, Yordshahian F. Retention of implant-supported overdenture with bar/clip and stud attachment designs. *J Oral Implantol*. 2013;39(2):140–7.
38. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. *Stomatologija*. 2005;7(4):115–20.

39. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont.* 2004;13(4):221–6.

7. ANEXOS

7.1 Anexo I – Lista de Abreviaturas

CAD/CAM – *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*

CBCT - *Cone Beam Computer Tomography*

Cr-Co – Cromo-Cobalto

DICOM – *Digital Imaging and Communications in Medicine*

DLP - *Digital Light Processing*

FDM - *Fused Deposition Modeling*

HU - Hounsfield

PAEK – *Polyaryletherketone*

PEEK – *Polyetheretherketona*

PET CF – *Polyethylene Terephthalate reinforced with Carbon Fiber*

PMMA – *Poly(methyl methacrylate)*

QdVRSO – *Qualidade de Vida Relacionada com a Saúde Oral*

RN – *Regular Neck*

SLA - *Stereolithography Apparatus*

3D - *Three-Dimensional*

7.2 Anexo II – Lista de Figuras

Figura 1: Parte trabecular do modelo tridimensional da mandíbula pintada de vermelho.

Figura 2: Parte trabecular pintada de vermelho inserida no segundo molde.

Figura 3: Espessura reduzida da parte cortical assinalada pela seta.

Figura 4: Espessura variada da parte cortical; seta corresponde à zona de espessura reduzida.

Figura 5: Existência de bolhas de ar a nível da parte cortical, assinaladas pelas setas.

Figura 6: Impressão da parte cortical do protótipo mandibular.

Figura 7: Parte cortical do protótipo mandibular finalizada.

Figura 8: Suporte mandibular a) sem dispositivos de fixação; b) com dispositivos de fixação para o protótipo mandibular.

Figura 9: Protótipo mandibular com os 2 implantes colocados, a) vista frontal; b) vista lateral.

Figura 10: Geometria da secção transversal da barra experimental.

Figura 11: Barra experimental sem *cantilever* (grupo de estudo 5).

Figura 12: Barra experimental com *cantilevers* (grupo de estudo 6).

Figura 13: Barra de *Hader* a) sem *cantilever* (grupo de estudo 1); b) com *cantilevers* (grupo de estudo 2).

Figura 14: Barra de *Dolder* a) sem *cantilever* (grupo de estudo 3); b) com *cantilevers* (grupo de estudo 4).

Figura 15: Barra experimental a) sem *cantilever* (grupo de estudo 5); b) com *cantilevers* (grupo de estudo 6).

Figura 16: Barra de *Hader* sem *cantilever* (grupo de estudo 1) a) em resina acrílica - vista frontal; b) em resina acrílica - vista lateral; c) em liga Cr-Co - vista frontal; d) em liga Cr-Co - vista lateral.

Figura 17: Barra de *Hader* com *cantilevers* (grupo de estudo 2) a) em resina acrílica - vista frontal; b) em resina acrílica - vista lateral; c) em liga Cr-Co - vista frontal; d) em liga Cr-Co - vista lateral.

Figura 18: Barra de *Dolder* sem *cantilever* (grupo de estudo 3) a) em resina acrílica - vista frontal; b) em resina acrílica - vista lateral; c) em liga Cr-Co - vista frontal; d) em liga Cr-Co - vista lateral.

Figura 19: Barra de *Dolder* com *cantilevers* (grupo de estudo 4) a) em resina acrílica - vista frontal; b) em resina acrílica - vista lateral; c) em liga Cr-Co - vista frontal; d) em liga Cr-Co - vista lateral.

Figura 20: Barra experimental sem *cantilever* (grupo de estudo 5) a) em resina acrílica - vista frontal; b) em resina acrílica - vista lateral; c) em liga Cr-Co - vista frontal; d) em liga Cr-Co - vista lateral.

Figura 21: Barra experimental com *cantilevers* (grupo de estudo 6) a) em resina acrílica - vista frontal; b) em resina acrílica - vista lateral; c) em liga Cr-Co - vista frontal; d) em liga Cr-Co - vista lateral.

Figura 22: Secções transversais das barras de *Hader*, *Dolder* e experimental com o clipe correspondente (da esquerda para a direita).

Figura 23: Clipe correspondente à barra de *Hader*.

Figura 24: Clipe correspondente à barra de *Dolder*.

Figura 25: Clipe correspondente à barra experimental.

Figura 26: Barra de *Hader* sem *cantilever* e com 1 clipe (grupo de estudo 1) a) vista frontal; b) vista lateral.

Figura 27: Barra de *Hader* com *cantilevers* e com 3 cliques (grupo de estudo 2) a) vista frontal; b) vista lateral.

Figura 28: Barra de *Dolder* sem *cantilever* e com 1 clipe (grupo de estudo 3) a) vista frontal; b) vista lateral.

Figura 29: Barra de *Dolder* com *cantilevers* e com 3 cliques (grupo de estudo 4) a) vista frontal; b) vista lateral.

Figura 30: Barra experimental sem *cantilever* e com 1 clipe (grupo de estudo 5) a) vista frontal; b) vista lateral.

Figura 31: Barra experimental com *cantilevers* e com 3 cliques (grupo de estudo 6) a) vista frontal; b) vista lateral.

Figura 32: Impressão do protótipo mandibular.

Figura 33: Modelo de gesso do protótipo mandibular.

Figura 34: Prótese acrílica transparente colocada sobre o protótipo mandibular a) vista frontal; b) vista superior.

Figura 35: Superfície interna da prótese acrílica transparente.

Figura 36: Máquina de testes universais AG-I versão 3.80 (Shimadzu®, Quioto, Japão).

Figura 37: Montagem do suporte, protótipo mandibular e prótese na máquina de testes universais a) vista frontal; b) vista lateral.

7.3 **Anexo III – Lista de Tabelas**

Tabela I: Secções transversais das barras e cliques finais do projeto de investigação.

Tabela II: Espaço disponível entre o rebordo ósseo e a superfície inferior da barra e comprimento mesio-distal dos *cantilevers* (medido na parte tecidual, desde distal do implante à extremidade distal do *cantilever*) dos 6 grupos de estudo.

8. AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Professor Doutor Pedro Nicolau e à Dra. Rita Reis, orientador e coorientadora, respetivamente, pela disponibilidade, ajuda, confiança e partilha de conhecimentos e conselhos. Levo comigo todos os ensinamentos, mas acima de tudo, levo dois exemplos de excelência que sempre admirarei.

A realização deste projeto experimental foi exequível graças a diversas pessoas e apoios sem os quais não teria sido possível a sua concretização, e que eu agradeço:

À Prof. Dra. Ana Messias, pela disponibilidade e apoio demonstrados ao longo deste trabalho.

Ao Jorge, por todo o apoio incansável ao longo deste trabalho e na elaboração das barras e, principalmente, por todo o incentivo e compreensão ao longo deste percurso de cinco anos.

Ao ISEC (Instituto Superior de Engenharia de Coimbra) pela disponibilidade na elaboração dos protótipos da mandíbula.

Ao LTD (Laboratório Técnico Dentário) pela disponibilidade na fabricação das barras.

À minha família, o vosso apoio incondicional foi imprescindível ao longo destes cinco anos, sem o qual nada teria sido possível. Obrigada por estarem sempre ao meu lado.

Aos meus amigos, por todos os momentos de felicidade vividos em conjunto ao longo destes 5 anos.