



UNIVERSIDADE DE
COIMBRA

Jorge Alexandre Almeida Jesus

**DESENVOLVIMENTO DE MECANISMOS DE
RETENÇÃO PARA PRÓTESES TOTAIS
MANDIBULARES IMPLANTO-SUPORTADAS**

Dissertação no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, na área de Produção e Projeto, orientada pela Professora Doutora Ana Paula Bettencourt Martins Amaro e pela Professora Doutora Ana Lúcia de Pereira Neves Messias e apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade de Coimbra.

Outubro de 2020

1 2



9 0

FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE
COIMBRA

Desenvolvimento de mecanismos de retenção para próteses totais mandibulares implanto-suportadas

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica
na Especialidade de Produção e Projeto

Development of attachment systems for implant-supported mandibular prostheses

Autor

Jorge Alexandre Almeida Jesus

Orientadores

Ana Paula Bettencourt Martins Amaro

Ana Lúcia de Pereira Neves Messias

Júri

Presidente

Professora Doutora Maria Augusta Neto
Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra

Orientador

**Professora Doutora Ana Lúcia de Pereira Neves
Messias**
Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra

Vogais

Professor Doutor Pedro Miguel Gomes Nicolau
Professor Associado da Universidade de Coimbra

Coimbra, outubro, 2020

Agradecimentos

Agradeço à Professora Doutora Ana Amaro e à Professora Doutora Ana Messias, orientadora e coorientadora, respetivamente, a ajuda, confiança e ensinamentos no decorrer deste projeto.

O trabalho que aqui se apresenta só foi possível graças à colaboração e apoio de algumas pessoas, às quais não posso deixar de prestar o meu reconhecimento:

Ao Professor Doutor Pedro Nicolau pela disponibilidade e ajuda ao longo deste trabalho.

À Dra. Rita Reis pela sua contribuição neste projeto.

Ao Professor Doutor José Domingos pela disponibilidade e ajuda na elaboração e obtenção dos componentes necessários para a realização do protocolo 2.

À Professora Doutora Maria Augusta Neto pela disponibilidade e ajuda na realização das análises de elementos finitos.

Ao Professor Doutor Luís Roseiro pela disponibilidade na elaboração dos protótipos mandibulares.

À Mafalda pelo apoio incansável ao longo deste projeto, mas principalmente pelo incentivo, carinho e compreensão ao longo destes 5 anos.

Resumo

Objetivo: O objetivo deste estudo é a elaboração de um *attachment* ferulizado com uma geometria de secção transversal nova, que permita uma diminuição do efeito da fadiga nos componentes do sistema de retenção e que também permita ultrapassar as limitações do desgaste por ciclos de inserção/remoção e as complicações associadas à fratura dos componentes. Outro objetivo é a avaliação e comparação da capacidade retentiva do novo *attachment*, desenvolvido no âmbito deste projeto, com outros sistemas de retenção ferulizados já existentes no mercado, mais especificamente com as secções de *Hader* e *Dolder* oval.

Materiais e métodos: Inicialmente foi elaborado um protótipo mandibular constituído por 2 materiais, a parte cortical foi obtida em politereftalato de etileno reforçado com fibras de carbono (PET CF Innovatefil®) (Smart Materials 3D, Jaén, Espanha) e a parte trabecular em resina de poliuretano Smooth-cast 320® (Smooth-On Inc, Macungie, EUA); Após a obtenção deste protótipo foram colocados dois implantes Tissue Level Standard Plus Implants Ø3.3mm RN, SLActive®, Roxolid® (Straumann, Basileia, Suíça) na região intermentoniana. Foram ainda obtidos 2 suportes, constituídos por politereftalato de etileno reforçado com fibras de carbono (PET CF Innovatefil®).

De seguida foram obtidos os *attachments* em barra com secções transversais de *Hader*, *Dolder* oval e uma secção experimental em liga Cromo-Cobalto Zfx™ Rawdens Cobalt Chromium Eco Zimmer (Zfx GmbH, Dachau, Alemanha), sendo que para cada tipo de secção foi obtida uma barra com e sem extensões distais, totalizando 6 diferentes barras. Os cliques correspondentes às secções transversais em estudo foram, numa primeira instância, obtidos em polimetilmetacrilato (PMMA) (Treed Filaments, Seregno, Itália), no entanto, o objetivo final é a fabricação destes em PEEK. Posteriormente foram obtidas próteses em resina acrílica transparente ProBase Cold (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), às quais foi adicionado silicone Gingifast Elastic (Zhermack SpA. Badia Polesine RO, Itália). Finalmente os materiais obtidos foram recriados no software ADINA AUI versão 9.5.3 (ADINA R&D Inc., Massachusetts, EUA) e efetuadas análises de tensões e deformações,

com o objetivo de avaliar a influência da secção transversal e da adição de *cantilevers*, na distribuição de tensões e deformações dos componentes dos sistemas de *attachment*.

Resultados: As barras de secção experimental induziram maiores tensões a nível dos componentes dos sistemas de retenção, com e sem *cantilevers*.

A adição de extensões distais aumentou as tensões a nível das barras e dos restantes componentes. No entanto, comparativamente com os *attachments* sem *cantilevers*, permitiram uma redução das tensões a nível da mucosa na região posterior. A alteração do material dos cliques de PEEK para *nylon* levou a uma redução de tensões nos componentes do sistema de retenção.

Conclusões: Secções transversais mais rígidas aumentam as tensões a nível dos componentes do sistema de retenção; A resistência à rotação da prótese a nível anterior e a adição de *cantilevers* levam a um aumento das tensões a nível dos componentes do sistema de retenção, no entanto, reduzem os esforços transmitidos à mucosa na região posterior; A utilização de cliques constituídos por materiais mais rígidos contribui para uma maior transmissão de tensões aos componentes do sistema de retenção.

Palavras-chave: Próteses totais mandibulares implanto-suportadas, fadiga mecânica, Sistemas de retenção ferulizados, Secção transversal da barra, Método dos elementos finitos, Distribuição de tensões

Abstract

Objective: The objective of this study is to create a splinted attachment system, with a new cross-section, which allows a reduction of the mechanical fatigue effect and also allows overcoming the wear limitations promoted by insert/removal cycles and the complications associated with the fracture of components. Another objective is to evaluate and compare the retentive capacity of the new splinted attachment system, designed during this project, with other attachments currently available in the market, such as Hader and Dolder egg-shaped bars.

Materials and methods: Initially, a mandibular prototype made by 2 materials was developed, the cortical bone was obtained in polyethylene terephthalate reinforced with carbon fibers (PET CF Innovatefil®) (Smart Materials 3D, Jaén, Spain) and the trabecular bone in polyurethane resin Smooth-cast 320® (Smooth-On Inc, Macungie, EUA). After obtaining the prototype, two Tissue Level Standard Plus Implants Ø3.3mm RN, SLActive®, Roxolid® implants (Straumann, Basel, Switzerland) were placed in the intermentonian region. Two supports were also made in polyethylene terephthalate reinforced with carbon fibers (PET CF Innovatefil®).

The attachment systems bars with Hader, Dolder “egg-shape” and experimental cross-sections were developed and obtained in cobalt-chromium alloy - Zfx™ Rawdens Cobalt Chromium Eco Zimmer (Zfx GmbH, Dachau, Germany). For each cross-section, 2 bars were obtained, with and without cantilevers, totalizing 6 different bars. The corresponding clips were, in first instance, obtained in polymethylmethacrylate (PMMA) (Treed Filaments, Seregno, Italy). However, the final objective is to manufacture these in PEEK.

Subsequently, prostheses were prepared in ProBase Cold transparent acrylic resin (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), and Gingifast Elastic (Zhermack SpA, Badia Polesine RO, Italy) silicone was added to their bases.

Finally, the collected materials were recreated in ADINA AUI version 9.5.3 software (ADINA R&D Inc., Massachusetts, USA) and stress and strain analyzes were

performed to evaluate the influence of the bar cross section and the addition of cantilevers in the stress and strain distribution of the components of the attachment systems.

Results: The experimental cross section bars induced higher stress values at the attachment system components, with and without cantilevers. The addition of cantilevers increased the stress values at the attachment system components. However, in comparison with the bars without them, the cantilevers allowed a reduction of the stress values at the mucosa in the posterior region. Changing the material of the PEEK clips to *nylon* led to a reduction of the stress values at the attachment systems components.

Conclusions: Stiffer cross-sections increase the stress values at the attachment system components; the resistance of the overdenture rotation over the bar and the addition of cantilevers lead to an increase of the stress values at the attachment system components, however, they reduced the efforts at the posterior region mucosa; Clips made of stiffer materials increase the stress values at the attachment systems components.

Keywords Total implant-supported mandibular prostheses, mechanical fatigue, Splinted retention systems, Bar cross-section, Finite element method, Stress distribution

Índice

Índice de Figuras	ix
Índice de Tabelas	xiii
Simbologia e Siglas	xv
Siglas	xv
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Estrutura da dissertação	2
2. ESTADO DA ARTE	5
2.1. Desdentação Total.....	5
2.2. Opções de Tratamento para um Desdentado Total	5
2.3. Próteses Totais Removíveis Implanto-Suportadas (<i>Overdentures</i> Suportadas por Implantes)	6
2.4. Sistemas de <i>Attachment</i>	7
2.5. Sistemas de <i>Attachment</i> Ferulizados.....	8
2.6. Secções Transversais e Materiais das Barras.....	10
2.7. Alterações dos Valores Retentivos dos Sistemas de <i>Attachment</i>	11
2.8. Método dos Elementos Finitos	12
2.8.1. Discretização do Domínio	13
2.8.2. Aproximação do Deslocamento.....	13
2.8.3. Equações dos Elementos Finitos	14
2.8.4. Elementos Finitos em Sólidos 3D	15
2.8.5. MEF na Avaliação do Comportamento Biomecânico de Sistemas de <i>Attachment</i> Ferulizados	15
2.9. Fabrico Aditivo de Modelagem por Deposição Fundida.....	17
2.10. Objetivos do Projeto.....	18
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	19
3.1. Protótipos Mandibulares	19
3.1.1. Moldação (Método 1):.....	20
3.1.2. Fabrico Aditivo por FDM (Método 2):.....	22
3.2. Elaboração/Obtenção das Barras	24
3.3. Elaboração/Obtenção dos Clipes	34
3.4. Elaboração/Obtenção das Próteses Acrílicas	38
3.5. Cavilha/eixo de Aplicação de Cargas	40
3.6. Protocolos Experimentais	41
3.6.1. Protocolo 1: Alteração da Força Retentiva Devido à Fadiga Causada por Ciclos de Deformação	41
3.6.2. Protocolo 2: Ensaio de Fadiga a Alto Número de Ciclos Simulando Movimentos Mastigatórios.....	41
3.7. Análise de Elementos Finitos.....	42
3.7.1. Processamento dos Componentes Tridimensionais.....	42
3.7.2. Modelação dos Elementos Finitos.....	43
3.7.3. Propriedades dos Materiais.....	43

3.7.4.	Superfícies de Contacto.....	44
3.7.5.	Definição da Malha dos Elementos.....	45
3.7.6.	Condições de Fronteira e de Carga	49
4.	Resultados	51
4.1.	Sistemas de Retenção sem Adição de <i>Cantilevers</i>	51
4.2.	Sistemas de Retenção com Adição de <i>Cantilevers</i>	55
5.	DISCUSSÃO.....	61
5.1.	Protocolo 1: Alteração da Força Retentiva Devido à Fadiga Causada por Ciclos de Deformação	62
5.2.	Protocolo 2: Ensaios de Fadiga a Alto Número de Ciclos Simulando Movimentos Mastigatórios.....	66
5.3.	Análises de Tensões e Deformações	69
6.	CONCLUSÕES.....	75
7.	PROPOSTAS PARA FUTUROS TRABALHOS	77
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	79
	APÊNDICE A	85

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 3.1. Reconstrução da mandíbula: parte cortical (esquerda) e parte trabecular (direita).	20
Figura 3.2. Modelo físico da parte trabecular da mandíbula (método 1).	21
Figura 3.3. Modelo físico da parte trabecular inserido na segunda moldação (método 1)..	21
Figura 3.4. Zona de variação de espessura na parte cortical da mandíbula (método 1).	21
Figura 3.5. Existência de bolhas de ar inclusas na parte cortical (método 1).	21
Figura 3.6. Impressão da parte cortical da mandíbula (método 2).	22
Figura 3.7. Parte cortical da mandíbula finalizada (método 2)	22
Figura 3.8. Implantes colocados na região anterior do protótipo mandibular.	23
Figura 3.9. Suportes para estabilizar o protótipo mandibular durante os protocolos experimentais: Protocolo experimental 1 (esquerda) e Protocolo experimental 2 (direita)	24
Figura 3.10. Geometria do perfil de um <i>Locator</i>	25
Figura 3.11. Secção transversal da primeira barra experimental.....	25
Figura 3.12. Scan do protótipo mandibular com os implantes colocados: vista frontal (esquerda) e vista lateral (direita)	26
Figura 3.13. Primeira barra experimental: em resina (esquerda) e em liga Cromo-Cobalto (direita).	26
Figura 3.14. Secção transversal da barra experimental final.	27
Figura 3.15. Barras de <i>Hader</i> : a) sem <i>cantilevers</i> (GE 1); b) com <i>cantilevers</i> (GE 2). ...	28
Figura 3.16. Barras de <i>Dolder</i> : a) sem <i>cantilevers</i> (GE 3); b) com <i>cantilevers</i> (GE 4)...	28
Figura 3.17. Barras de secção experimental: a) sem <i>cantilevers</i> (GE 5); b) com <i>cantilevers</i> (GE 6).	28
Figura 3.18. Barra de <i>Hader</i> sem <i>cantilevers</i> (GE 1): em resina - a) vista frontal; b) vista lateral; em liga Cromo-Cobalto - c) vista frontal; d) vista lateral.	29
Figura 3.19. Barra de <i>Hader</i> com <i>cantilevers</i> (GE 2): em resina - a) vista frontal; b) vista lateral; em liga Cromo-Cobalto - c) vista frontal; d) vista lateral.	30
Figura 3.20. Barra de <i>Dolder</i> sem <i>cantilevers</i> (GE 3): em resina - a) vista frontal; b) vista lateral; em liga Cromo-Cobalto - c) vista frontal; d) vista lateral.	30
Figura 3.21. Barra de <i>Dolder</i> com <i>cantilevers</i> (GE 4): em resina - a) vista frontal; b) vista lateral; em liga Cromo-Cobalto - c) vista frontal; d) vista lateral.	31
Figura 3.22. Barra experimental sem <i>cantilevers</i> (GE 5): em resina - a) vista frontal; b) vista lateral; em liga Cromo-Cobalto - c) vista frontal; d) vista lateral.....	31

Figura 3.23. Barra experimental com <i>cantilevers</i> (GE 6): em resina - a) vista frontal; b) vista lateral; em liga Cromo-Cobalto - c) vista frontal; d) vista lateral.	32
Figura 3.24. Clipes elaborados para as secções transversais em estudo: a) Hader; b) Dolder; c) Experimental.	34
Figura 3.25. Secções transversais: a) <i>Hader</i> ; b) <i>Dolder</i> e c) experimental e respectivos clipes.	34
Figura 3.26. Barra de <i>Hader</i> sem <i>cantilevers</i> (GE 1) com 1 clipe em PMMA: a) vista frontal (esquerda) e vista lateral (direita).	35
Figura 3.27. Barra de <i>Hader</i> com <i>cantilevers</i> (GE 2) com 3 clipes em PMMA: vista frontal (esquerda) e vista lateral (direita).	35
Figura 3.28. Barra de <i>Dolder</i> sem <i>cantilevers</i> (GE 3) com 1 clipe em PMMA: vista frontal (esquerda) e vista lateral (direita).	35
Figura 3.29. Barra de <i>Dolder</i> com <i>cantilevers</i> (GE 4) com 3 clipes em PMMA: vista frontal (esquerda) e vista lateral (direita).	36
Figura 3.30. Barra experimental sem <i>cantilevers</i> (GE5) com 1 clipe em PMMA: vista frontal (esquerda) e vista lateral (direita).	36
Figura 3.31. Barra experimental com <i>cantilevers</i> (GE 6) com 3 clipes em PMMA: vista frontal (esquerda) e vista lateral (direita).	36
Figura 3.32. Clipes elaborados para as secções transversais em estudo (2ª Tentativa): <i>Hader</i> (esquerda), <i>Dolder</i> (centro) e experimental (direita).	37
Figura 3.33. Impressão do protótipo mandibular	39
Figura 3.34. Impressão do protótipo mandibular corrida a gesso.	39
Figura 3.35. Prótese acrílica transparente.	39
Figura 3.36. Superfície interna da prótese acrílica transparente com adição de silicone.	39
Figura 3.37. Montagem da cavilha, com anéis de retenção, no terminal de rótula SKAB 12 F.	40
Figura 3.38. Estrutura em malha correspondente ao grupo de estudo 6: vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).	49
Figura 3.39. Condições de fronteira impostas a nível dos implantes (esquerda) e a nível do osso cortical na região posterior (direita).	50
Figura 3.40. Pressão equivalente a uma força de 70 N aplicada numa área de 65 mm ² , segundo a direcção normal aos primeiros molares.	50
Figura 4.1. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos implantes correspondentes à barra experimental sem <i>cantilevers</i> (GE 5) associada a 1 clipe em PEEK: vista por vestibular (esquerda) e vista por lingual (direita).	52
Figura 4.2. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível da barra experimental sem <i>cantilevers</i> (GE 5) associada a 1 clipe em PEEK: vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).	52

Figura 4.3. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos parafusos correspondentes às barras de <i>Hader</i> (esquerda), <i>Dolder</i> (centro) e experimental (direita), sem extensões distais e associadas a cliques em PEEK.....	53
Figura 4.4. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos cliques em PEEK, correspondentes às barras de <i>Hader</i> (esquerda), <i>Dolder</i> (centro) e experimental (direita), sem extensões distais. Direção vestibulo-lingual da esquerda para a direita do clipe.....	53
Figura 4.5. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos implantes correspondentes à barra experimental com <i>cantilevers</i> (GE 6) associada a 3 cliques em PEEK: vista por vestibular (esquerda) e vista por lingual (direita).	55
Figura 4.6. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível da barra experimental com <i>cantilevers</i> (GE 6) associada a 3 cliques em PEEK: vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).....	56
Figura 4.7. Distribuição da tensão de von Mises [Pa], vista por lingual, a nível dos parafusos correspondentes às barras de <i>Hader</i> (esquerda), <i>Dolder</i> (centro) e experimental (direita), com extensões distais e associadas a cliques em PEEK.....	56
Figura 4.8. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos cliques, em PEEK, correspondentes à barra experimental com extensões distais (GE 6): vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).....	57
Figura A1. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos implantes correspondentes à barra de <i>Hader</i> sem <i>cantilevers</i> (GE 1) associada a 1 clipe em PEEK: vista por vestibular (esquerda) e vista por lingual (direita).....	85
Figura A2. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos implantes correspondentes à barra de <i>Dolder</i> sem <i>cantilevers</i> (GE 3) associada a 1 clipe em PEEK: vista por vestibular (esquerda) e vista por lingual (direita).....	85
Figura A3. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível da barra de <i>Hader</i> sem <i>cantilevers</i> (GE 1) associada a 1 clipe em PEEK: vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).....	86
Figura A4. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível da barra de <i>Dolder</i> sem <i>cantilevers</i> (GE 3) associada a 1 clipe em PEEK: vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).....	86
Figura A5. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos implantes correspondentes à barra de <i>Hader</i> com <i>cantilevers</i> (GE 2) associada a 3 cliques em PEEK: vista por vestibular (esquerda) e vista por lingual (direita).....	87
Figura A6. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos implantes correspondentes à barra de <i>Dolder</i> com <i>cantilevers</i> (GE 4) associada a 3 cliques em PEEK: vista por vestibular (esquerda) e vista por lingual (direita).....	87
Figura A7. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível da barra de <i>Hader</i> com <i>cantilevers</i> (GE 2) associada a 3 cliques em PEEK: vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).....	88

Figura A8. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível da barra de <i>Dolder</i> com <i>cantilevers</i> (GE 4) associada a 3 cliques em PEEK: vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).	88
Figura A9. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos cliques, em PEEK, correspondentes à barra de <i>Hader</i> com extensões distais (GE 2): vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).	89
Figura A10. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos cliques, em PEEK, correspondentes à barra de <i>Dolder</i> com extensões distais (GE 4): vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).	89

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1. Materiais utilizados no protótipo mandibular de acordo com o método 1.	22
Tabela 3.2. Materiais utilizados no protótipo mandibular de acordo com o método 2.	23
Tabela 3.3. Elaboração da barra experimental.	27
Tabela 3.4. Dimensões finais e materiais das barras.	32
Tabela 3.5. Propriedades mecânicas da liga Cromo-Cobalto.	33
Tabela 3.6. Aspectos clínicos afetos às barras.	33
Tabela 3.7. Elaboração dos cliques.	37
Tabela 3.8. Resumo dos materiais e métodos integrantes do projeto.	38
Tabela 3.9. Propriedades mecânicas dos materiais com comportamento linear elástico e isotrópico.	43
Tabela 3.10. Algoritmos de contacto utilizados entre as estruturas dos modelos de elementos finitos.	45
Tabela 3.11. Parâmetros de malha definidos e áreas de refinamento [mm].	46
Tabela 3.12. Número de elementos e de pontos nodais dos grupos de estudo sem <i>cantilevers</i>	47
Tabela 3.13. Número de elementos e de pontos nodais dos grupos de estudo com <i>cantilevers</i>	48
Tabela 4.1. Valores da tensão máxima efetiva suavizada de Von Mises [MPa] a nível dos componentes dos sistemas de retenção sem adição de <i>cantilevers</i> , para uma pressão equivalente a uma força de 30,80 N aplicada a nível dos blocos de carga.	54
Tabela 4.2. Valores da tensão máxima efetiva suavizada de Von Mises [MPa] a nível dos componentes dos sistemas de retenção com adição de <i>cantilevers</i> , para uma pressão equivalente a uma força de 30,80 N aplicada a nível dos blocos de carga.	58
Tabela 4.3. Valores do deslocamento vertical máximo posterior [mm] a nível da prótese, para uma pressão equivalente a uma força de 30,80 N aplicada a nível dos blocos de carga.	59
Tabela 4.4. Valores máximos/mínimos das deformações principais P1 e P3 [μm] a nível do osso cortical na região posterior, para uma pressão equivalente a uma força de 30,80 N aplicada a nível dos blocos de carga.	59

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Siglas

1D – unidimensional

2D – bidimensional

3D – tridimensional

ADINA – Automatic Dynamic Incremental Nonlinear Analysis

CAD/CAM – Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing

CBCT – Cone Beam Computer Tomography

CFR PEEK – Carbon-Fibers-Reinforced Polyether-ether-ketone

Cr-Co – Cromo-Cobalto

DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine

DIN – Deutsches Institut für Normung

DEM – Departamento de Engenharia Mecânica

DLP – Digital Light Processing

EDS – Energy Dispersive Spectroscopy

EN – European Norms

FCTUC – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

FDM – Fused Deposition Modeling

FMUC – Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

GE – Grupo/s de Estudo

GFR PEEK – Glass-Fiber-Reinforced Polyether-ether-ketone

GPa – Gigapascal

ISO – International Organization for Standardization

MEF – Método dos Elementos Finitos

MPa – Megapascal

Obs – Observação

PAEK – Polyary-ether-ketone

PEEK – Polyether-ether-ketone

PEKK – Polyether-ketone-ketone

PET CF – polyethylene terephthalate Reinforced with Carbon Fibers

PMMA – Polymethyl methacrylate

POM – Polyoxymethylene

QdVRSO – Qualidade de Vida Relacionada com a Saúde Oral

RN – Regular Neck

SEM – Scanning Electron Microscope

SLA – Stereolithography Apparatus

Ti CP – Titânio Comercialmente Puro

1. INTRODUÇÃO

O *gold standard* na reabilitação protética de um paciente desdentado total mandibular requer a colocação de 2 implantes endósseos, sobre os quais é colocado um sistema de *attachments* de modo a promover a estabilidade e retenção da prótese.

Os sistemas de retenção classificam-se como não-ferulizados, caso os *attachments* sejam utilizados individualmente sobre os implantes, ou ferulizados caso seja utilizado um *attachment* em barra, o qual feruliza/conecta os implantes. Dependendo do tipo de sistema, estes podem ser formados por dois componentes metálicos ou por um componente metálico e outro polimérico.

No caso dos sistemas ferulizados, existem geometrias de secção transversal de barras como: secção redonda, de *Hader* ou de *Dolder* (oval e *U-shaped*). Relativamente aos materiais que constituem a barra, estes podem ser de liga de ouro, liga cromo-cobalto, liga prata-paládio e titânio. Os *attachments* ferulizados podem ser obtidos através de processos de fabrico como a fundição ou fresagem. A capacidade de retenção e a forma como é alcançada depende dos sistemas de *attachment* utilizados, os quais podem promover a retenção de diferentes modos: forças magnéticas, contacto friccional e/ou bloqueio promovido pela geometria.

A retenção é um fator preponderante no tratamento de um desdentado total e que deve ser tido em conta na escolha do tipo de *attachment*. A capacidade retentiva deste perde-se com a sua utilização devido às alterações estruturais dos seus componentes causadas pelas inserções/remoções da prótese e devido à função mastigatória do paciente.

O objetivo deste estudo é a elaboração de um *attachment* ferulizado com uma geometria de secção transversal nova, que permita uma diminuição do efeito da fadiga cíclica e que também permita ultrapassar as limitações do desgaste por ciclos de inserção/remoção e as complicações associadas à fratura dos componentes, criando um sistema passível de ser facilmente substituído em consultório. Outro objetivo é a comparação do novo *attachment* ferulizado, desenvolvido no âmbito deste projeto, com outros sistemas de retenção ferulizados já existentes no mercado, mais especificamente com as secções de *Hader* e

Dolder oval. Inicialmente foram realizadas análises de tensões e deformações, através do método de elementos finitos (MEF), de modo a avaliar, de um ponto de vista teórico, o comportamento biomecânico dos *attachments* em barra com as secções transversais em estudo (*Hader, Dolder* oval e experimental) com e sem extensões distais (*cantilevers*). De seguida foram planeados 2 protocolos experimentais que visam a avaliação da alteração da retenção devido a movimentos de inserção/remoção da *overdenture* mandibular (protocolo 1) e devido a ciclos mastigatórios (protocolo 2). Em consequência à situação da COVID-19 (*Coronavirus Disease 2019*) não foi possível realizar os protocolos experimentais 1 e 2 e, conseqüentemente, obter os resultados e respetivas conclusões. Pretendemos, num futuro próximo, dar continuidade a este projeto que julgamos ser essencial para colmatar a falta de opções de sistemas de *attachment* ferulizados para próteses removíveis implanto-suportadas.

1.1. Estrutura da dissertação

A introdução apresenta de forma breve o tema abordado e alguns conceitos sobre o mesmo. Também são enunciados os objetivos do projeto e descrita a estrutura do presente documento.

No estado da arte são abordadas as limitações relativas à desdentação total e as suas possíveis soluções. Também são referidas próteses totais removíveis e sistemas de retenção associados, sendo que os ferulizados são descritos mais aprofundadamente. É ainda descrita a metodologia associada ao método dos elementos finitos e alguns estudos *in vitro* já realizados que incluíram sistemas de retenção ferulizados.

Nos materiais e métodos são documentados todos os componentes desenvolvidos para realizar os protocolos experimentais. Adicionalmente, estes foram recriados no *software* ADINA AUI versão 9.5.3 (ADINA R&D Inc., Massachusetts, EUA) e realizaram-se análises de tensões e deformações, de modo a avaliar e comparar o comportamento biomecânico dos sistemas de retenção previamente elaborados.

No capítulo seguinte são expostos os resultados das análises de elementos finitos que incluíram os grupos de estudo deste projeto.

Na discussão são apresentados estudos *in vitro* já realizados dentro do tema da reabilitação protética com recurso a próteses implanto-suportadas, assim como as metodologias utilizadas e os resultados obtidos, culminando na descrição dos protocolos

experimentais que serão realizados. São ainda discutidos os resultados obtidos nas análises de elementos finitos realizadas e comparados com outros estudos já publicados.

No último capítulo é sugerida a realização de trabalhos futuros que visam complementar ou dar continuação ao presente projeto.

2. ESTADO DA ARTE

2.1. Desdentação Total

A desdentação total, segundo o glossário de termos protodônticos, é definida como a perda de todos os dentes naturais¹. Esta condição é considerada um processo fisiológico associada ao envelhecimento, porém são diversos os fatores que a podem influenciar, tais como: acesso aos cuidados de saúde, higiene oral, estilo de vida e nível educacional e socioeconômico².

A esta situação está sempre associada uma redução da qualidade de vida, uma vez que, tem implicações funcionais e estéticas, com sequelas na capacidade mastigatória e no bem-estar psicossocial do paciente^{2,3}.

A reabsorção óssea é considerada um processo fisiológico e irreversível, podendo ser uma consequência da perda de dentes, que afeta tanto a parte estética do paciente como a funcional: a nível da fala e capacidade mastigatória, obrigando o desdentado total a alterar os seus hábitos alimentares, o que pode levar a perturbações gastrointestinais e doenças cardiovasculares^{2,3}.

2.2. Opções de Tratamento para um Desdentado Total

Num desdentado total, as opções de tratamento disponíveis para o reabilitar incluem a utilização de próteses totais muco-suportadas, próteses totais removíveis implanto-suportadas (*overdentures* suportadas por implantes) ou próteses totais fixas implanto-suportadas³.

O tratamento convencional inclui a colocação de duas próteses totais muco-suportadas³⁻⁶. Contudo, o sucesso do tratamento depende do suporte biomecânico das cristas alveolares⁴. Por isso, esta opção está associada a diversos problemas a longo prazo, tais

como: a redução da área de suporte, falta de retenção e estabilidade, o que prejudica a função mastigatória e causa desconforto a estes pacientes^{3,5,6}. Deste modo, as próteses convencionais estão associadas a problemas funcionais e sociais/psicossociais^{4,6}.

A utilização de implantes permitiu um aumento do número e da versatilidade de tratamentos disponíveis nos pacientes desdentados totais, sob forma de próteses implanto-suportadas removíveis e fixas^{3,7}.

Os implantes retificam as deficiências biomecânicas da mandíbula desdentada⁴, possibilitando que a reabilitação com recurso a próteses implanto-suportadas proporcione um aumento de retenção e estabilidade, redução da reabsorção das cristas residuais e, conseqüentemente, melhoria da função mastigatória, contribuindo para o aumento da satisfação e da Qualidade de Vida Relacionada com a Saúde Oral (QdVRSO), em comparação com as próteses totais convencionais³⁻⁸.

2.3. Próteses Totais Removíveis Implanto-Suportadas (*Overdentures* Suportadas por Implantes)

De acordo com o tipo de suporte, as próteses totais removíveis implanto-suportadas, podem ser classificadas em: *overdentures* implanto-muco suportadas quando o suporte é proporcionado pelos implantes e pela mucosa do rebordo ósseo ou implanto-suportadas quando o suporte da *overdenture* é exclusivamente proporcionado por implantes^{6,9}.

Relativamente ao número de implantes utilizados nas *overdentures* mandibulares podem ser utilizados 4, 2 ou, em casos de pacientes desdentados totais com idade acima dos 80 anos, 1 implante¹⁰⁻¹².

A colocação de 4 implantes numa mandíbula desdentada total é considerada a melhor opção em termos de proteção do rebordo posterior, suporte da prótese, distribuição de forças, estabilidade e capacidade mastigatória^{10,11}. No entanto, não existem diferenças estatisticamente significativas relativamente à função da prótese e à satisfação do paciente, quando são utilizadas *overdentures* mandibulares sobre 4 ou 2 implantes. Além disso,

overdentures sobre 2 implantes tornam o tratamento menos invasivo e mais acessível economicamente, uma vez que, são utilizados menos implantes. Assim sendo, esta última opção, deve ser considerada pelo paciente, pois apresenta uma relação custo/benefício superior^{4,10}.

Em 2002, foi publicado o consenso de McGill, o qual afirma que uma *overdenture* mandibular sobre 2 implantes localizados na região intermentoniana deve ser considerada a primeira escolha na reabilitação protética de um paciente desdentado total. Em 2009, com o intuito de suportar e dar continuidade ao consenso de McGill, foi publicado o consenso de York, o qual concluiu que a utilização de *overdentures* mandibulares sobre 2 implantes proporciona melhor satisfação e qualidade de vida aos seus portadores, em comparação com as próteses totais removíveis muco-suportadas¹³⁻¹⁵.

2.4. Sistemas de *Attachment*

Os sistemas de *attachment* ou de retenção são definidos como dispositivos mecânicos utilizados para promover a fixação, retenção e estabilidade da *overdenture*¹. O nível de retenção e de estabilidade de uma prótese está diretamente relacionado com o sistema de retenção utilizado⁷.

A estabilidade é definida como a resistência que a prótese oferece aos movimentos provocados por forças laterais/horizontais e, por sua vez, a retenção é definida como a resistência que esta oferece à sua desinserção¹.

O sistema de *attachment* é formado por duas partes: geralmente, a fêmea/*matrix* consiste num pilar aparafusado ao/s implante/s e o macho/*patnix*, incorporado na base da prótese, possui uma certa geometria de modo a encaixar perfeitamente na fêmea. Contudo, existem sistemas onde se verifica o oposto, como no caso dos *attachments* em bola/*O-ring*, nos quais o macho se encontra aparafusado ao/s implante/s e a fêmea está inclusa na superfície interna da prótese^{2,6,16}.

Os dispositivos de retenção subdividem-se em dois grupos: não-ferulizados e ferulizados. No caso dos não-ferulizados, cada *attachment* é utilizado individualmente sobre um implante; este tipo de sistema inclui o uso dos *attachments* bola/*O-ring*, *Locator*, coroas

telescópicas e *attachments* magnéticos. Relativamente aos ferulizados, os implantes são unidos por uma barra^{6,7}.

De acordo com os meios retentivos, o sistema de *attachment* pode ser classificado em friccional, mecânico, friccional e mecânico ou magnético, conforme a retenção seja obtida através de contato friccional, bloqueio promovido pela geometria ou forças magnéticas atrativas entre macho e fêmea¹⁶.

Embora o *gold standard* na reabilitação de pacientes desdentados totais seja a utilização de uma prótese implanto-suportada por dois implantes, não existe consenso sobre o sistema de retenção que deve ser utilizado, dado que, cada tipo de *attachment* apresenta vantagens e limitações associadas à sua utilização^{2,17}. O sistema de retenção deve ser escolhido com base em diversos fatores tais como: tipo de *overdenture*, condição anatômica do osso mandibular, distância interimplantar e distribuição dos implantes na mandíbula, exigências do paciente, nível de retenção necessário, capacidade de higienização do paciente, paralelismo entre implantes e o custo^{9,16}.

2.5. Sistemas de *Attachment* Ferulizados

O sistema de retenção barra/clipe é formado por uma barra que é aparafusada aos implantes e por cliques incorporados na base da prótese ou alojados numa casa metálica fixa a esta^{2,6,7,9}.

A utilização de sistemas ferulizados permite alcançar uma maior retenção, estabilidade e ainda retificar possíveis inclinações dos implantes. Além disso, a ferulização dos implantes permite uma partilha de esforços biomecânicos e melhora a distribuição de tensões entre estes^{2,6,7,9,18}. No entanto, a utilização deste tipo de *attachments* é limitada, uma vez que, requer mais espaço, tanto oclusal como vestibulo-lingual. Existe ainda o risco de ocorrer hiperplasia por baixo da barra e uma maior acumulação de placa bacteriana a nível dos espaços não preenchidos entre a barra e a prótese, pelo que é necessária uma higienização mais rigorosa por parte do paciente^{2,18}.

Os sistemas de retenção ferulizados podem ser do tipo barra/clipe ou barra/revestimento resiliente. Neste último tipo de sistema de retenção, o revestimento é

formado por silicone, o qual preenche o espaço disponível entre a prótese e a barra, estando, por isso, associado a uma melhor higiene oral. Este sistema contribui também para uma absorção de esforços mastigatórios e apresenta um menor custo. No entanto, também está associado a complicações como a separação do silicone da base da prótese, sendo esta justificada pela fraca adesão do silicone à resina acrílica.

Por sua vez, no sistema barra/clipe, os cliques proporcionam uma melhor estabilidade e menor incidência de complicações. Estes podem ser poliméricos ou metálicos: os poliméricos apresentam vantagens como uma maior resiliência, maior custo/eficiência e, embora sejam mais suscetíveis ao desgaste e à fratura em comparação com os cliques metálicos, podem ser facilmente substituídos^{18,19}.

Na parte interior dos cliques pode ser ainda adicionado um “espaçador”, o qual irá permitir o movimento vertical da *overdenture*²⁰.

Nos sistemas de *attachment* ferulizados, a barra utilizada pode apresentar duas extensões para distal dos implantes, formando, desta forma, *cantilevers*^{1,17}. A sua utilização melhora a estabilidade e aumenta a área de suporte da prótese. Na base da *overdenture*, podem ser colocados cliques, nas zonas correspondentes aos *cantilevers*, de modo a aumentar a sua retenção, porém a capacidade de rotação da prótese diminui¹¹.

O comprimento dos *cantilevers* apresenta influência nos esforços transmitidos aos implantes e, conseqüentemente, na reabsorção óssea, uma vez que quanto maior for o comprimento, maiores serão as tensões peri-implantares. Alguns autores indicam que, nos casos de barras sobre 2 implantes, *cantilevers* com um comprimento até 12 mm são adequados, pois apresentam mínima influência na reabsorção óssea; outros sugerem a utilização de *cantilevers* com um comprimento entre 5-7 mm. Existem ainda recomendações para que o comprimento destas extensões não seja superior ao comprimento da barra interimplantar e que os *cantilevers* não sejam estendidos para além de distal do primeiro pré-molar no caso de *overdentures* sobre dois implantes^{21,22}.

2.6. Secções Transversais e Materiais das Barras

Existem vários tipos de secções transversais de barra disponíveis tais como: redonda, de *Hader* e de *Dolder* (oval/*egg-shaped* e *U-shaped*)^{6,22}.

O sistema de retenção ferulizado que inclui uma barra de secção transversal redonda é classificado como resiliente, uma vez que, a barra permite um movimento de rotação da prótese, o que faz com que a tensão a nível dos implantes seja menor^{16,20}.

A secção transversal de *Hader* apresenta uma geometria em forma de “fechadura”, com a parte superior redonda e a parte inferior retangular. Tal como no sistema anterior, a parte superior redonda permite um movimento de rotação da prótese em torno da barra, pelo que, este sistema é também definido como resiliente^{1,20}.

A geometria da secção transversal de *Dolder* apresenta duas variantes: uma variante resiliente em forma oval ou *egg-shaped* e uma variante rígida em forma de U ou *U-shaped* com as paredes laterais paralelas, que impossibilitam o movimento de rotação da prótese em redor da barra^{1,6,20}.

Existem diversos materiais que podem constituir as barras utilizadas em próteses implanto-suportadas. Inicialmente eram utilizadas ligas de ouro, mas devido ao seu custo elevado, foram substituídas por outros materiais metálicos como ligas cromo-cobalto, prata-paládio e titânio.

O material que constitui a barra é um fator a ter em conta para o sucesso da reabilitação, na medida em que apresenta uma influência na concentração de tensões a nível desta, como também a nível dos implantes e osso peri-implantar. Algumas análises de elementos finitos realizadas²³⁻²⁵, com o intuito de avaliar a influência do material na distribuição de tensões em sistemas de retenção barra/clipe, concluíram que o valor máximo da tensão na barra e da tensão transmitida aos implantes e osso peri-implantar é diretamente proporcional ao módulo de elasticidade/rigidez do material utilizado.

Relativamente ao processo de fabrico das barras, estas podem ser obtidas por fundição, por fresagem através de uma fresadora CAD/CAM ou por soldadura de partes pré-fabricadas^{6,9}.

2.7. Alterações dos Valores Retentivos dos Sistemas de *Attachment*

Segundo a literatura, podem ser alcançados níveis de retenção superiores em sistemas retentivos do tipo barra/clipe em comparação com sistemas retentivos não-ferulizados. Shastry *et al.*²⁶, num estudo *in vitro*, avaliaram a retenção inicial e a sua variação ao longo de 100 ciclos de inserção/remoção em 3 tipos de *attachments* utilizados em *overdentures* mandibulares sobre 2 implantes: bola/*O-ring*, barra de *Hader*/clipe polimérico e *Locator*. Os autores concluíram que o grupo barra/clipe apresentou o maior valor médio retentivo inicial e também ao longo dos 100 ciclos de inserção/remoção.

A alteração dos valores retentivos dos sistemas de *attachment* inicia-se logo após o primeiro ciclo de inserção/remoção da prótese e ao longo da sua utilização. Breeding *et al.*²⁷, no seu estudo *in vitro*, que incluíram a utilização de um sistema barra de *Hader*/clipe polimérico, observaram uma perda de retenção imediatamente após a primeira desinserção da barra. A perda de retenção estabilizou após a décima segunda desinserção. Por isso, os autores recomendam que a *overdenture* seja inserida/removida entre 12 a 15 vezes previamente à colocação definitiva da prótese, de modo a avaliar se a retenção do sistema é adequada ao paciente.

Entre outros fatores, a retenção também pode ser influenciada pela secção transversal da barra. Num estudo *in vitro*, Elsayad *et al.*²⁸ avaliaram o efeito da secção transversal da barra na retenção de próteses mandibulares implanto-suportadas por 2 implantes. Os grupos de estudo incluíram 3 tipos de secções: *Hader*, *Dolder egg-shaped* e redonda; as próteses foram sujeitas a 2.740 ciclos de inserção/desinserção, tendo os autores concluído que a secção de *Hader* apresentou os maiores valores de retenção iniciais, mas também apresentou a maior perda de retenção no final do estudo.

Contudo existem casos em que a retenção aumenta ao longo dos ciclos de inserção/remoção. Botega *et al.*²⁹ avaliaram a força retentiva de 2 tipos de sistemas (Bola/*O-ring* e Barra/clipe) imersos em saliva artificial. Após 5500 ciclos de inserção/remoção com uma frequência de 0,8 Hz, observou-se um ligeiro aumento de retenção dos sistemas avaliados no estudo; também Pigozzo *et al.*³⁰ ao avaliar a capacidade retentiva de sistemas

de *attachment* barra/clipse, com cliques poliméricos e metálicos, observaram um aumento de retenção nos grupos de estudos após o procedimento experimental. Tal como no estudo anterior, os grupos, imersos em saliva artificial, foram submetidos a 5500 ciclos de inserção/remoção com uma frequência de 0,8 Hz.

Por sua vez, Saito *et al.*³¹, *in vitro*, avaliaram a influência do material da barra na retenção da prótese. O estudo incluiu a utilização de 3 barras de secção transversal redonda, constituídas por liga ouro-platina, liga cromo-cobalto e titânio. Os cliques metálicos utilizados em todos os grupos eram constituídos por liga ouro-platina. Após 7200 ciclos de inserção/remoção, com uma medição da força retentiva a cada 1200 ciclos, os autores constataram que a retenção diminuiu na barra de liga ouro-platina, pelo contrário, as barras de liga cromo-cobalto e titânio aumentaram a sua capacidade retentiva.

A alteração de retenção dos sistemas de *attachment* é influenciada, não só pelos ciclos de inserção/remoção, mas também pela função mastigatória, mais especificamente pela ação conjugada destes dois fatores. Existem estudos *in vitro*, já realizados, que avaliaram a influência dos ciclos mastigatórios na retenção das *overdentures*, no entanto todos estes utilizaram *attachments* não-ferulizados³²⁻³⁵.

2.8. Método dos Elementos Finitos

O método de elementos finitos (MEF) é uma ferramenta numérica utilizada para obter a solução aproximada de uma determinada equação diferencial³⁶. Este método permite modelar estruturas complexas e avaliar o seu comportamento mecânico, sendo utilizado em diversos ramos da engenharia, tais como: engenharia eletromecânica, aeroespacial, automóvel e biomecânica; neste último caso, o MEF é considerado um método não invasivo e eficiente para estudar o comportamento biomecânico de sistemas biológicos e avaliar a influência de esforços mecânicos nos mesmos. Para além da sua ampla aplicabilidade, os procedimentos das análises de elementos finitos são reiteráveis e os projetos em estudo podem ser modificados de acordo com os requisitos, sem que para tal existam restrições de carácter ético. No entanto, existem certas limitações associadas ao MEF, uma vez que se trata de um método computacional e, por isso, certas condições clínicas podem não ser

corretamente replicadas^{36,37}. O procedimento do MEF pode ser dividido em três etapas: discretização do domínio, aproximação do deslocamento e formulação dos elementos finitos³⁶.

2.8.1. Discretização do Domínio

A discretização do domínio é a subdivisão deste num número finito de elementos, estando estes conectados por nós e apresentando um comportamento bem definido, criando um padrão consistente pré-definido, a malha. A dimensão do parâmetro de malha é um fator importante a ter em conta, uma vez que tem uma grande influência na precisão dos resultados das equações diferenciais^{36,38}.

O procedimento inicia-se com a definição do domínio geométrico, dos materiais, restrições físicas (contactos, condições de fronteira e de carga) e discretização do domínio.

Um elemento finito é formado por pontos nodais que, dependendo da dimensão do problema, pode assumir diversas geometrias. No caso de problemas unidimensionais (1D), os elementos finitos assumem a forma de um segmento de reta com um determinado comprimento e pelo menos 2 nós, um em cada extremidade. Em problemas bidimensionais (2D) são utilizados triângulos ou quadriláteros e em problemas tridimensionais (3D) são utilizadas geometrias tetraédricas ou hexaédricas; nestes dois últimos, é colocado um ponto nodal em cada vértice, podendo adicionar-se outros pontos nodais nas arestas ou no interior do elemento³⁶.

2.8.2. Aproximação do Deslocamento

Para formular as equações do MEF é aconselhável utilizar um sistema de coordenadas local, no qual os limites de variação de cada coordenada estão relacionados à posição do ponto base do sistema local e aos limites geométricos do elemento finito. Recorrendo a este sistema de coordenadas, é possível interpolar o valor do deslocamento dentro do elemento finito, através de uma função polinomial que deve verificar as condições de fronteira do mesmo. O deslocamento pode então ser interpolado como:

$$\tilde{u}(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3) = \bar{N}(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3) \bar{u} \quad (2.1)$$

Onde \tilde{u} corresponde à aproximação do deslocamento, \bar{N} à matriz que contém as funções de interpolação para os nós do elemento finito e \bar{u} ao deslocamento nodal associado ao elemento finito:

$$\bar{u} = \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ \vdots \\ u_n \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

Na equação 2.2, n corresponde ao número de nós do elemento e \bar{u}_i é o vetor que contém os graus de liberdade do ponto nodal i . Para modelos matemáticos tridimensionais \bar{u}_i toma a forma da equação 2.3³⁸.

$$\bar{u}_i = \begin{bmatrix} u_i(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3) \\ v_i(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3) \\ w_i(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3) \end{bmatrix} \begin{array}{l} \rightarrow \text{deslocamento na direção de } \bar{x}_1 \\ \rightarrow \text{deslocamento na direção de } \bar{x}_2 \\ \rightarrow \text{deslocamento na direção de } \bar{x}_3 \end{array} \quad (2.3)$$

2.8.3. Equações dos Elementos Finitos

A equação global dos elementos finitos é dada por:

$$M\ddot{U} + KU = F \quad (2.4)$$

Onde M e K são, respetivamente, as matrizes globais de massa e rigidez, U é o vetor que contém os deslocamentos de todos os nós que constituem o domínio e F é o vetor que contém todas as forças equivalentes dos pontos nodais.

No caso de análises de elementos finitos estáticas, uma vez que não existe variação de tempo, o vetor de velocidade elástica desaparece e a equação 2.4 reduz-se à equação 2.5³⁸.

$$KU = F \quad (2.5)$$

2.8.4. Elementos Finitos em Sólidos 3D

Tipicamente, as geometrias dos elementos finitos utilizados em sólidos tridimensionais consistem em tetraedros ou hexaedros. Em ambas as geometrias, embora o número de nós seja diferente, cada um apresenta 3 graus de liberdade de translação.

No caso dos elementos tetraédricos, cada elemento detém 4 pontos nodais e 6 arestas. Cada nó possui 3 graus de liberdade, os deslocamentos u_1, u_2 e u_3 , associados às 3 direções do sistema de coordenadas \bar{x}_1, \bar{x}_2 e \bar{x}_3 , totalizando 12 graus de liberdade.

Relativamente aos elementos hexaédricos, estes apresentam 8 nós e 12 arestas, totalizando 24 graus de liberdade³⁸.

2.8.5. MEF na Avaliação do Comportamento Biomecânico de Sistemas de *Attachment* Ferulizados

Vários estudos suportados por análises de elementos finitos foram realizados com diversos objetivos associados à reabilitação protética de pacientes desdentados totais, com recurso a próteses totais removíveis implanto-suportadas, utilizando sistemas de retenção ferulizados.

Bilhan *et al.*³⁹ avaliaram, através do MEF, o efeito do número de implantes e da utilização de diferentes tipos de *attachments*, utilizados para suportar *overdentures* mandibulares, na distribuição de tensões peri-implantares.

Para realizar o estudo, foram obtidos modelos 3D de uma mandíbula desdentada, de uma prótese total mandibular em PMMA, de implantes de titânio comercialmente puro (Ti cp) e reconstruídos dois sistemas de retenção: Bola/*O-ring* e Barra/clipe em liga de ouro. Ambos os sistemas de *attachment* foram reconstruídos sobre 3 modelos mandibulares com 2, 3 e 4 implantes, totalizando 6 modelos de estudo diferentes. Para todos os materiais foi assumido um comportamento linear elástico e isotrópico.

Após a aplicação de 3 condições de força: exclusivamente anterior, exclusivamente posterior (lado direito) e força aplicada bilateralmente a nível posterior, os autores concluíram que o aumento do número de implantes e a utilização de um sistema de *attachment* ferulizado reduzem os esforços peri-implantares.

Santos *et al.*⁴⁰ realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a influência do material constituinte do clipe em sistemas de *attachment* ferulizados, e a presença de desajustes verticais na distribuição de tensões em próteses implanto-suportadas removíveis.

Neste estudo, foram recriados modelos tridimensionais de uma mandíbula desdentada, uma prótese em resina acrílica implanto-suportada por 2 implantes em Ti cp e *attachments* ferulizados associados a cliques poliméricos e metálicos (ouro tipo IV), sendo que foi assumido um comportamento linear elástico e isotrópico para todos os materiais utilizados. Além disso, foi imposta a presença de um desajuste vertical de 100 μm entre o implante direito e as barras. De seguida foi aplicada uma pressão de 100 MPa a nível do primeiro molar direito.

Os autores concluíram que a presença de um desajuste vertical de 100 μm originou um aumento do valor da tensão no parafuso do respetivo implante. Além disso, constataram que a utilização de cliques poliméricos em detrimento de cliques metálicos reduziu a intensidade das tensões nas estruturas em estudo (barra, clipe e parafusos) e a microdeformação a nível do osso peri-implantar.

Com o objetivo de avaliar o efeito da secção transversal e presença de desajustes horizontais na distribuição de tensões em sistemas de *attachment* ferulizados, Spazzin *et al.*⁴¹ recriaram modelos 3D de 2 implantes e respetivos parafusos, ambos em titânio, e 3 *attachments* ferulizados, em liga cromo-cobalto, com secções de *Hader*, *Dolder* oval e redonda, sendo que os sistemas de retenção foram colocados a nível anterior de um modelo de uma mandíbula. Em todos os materiais foi considerado um comportamento linear elástico e isotrópico, tendo sido induzido um deslocamento a nível da barra segundo a direção mesio-distal contrária ao desajuste.

Após as análises, os autores concluíram que a secção de *Hader* apresentou uma concentração de tensões superior nos componentes do sistema de retenção (barra, parafuso) e osso mandibular peri-implantar, ao contrário da barra de secção redonda que, por sua vez, demonstrou menor concentração de tensões a nível dos mesmos.

Nogueira *et al.*²⁴, avaliaram, através do MEF, a influência da secção transversal da barra e do material utilizado nesta. Foram obtidos modelos 3D da região anterior de uma mandíbula, 2 implantes e respetivos parafusos, ambos em titânio, e das barras com secções

transversais de *Hader*, *Dolder* e redonda. Os materiais das barras estudados foram: ouro tipo IV, Ti cp, liga prata-paládio e liga cromo-cobalto. Para todos os materiais utilizados, assumiu-se comportamento linear elástico e isotrópico.

Os autores concluíram que a secção de *Hader* demonstrou aumentar as tensões a nível da barra, parafuso e osso peri-implantar. Quanto à influência do material da barra, os autores também concluíram que as tensões geradas a nível dos componentes do sistema de retenção aumentaram de forma direta com a rigidez do material.

Ebadian *et al.*⁴² estudaram a influência da adição de *cantilevers* e do seu comprimento nas tensões peri-implantares em *overdentures* mandibulares sobre 2 e 3 implantes. Para realizar o estudo, foram obtidos 2 modelos mandibulares com 2 e 3 implantes e próteses mandibulares removíveis correspondentes aos mesmos; para cada modelo foram obtidas 3 barras com secção transversal de *Dolder* oval: sem *cantilevers* e com adição *cantilevers* de 7 e 13 mm. Posteriormente, foram colocados cliques exclusivamente na região correspondente às barras, deixando os *cantilevers* livres. Os componentes foram digitalizados e simuladas 3 situações de carga oclusal unilateral: 67 N na região do primeiro pré-molar, 67 N na região do primeiro molar e 134 N na região do primeiro molar. Os autores assumiram um comportamento linear elástico e isotrópico para todos os materiais.

Relativamente aos resultados deste estudo, o aumento do comprimento dos *cantilevers* não demonstrou ter influência considerável nas tensões peri-implantares em ambos os modelos, com 2 e 3 implantes. A alteração das forças da região anterior para posterior originou um aumento do valor máximo das tensões a nível das cristas alveolares.

2.9. Fabrico Aditivo de Modelagem por Deposição Fundida

O fabrico aditivo é definido como um processo de união de materiais, por deposição de camadas, de modo a fabricar componentes a partir de modelos 3D. As tecnologias aditivas tornam possível a obtenção de componentes com geometria complexa cuja obtenção, através de processos de fabrico convencionais, seria complicada.⁴³

A modelagem por deposição fundida (FDM) é um processo de fabrico aditivo amplamente utilizado na obtenção de componentes poliméricos. Estes componentes são

obtidos por extrusão de filamentos, previamente aquecidos à temperatura de transição vítrea, os quais são depositados sobre as camadas anteriormente construídas.⁴³

2.10. Objetivos do Projeto

O presente projeto tem como objetivo a avaliação experimental da retenção de diferentes secções transversais de *attachments*: *Hader*, *Dolder egg-shaped* e uma secção experimental inovadora (projetada pelo nosso grupo de investigação), simulando ciclos de inserção/remoção (protocolo 1) e ciclos mastigatórios (protocolo 2). Pois após uma análise da literatura existente, verificou-se que existe uma escassez de estudos *in vitro* que avaliam o efeito de ciclos de inserção/remoção e ciclos mastigatórios na capacidade retentiva de *attachments* em barra sobre 2 implantes colocados na região intermentoniana, sobretudo estudos que comparam a influência de diferentes tipos de secção transversal das barras. Assim sendo, é de grande interesse científico investigar e aprofundar conhecimentos sobre este tema.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta secção são expostos todos os materiais e métodos que foram, ou serão, obtidos para realizar a parte experimental deste projeto. Todos os passos, desde a elaboração à obtenção dos mesmos, são documentados nos subcapítulos correspondentes a cada componente.

De seguida são descritos ambos os protocolos experimentais que serão realizados, assim como a metodologia, os parâmetros e os objetivos associados a cada um.

Adicionalmente foram efetuadas análises de tensões e deformações dos sistemas de retenção em estudo.

Obs.: uma vez que o presente projeto foi realizado por uma equipa multidisciplinar, reunindo elementos da área da Engenharia Mecânica e Medicina Dentária, os materiais e métodos deste trabalho incluem Figuras e Tabelas de um trabalho de tese já finalizado intitulado: “Fadiga mecânica de *attachments* em barra para próteses implanto-suportadas: projeto experimental” – Mafalda Fernandes Manco, julho de 2020, Coimbra

3.1. Protótipos Mandibulares

A reconstrução tridimensional de uma mandíbula foi realizada utilizando imagens DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), obtidas por CBCT (tomografia computadorizada de feixe cónico) de uma paciente desdentada total de 79 anos do sexo feminino. Estas imagens foram obtidas na Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra (FMUC), na área de Medicina Dentária, recorrendo a um dispositivo i-CAT® (KaVo Dental, Biberach, Alemanha).

Posteriormente, a reconstrução física da mandíbula foi efetuada no Laboratório de Biomecânica Aplicada do Instituto de Investigação Aplicada do Politécnico de Coimbra (Coimbra, Portugal). Para isso, primeiro foram eliminadas todas as estruturas adjacentes ao osso mandibular previamente obtido, tendo em conta a sua radiodensidade e geometria,

utilizando a escala de unidades Hounsfield (HU). De seguida, segmento a segmento, o osso cortical da mandíbula foi identificado e separado, tendo sido o osso trabecular obtido subtraindo a parte cortical à totalidade da mandíbula, através de operações booleanas (**Figura 3.1**).

O modelo físico do protótipo mandibular foi realizado através de dois métodos diferentes, primeiramente por moldação e, posteriormente, por modelagem por fusão e deposição (FDM)

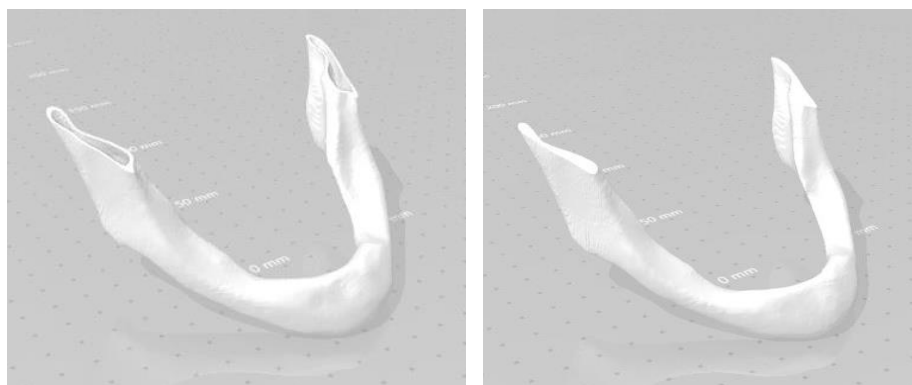


Figura 3.1. Reconstrução da mandíbula: parte cortical (esquerda) e parte trabecular (direita).

3.1.1. Moldação (Método 1):

Numa primeira tentativa de obtenção de um modelo físico da mandíbula, procedeu-se à elaboração de duas moldações. A parte trabecular foi produzida em resina de poliuretano de baixa viscosidade Smooth-Cast 320® (Smooth-On Inc, Macungie, EUA), a qual foi injetada na primeira moldação obtida previamente. De seguida, o modelo obtido foi pintado de vermelho de modo a facilitar a sua visualização após a adição da parte cortical (**Figura 3.2**).

Posteriormente, a parte trabecular foi posicionada no interior de uma segunda moldação (**Figura 3.3**), na qual foi injetada resina epóxi EpoxAcast™ 655 - Smooth-On Inc, preenchendo o volume vazio correspondente à parte cortical.

Os materiais e respetivos módulos de elasticidade utilizados no protótipo mandibular de acordo com o método 1 encontram-se na **Tabela 3.1**.



Figura 3.2. Modelo físico da parte trabecular da mandíbula (método 1).



Figura 3.3. Modelo físico da parte trabecular inserido na segunda moldação (método 1).

No final, constatou-se que este protótipo mandibular, apresentava alguns defeitos: observou-se a existência de zonas com espessura reduzida (**Figuras 3.4**) e ainda a presença de bolhas de ar inclusas na parte cortical (**Figura 3.5**).

Obs.: nas **Figuras 3.4** e **3.5**, a parte trabecular não se encontra pintada de vermelho, como no modelo anterior.



Figura 3.4. Zona de variação de espessura na parte cortical da mandíbula (método 1).

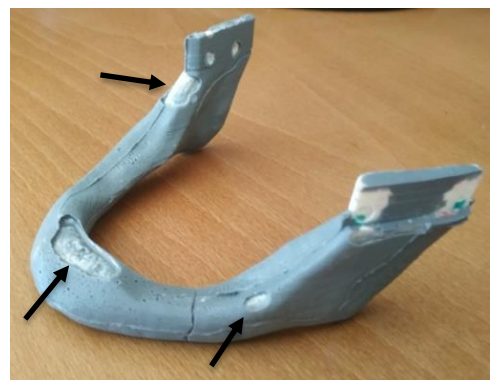


Figura 3.5. Existência de bolhas de ar inclusas na parte cortical (método 1).

Tabela 3.1. Materiais utilizados no protótipo mandibular obtido por moldação.

Moldação	Material	Módulo de elasticidade [GPA]
Cortical	Resina epóxi EpoxAcast™ 655	14,0
Trabecular	Resina de poliuretano Smooth-Cast 320®	0,8 – 1,0

3.1.2. Fabrico Aditivo por FDM (Método 2):

Face às imperfeições encontradas a nível da parte cortical do protótipo mandibular obtido no primeiro método, foi necessário encontrar uma nova forma de conseguir um protótipo isento de defeitos.

No segundo método, a parte cortical foi produzida em politereftalato de etileno reforçado com fibras de carbono (PET CF Innovatefil®) (Smart Materials 3D, Jaén, Espanha) e a parte trabecular em resina de poliuretano Smooth-Cast 320® - Smooth-On Inc.

Primeiramente, recorrendo a uma impressora de modelagem por fusão e deposição (FDM) Prusa i3 MK3S (Praga, República Checa), foi impressa a parte cortical do novo protótipo (**Figuras 3.6 e 3.7**). De seguida, o material constituinte da parte trabecular foi injetado no interior da parte cortical.

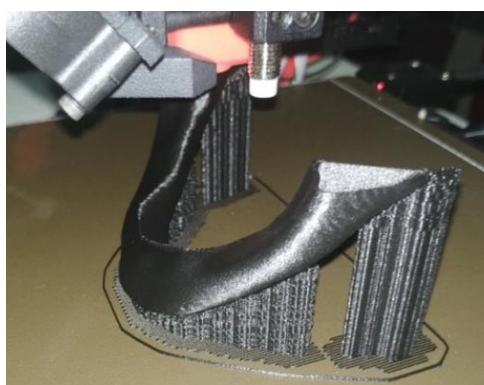


Figura 3.6. Impressão da parte cortical da mandíbula (método 2).

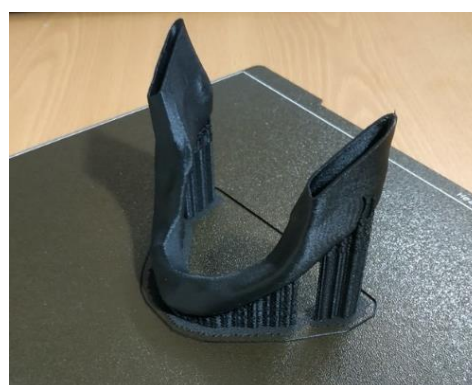


Figura 3.7. Parte cortical da mandíbula finalizada (método 2)

Embora o método de obtenção tenha sido diferente, a parte cortical apresentou novamente uma espessura variável com zonas finas. Com o objetivo de corrigir este

problema foi utilizado o *software* de engenharia reversa Geomagic® (3D Systems, Rock Hill, EUA) para uniformizar a espessura da parte cortical para 2,0 mm.

A impressão da parte cortical foi repetida novamente com a espessura uniformizada e a parte trabecular foi injetada no seu interior.

Os materiais e respectivos módulos de elasticidade utilizados no protótipo mandibular de acordo com o método 2 encontram-se na **Tabela 3.2**.

Tabela 3.2. Materiais utilizados no protótipo mandibular obtido por FDM.

FDM	Material	Módulo de Elasticidade [GPA]
Cortical	Politereftalato de etileno reforçado com fibras de carbono (PET CF Innovatefil®)	9,0
Trabecular	Resina de poliuretano Smooth-Cast 320®	0,8 – 1,0

Após a obtenção do protótipo mandibular final, foram colocados, na região intermentoniana, 2 implantes Tissue Level Standard Plus Implants Ø3,3mm RN, SLActive®, Roxolid® (Straumann, Basileia, Suíça), paralelos entre si e com uma distância interimplantar (medida de mesial a mesial de cada implante) de 8 mm (**Figura 3.8**).



Figura 3.8. Implantes colocados na região anterior do protótipo mandibular.

Com o objetivo de estabilizar o protótipo mandibular aquando da realização dos procedimentos experimentais, foram elaborados dois suportes (**Figura 3.9**), constituídos pelo mesmo material da parte cortical - PET CF Innovatefil®, recorrendo à impressora FDM Prusa i3 MK3S.

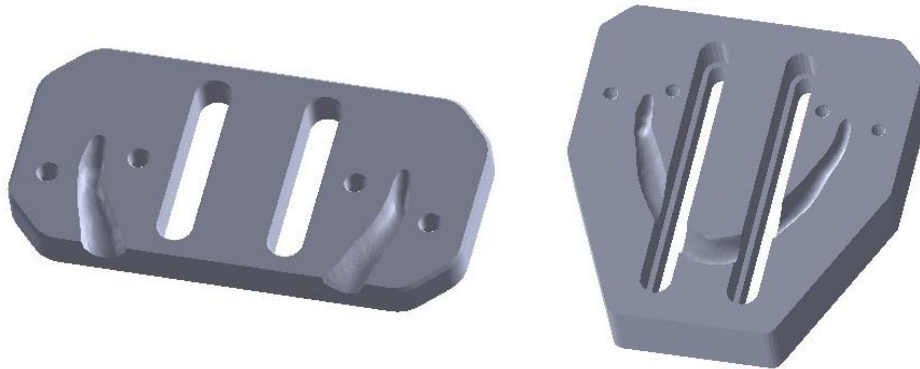


Figura 3.9. Suportes para estabilizar o protótipo mandibular durante os protocolos experimentais: Protocolo experimental 1 (esquerda) e Protocolo experimental 2 (direita)

3.2. Elaboração/Obtenção das Barras

Este projeto incluirá 6 grupos de estudo (GE), com 5 amostras cada um, constituídos por 3 tipos barras com diferentes secções transversais: *Hader* e *Dolder egg-shaped*, duas secções convencionais, e uma barra experimental com uma secção transversal inovadora desenvolvida pelo nosso grupo de investigação através do *software* Inventor® Professional 2019 (Autodesk®, São Rafael, EUA).

Os grupos de estudo deste projeto são:

1. *Hader* sem *cantilevers* / 1 clipe
2. *Hader* com *cantilevers* / 3 cliques
3. *Dolder egg-shaped* sem *cantilevers* / 1 clipe
4. *Dolder egg-shaped* com *cantilevers* / 3 cliques
5. Experimental sem *cantilevers* / 1 clipe
6. Experimental com *cantilevers* / 3 cliques

A secção transversal da barra experimental tem como base a geometria do perfil de outros sistemas de retenção disponíveis comercialmente, a partir dos quais se criou uma secção transversal inovadora (**Figura 3.10**), a qual sofreu algumas modificações.

A adaptação da geometria da **Figura 3.10** num *attachment* em barra traria alguns inconvenientes a nível clínico, pelo que foi necessário alterá-la. A altura oclusal e largura eram exageradas, pelo que foi necessário diminuir estes parâmetros.

A dimensão das zonas retentivas era excessiva, o que poderia causar excesso de retenção e levar à ocorrência de deformação plástica nos cliques, por causa da fadiga devido aos movimentos de inserção/desinserção, por isso foi necessário reduzi-las.

O ângulo reto da parte retangular da barra apresentava também um inconveniente, na medida em que dificultava a higienização, pelo que foi eliminado e transformado num chanfro.

Finalmente, todos os ângulos foram arredondados para prevenir a concentração de tensões. No decorrer do projeto foi obtida uma primeira barra experimental que foi descartada, pelo que foi concebida uma nova com a mesma geometria, mas de menores dimensões. A geometria da primeira tentativa da barra experimental e as suas dimensões encontram-se ilustradas na **Figura 3.11** e **Tabela 3.3**, respetivamente.

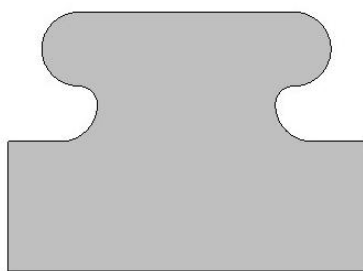


Figura 3.10. Geometria do perfil de um *Locator*.

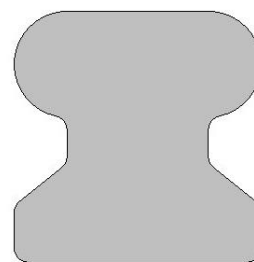


Figura 3.11. Secção transversal da primeira barra experimental

Os modelos físicos das barras para os 6 grupos de estudo foram obtidos no Laboratório Técnico Dentário – LTD (Coimbra, Portugal).

Em primeiro lugar procedeu-se ao *scan* do protótipo mandibular com os implantes colocados (**Figura 3.12**), utilizando um *scanner* CAD/CAM inEos X5® (Dentsply Sirona, York, EUA).

Os modelos das barras foram construídos sobre o *scan* da mandíbula, para prevenir possíveis desajustes entre os cilindros da barra e os implantes. Este procedimento foi feito através do *software* exocad DentalCAD 2.4 Plovdiv (Exocad GmbH, Darmstadt, Alemanha).

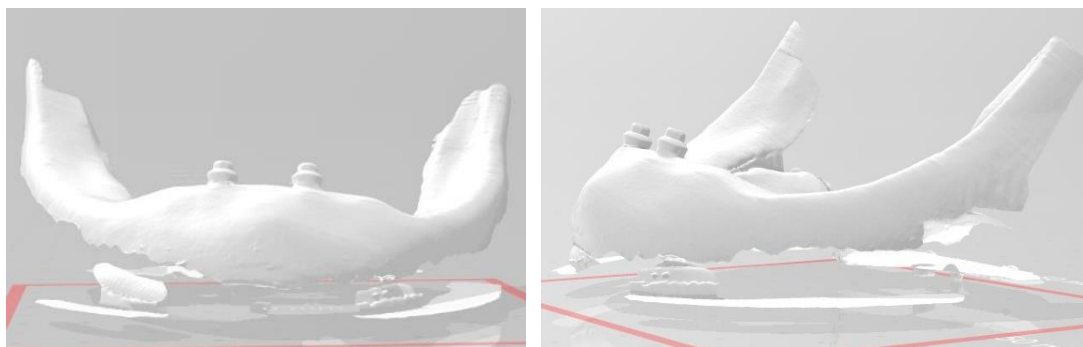


Figura 3.12. Scan do protótipo mandibular com os implantes colocados: vista frontal (esquerda) e vista lateral (direita)

A primeira barra experimental foi impressa em resina NextDent Cast (3D Systems, Rock Hill, EUA), utilizando uma impressora 3D de processamento de luz digital (DLP) NextDent® 5100 – 3D Systems e depois fundida utilizando uma liga Cromo-Cobalto Zfx™ Rawdens Cobalt Chromium Eco Zimmer (Zfx GmbH, Dachau, Alemanha) (**Figura 3.13**).

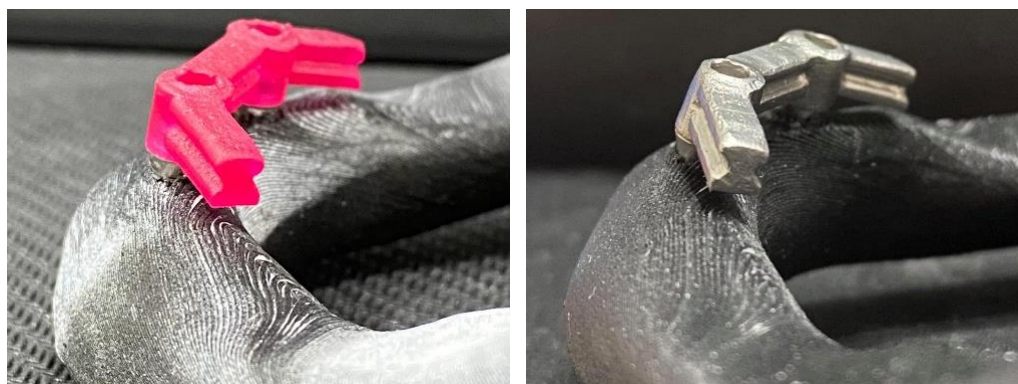


Figura 3.13. Primeira barra experimental: em resina (esquerda) e em liga Cromo-Cobalto (direita).

Após a obtenção da primeira barra experimental constatou-se que havia a necessidade de reduzir mais as dimensões. Por isso, foi obtida uma nova barra experimental (**Figura 3.14**). As dimensões finais da barra experimental, encontram-se na **Tabela 3.3**.

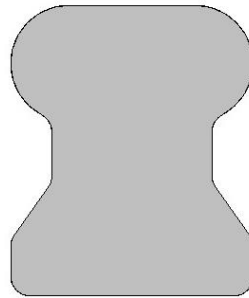


Figura 3.14. Secção transversal da barra experimental final.

Tabela 3.3. Elaboração da barra experimental.

Barra experimental	Dimensões da geometria da secção transversal	Momento de inércia ¹
1ª Tentativa	Largura máxima: 3,5 mm	$I_x = 8,5 \text{ mm}^4$ $I_y = 12,1 \text{ mm}^4$
	Largura mínima: 2,0 mm	
	Altura: 3,55 mm	
2ª Tentativa	Largura máxima: 2,5 mm	$I_x = 2,2 \text{ mm}^4$ $I_y = 5,5 \text{ mm}^4$
	Largura mínima: 1,35 mm	
	Altura: 3,0 mm	
Barra final	Largura máxima: 2,5 mm	$I_x = 2,7 \text{ mm}^4$ $I_y = 5,2 \text{ mm}^4$
	Largura mínima: 1,65 mm	
	Altura: 3,0 mm	

1) I_x - Momento de inércia em relação ao eixo horizontal; I_y - Momento de inércia em relação ao eixo vertical.

Os modelos das barras definitivas, com as dimensões das secções transversais definidas, elaborados no *software* exocad DentalCAD 2.4 Plovdiv encontram-se ilustrados nas **Figuras 3.15 a 3.17**.

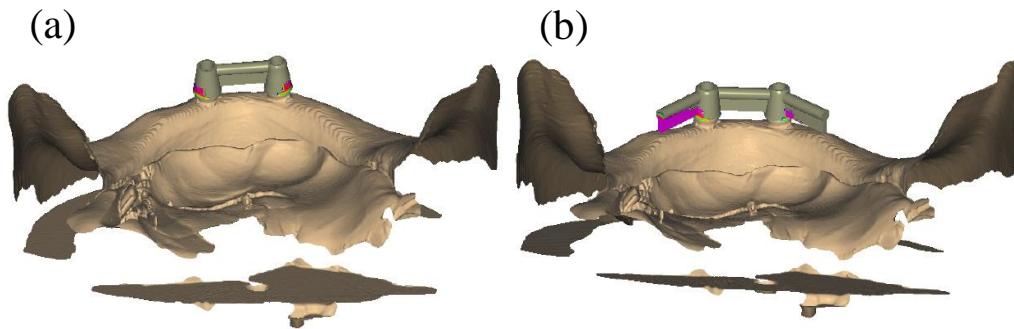


Figura 3.15. Barras de *Hader*: **a)** sem *cantilevers* (GE 1); **b)** com *cantilevers* (GE 2).

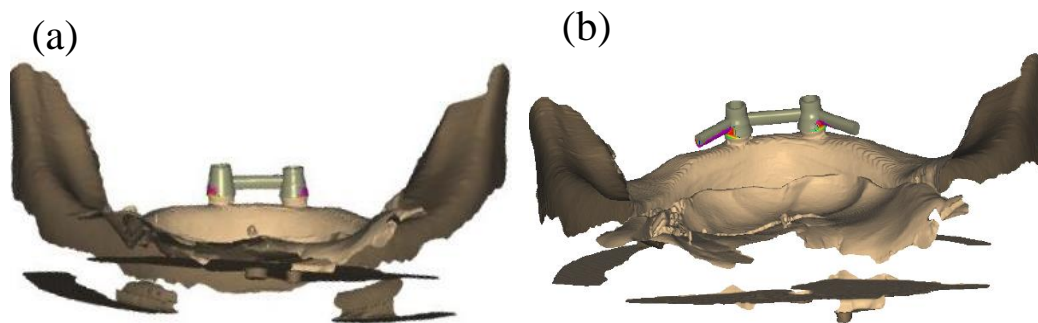


Figura 3.16. Barras de *Dolder*: **a)** sem *cantilevers* (GE 3); **b)** com *cantilevers* (GE 4).

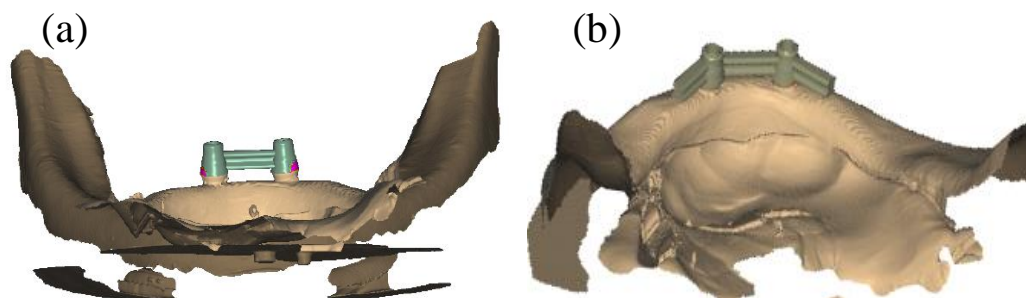


Figura 3.17. Barras de secção experimental: **a)** sem *cantilevers* (GE 5); **b)** com *cantilevers* (GE 6).

A barra de *Hader* com *cantilevers* (GE2) foi impressa em resina NextDent Cast - 3D Systems, utilizando uma impressora 3D de processamento de luz digital (DLP) NextDent® 5100 - 3D Systems. Os restantes modelos, correspondentes aos grupos de estudo

1, 3, 4, 5 e 6, foram impressos através de uma impressora 3D de estereolitografia (SLA) Form 2 (Formlabs, Somerville, EUA), utilizando resina Castable Wax – Formlabs. Esta segunda impressora foi utilizada com o intuito de comparar a precisão dimensional das barras obtidas em ambas as impressões.

As barras finais em liga cromo-cobalto Zfx™ Rawdens Cobalt Chromium Eco foram obtidas utilizando uma máquina de fundição Neutrodyn Easyti (Manfredi, Turim, Itália).

As barras que compõem os 6 grupos de estudo, assim como os modelos em resina acrílica que as antecederam, encontram-se ilustradas nas **Figuras 3.18 a 3.23**.

As informações relativas às dimensões das barras finais do projeto encontram-se na **Tabela 3.4**, as propriedades mecânicas da liga cromo-cobalto utilizada encontram-se na **Tabela 3.5**, os aspectos clínicos afetos às barras encontram-se na **Tabela 3.6**.

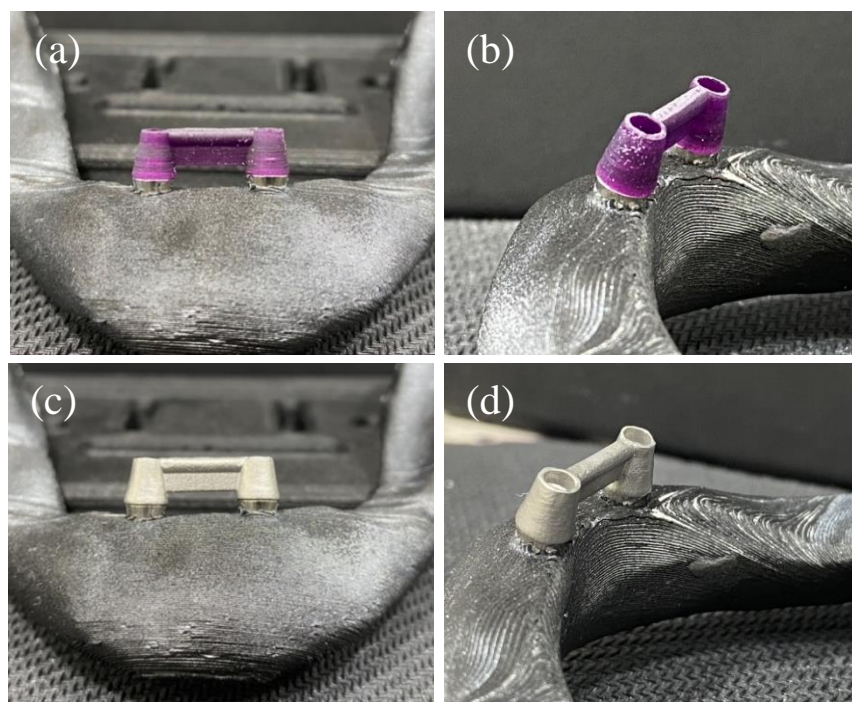


Figura 3.18. Barra de *Hader* sem *cantilevers* (GE 1): em resina - **a)** vista frontal; **b)** vista lateral; em liga Cromo-Cobalto - **c)** vista frontal; **d)** vista lateral.

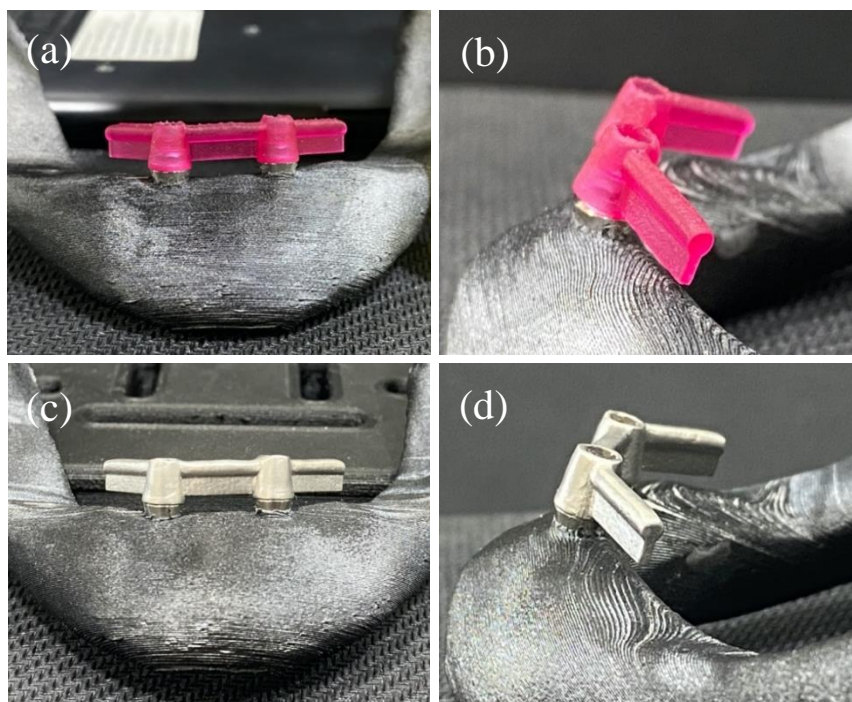


Figura 3.19. Barra de *Hader* com *cantilevers* (GE 2): em resina - **a)** vista frontal; **b)** vista lateral; em liga Cromo-Cobalto - **c)** vista frontal; **d)** vista lateral.

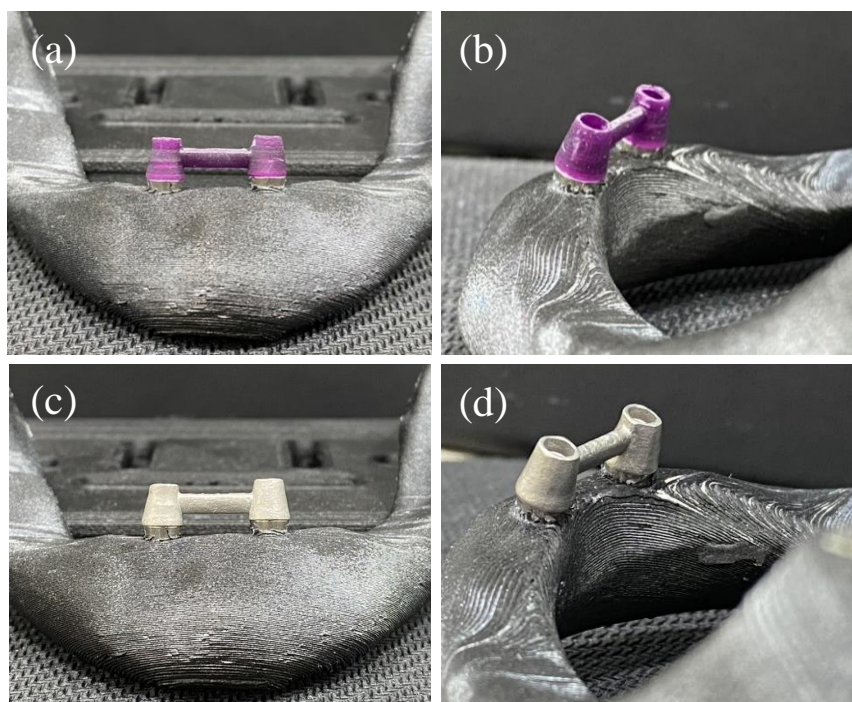


Figura 3.20. Barra de *Dolder* sem *cantilevers* (GE 3): em resina - **a)** vista frontal; **b)** vista lateral; em liga Cromo-Cobalto - **c)** vista frontal; **d)** vista lateral.

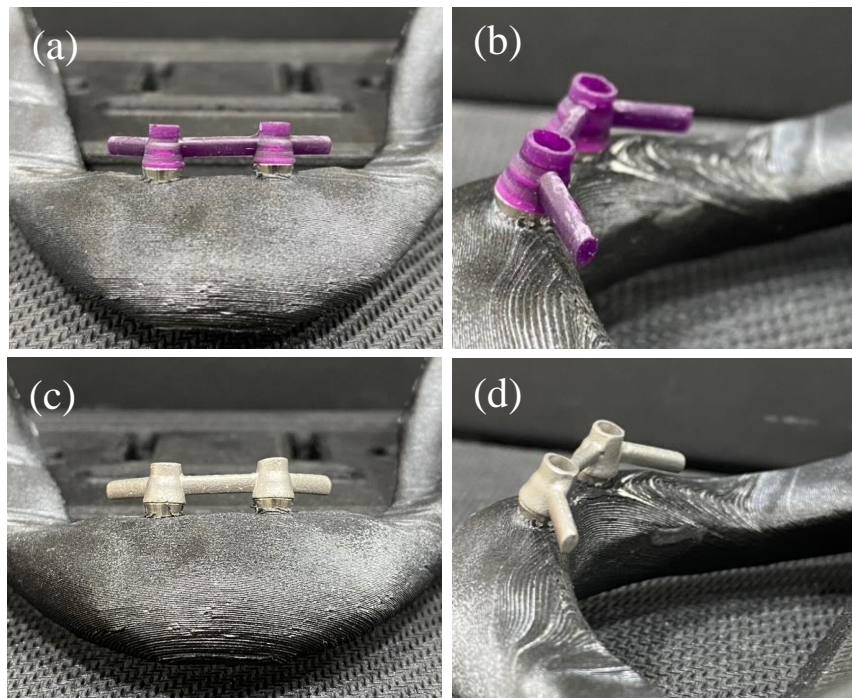


Figura 3.21. Barra de *Dolder* com *cantilevers* (GE 4): em resina - **a**) vista frontal; **b**) vista lateral; em liga Cromo-Cobalto - **c**) vista frontal; **d**) vista lateral.

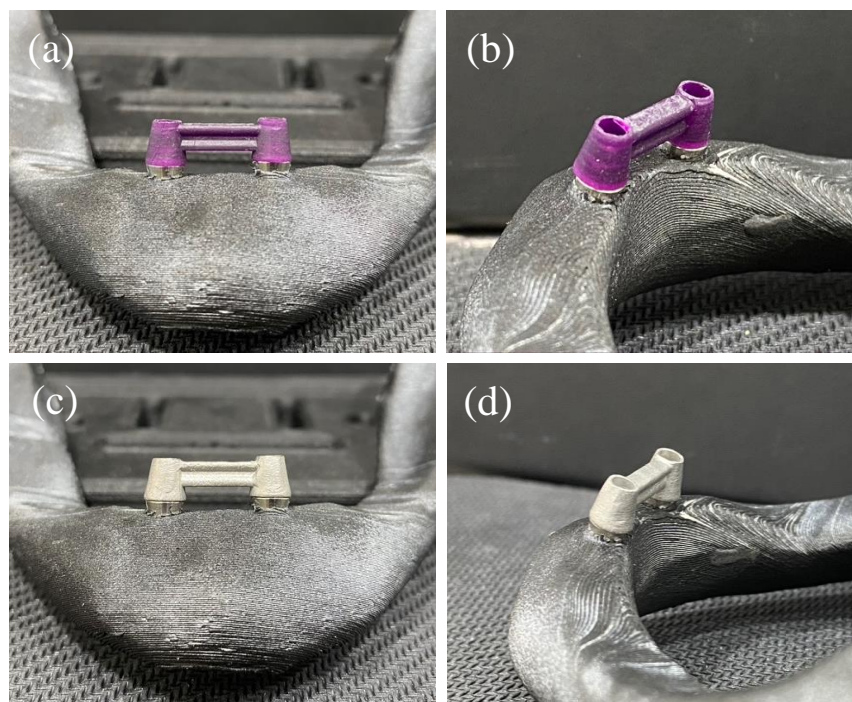


Figura 3.22. Barra experimental sem *cantilevers* (GE 5): em resina - **a**) vista frontal; **b**) vista lateral; em liga Cromo-Cobalto - **c**) vista frontal; **d**) vista lateral.

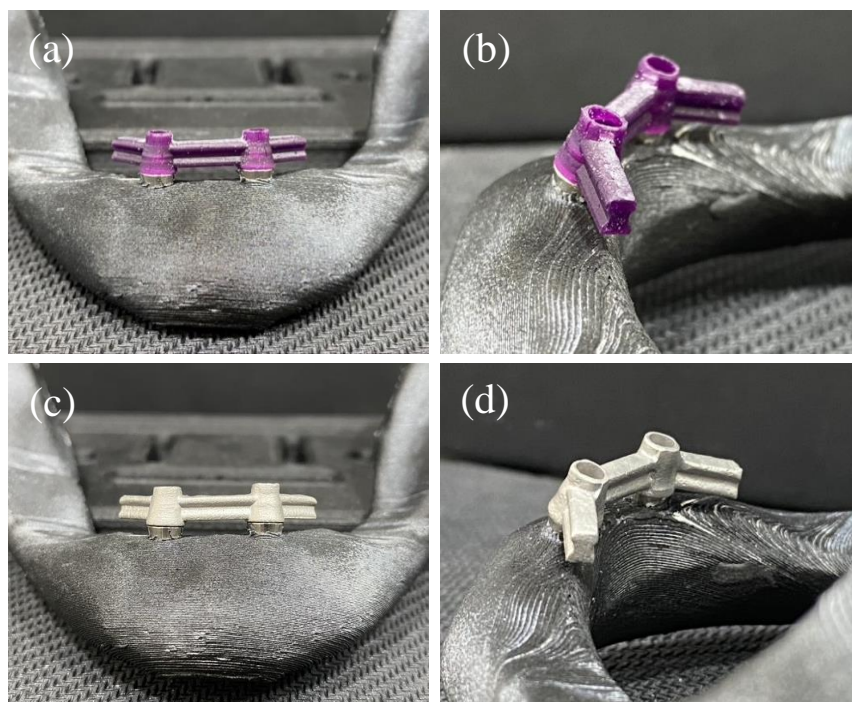


Figura 3.23. Barra experimental com *cantilevers* (GE 6): em resina - **a**) vista frontal; **b**) vista lateral; em liga Cromo-Cobalto - **c**) vista frontal; **d**) vista lateral.

Tabela 3.4. Dimensões finais e materiais das barras.

Secção da barra	Dimensões da secção transversal	Momento de inércia ¹	Material constituinte da barra
<i>Hader</i>	2,0 mm de diâmetro da parte redonda; 1,0 mm de largura da parte retangular; 4,0 mm de altura;	$I_x = 1,0 \text{ mm}^4$ $I_y = 6,3 \text{ mm}^4$	Liga Cromo-Cobalto
<i>Dolder egg-shaped</i>	1,6 mm de largura máxima; 2,3 mm de altura;	$I_x = 0,5 \text{ mm}^4$ $I_y = 1,1 \text{ mm}^4$	Liga Cromo-Cobalto
Experimental	2,5 mm de largura máxima, 1,65 mm de largura mínima; 3,0 mm de altura	$I_x = 2,7 \text{ mm}^4$ $I_y = 5,2 \text{ mm}^4$	Liga Cromo-Cobalto

1) I_x - Momento de inércia em relação ao eixo horizontal; I_y - Momento de inércia em relação ao eixo vertical.

Tabela 3.5. Propriedades mecânicas da liga Cromo-Cobalto.

Propriedades		Normas
Densidade [g/cm ³]	8,8	DIN EN ISO 22674 e EN ISO 9693
Dureza [HV 5/30]	350,0	
Coefficiente de expansão térmica (25-500 °C) [*10 ⁻⁶ K ⁻¹]	14,4	
Oxidação sem vácuo [°C]	1 000,0	
Fração dos elementos constituintes [%]	Co 63, Cr 29, Mo 6, Mn x, Nb x, Si x, Fe x *	
Resistência à tração [MPa]	680,0	
Tensão limite de elasticidade – 0.2% [MPa]	400,0	
Elongamento na rotura [%]	9,0	
Modulo de elasticidade [GPa]	250,0	

* x =< 1%

Tabela 3.6. Aspectos clínicos afetos às barras.

Grupo de estudo	Espaço rebordo ósseo – superfície inferior da barra ¹	Comprimento mesio- distal dos <i>cantilevers</i> ²
Grupo 1	2,45 mm	-
Grupo 2	1,85 mm	6,0 mm (3° e 4° quadrante)
Grupo 3	2,45 mm	-
Grupo 4	2,30 mm	6,0 mm (3° e 4° quadrante)
Grupo 5	2,60 mm	-
Grupo 6	1,90 mm	6,0 mm (3° e 4° quadrante)

1) Espaço oclusal disponível entre o rebordo ósseo e a superfície inferior da barra;

2) Comprimento mesio-distal dos *cantilevers* medido na parte tecidual, desde distal do implante à extremidade distal do *cantilever*.

3.3. Elaboração/Obtenção dos Clipes

Após a obtenção das barras, foram elaborados clipes para as três secções transversais através do *software* Inventor® Professional 2019 – Autodesk (**Figuras 3.24 e 3.25**). As informações relativas a todas as impressões dos clipes encontram-se na **Tabela 3.7**.

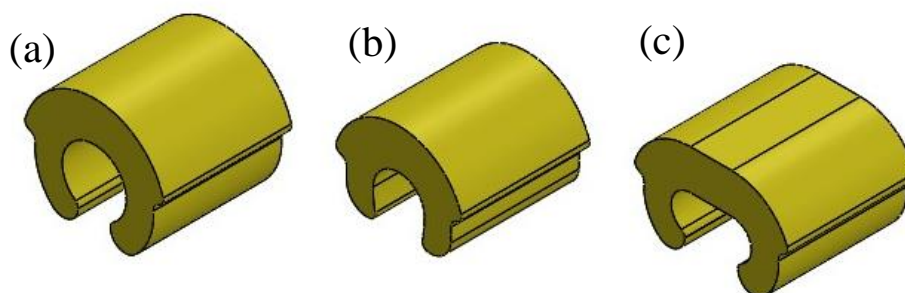


Figura 3.24. Clipes elaborados para as secções transversais em estudo: **a)** Hader; **b)** Dolder; **c)** Experimental.

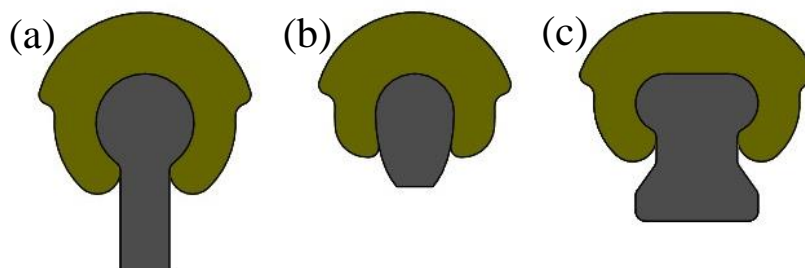


Figura 3.25. Secções transversais: **a)** Hader; **b)** Dolder e **c)** experimental e respetivos clipes.

Posteriormente, no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra (DEM UC) (Coimbra, Portugal), os clipes foram impressos em PMMA (Treed Filaments, Seregno, Itália) (**Figuras 3.26 a 3.31**), utilizando uma impressora Robo 3D R2 (Robo 3D, Califórnia, EUA).

Esta primeira impressão foi realizada com o objetivo de analisar a viabilidade deste processo de fabrico na obtenção dos clipes poliméricos; permitindo-nos corrigir alguns erros para futuras impressões. No final do projeto, pretende-se obter e realizar os protocolos experimentais com clipes em PEEK.



Figura 3.26. Barra de *Hader* sem *cantilevers* (GE 1) com 1 clipe em PMMA: a) vista frontal (esquerda) e vista lateral (direita).

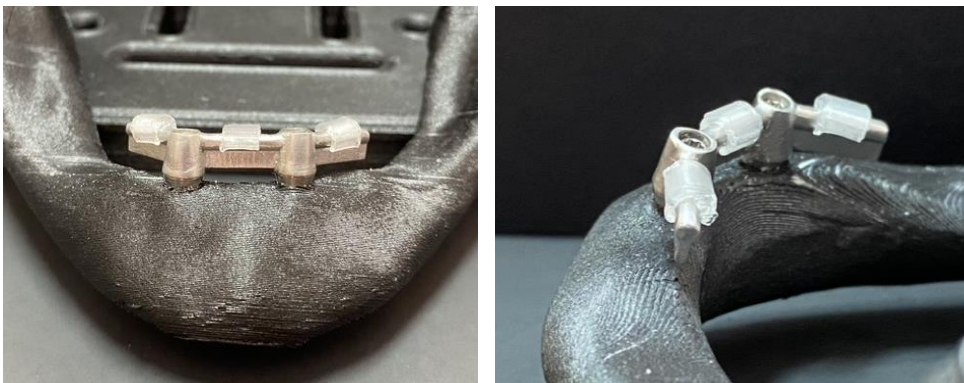


Figura 3.27. Barra de *Hader* com *cantilevers* (GE 2) com 3 cliques em PMMA: vista frontal (esquerda) e vista lateral (direita).



Figura 3.28. Barra de *Dolder* sem *cantilevers* (GE 3) com 1 clipe em PMMA: vista frontal (esquerda) e vista lateral (direita).

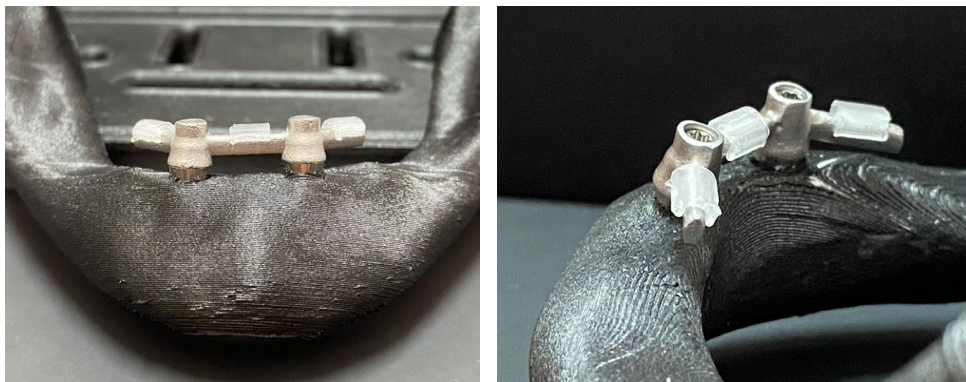


Figura 3.29. Barra de *Dolder* com *cantilevers* (GE 4) com 3 cliques em PMMA: vista frontal (esquerda) e vista lateral (direita).

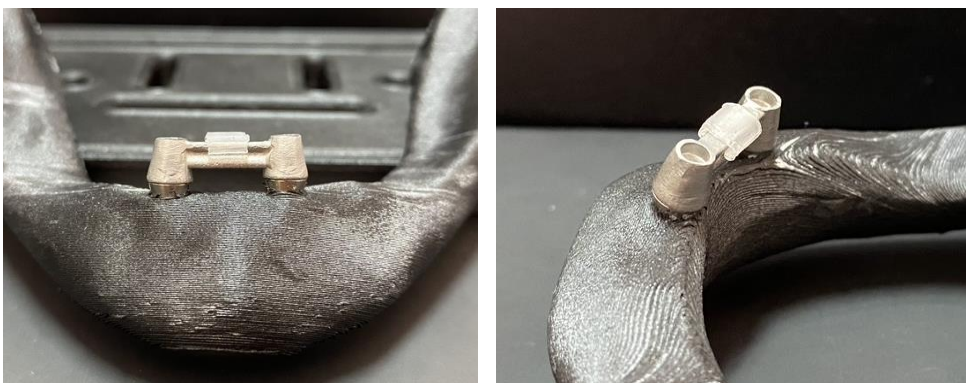


Figura 3.30. Barra experimental sem *cantilevers* (GE5) com 1 clipe em PMMA: vista frontal (esquerda) e vista lateral (direita).

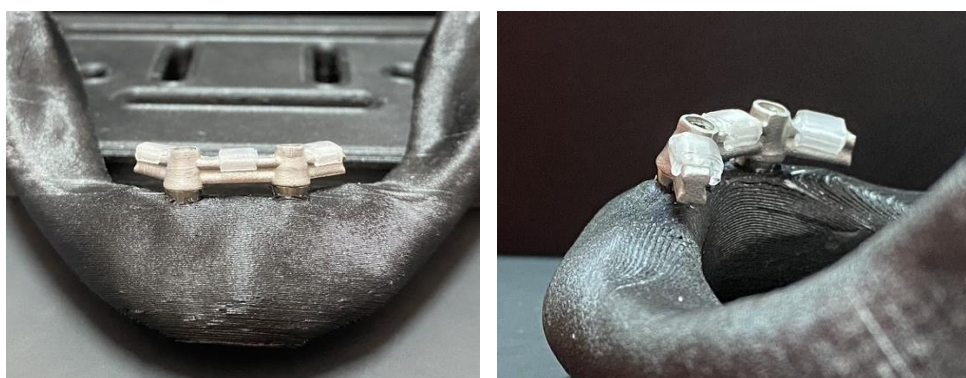


Figura 3.31. Barra experimental com *cantilevers* (GE 6) com 3 cliques em PMMA: vista frontal (esquerda) e vista lateral (direita).

Após as impressões constatou-se havia necessidade de melhorar a zona de alojamento do clipe na resina acrílica e as dimensões deveriam ser aumentadas. Por isso, foram elaborados novos cliques (**Figura 3.32**).

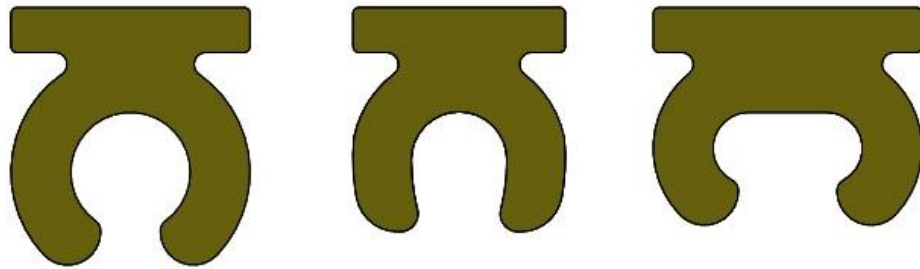


Figura 3.32. Cliques elaborados para as secções transversais em estudo (2ª Tentativa): *Hader* (esquerda), *Dolder* (centro) e experimental (direita).

Tabela 3.7. Elaboração dos cliques.

Clipes	Dimensões	Material
1ª Tentativa	Largura mesio-distal: 4,0 mm Espessura máxima: 1,25 mm Espessura mínima: 0,85 mm	PMMA
2ª Tentativa	Largura mesio-distal: 4,0 mm Espessura máxima: 1,75 mm Espessura mínima: 1,0 mm	-

Obs.: A segunda impressão dos cliques ainda não foi realizada.

O resumo das dimensões, assim como dos materiais, utilizados nos componentes dos sistemas de retenção (barras e cliques) encontram-se na **Tabela 3.8**.

Tabela 3.8. Resumo dos materiais e métodos integrantes do projeto.

Secção transversal	Dimensões da secção transversal/barra	Material da barra	Momento de inércia ¹	Dimensões do clipe	Material do clipe
<i>Hader</i>	2,00 mm de diâmetro da parte redonda; 1,00 mm de largura da parte retangular; 4,00 mm de altura;	Liga CoCr	$I_x = 1,0 \text{ mm}^4$ $I_y = 6,3 \text{ mm}^4$	4,0 mm de largura mesio-distal; 1,75 mm de espessura máxima; 1,0 mm de espessura mínima;	PEEK
<i>Dolder egg-shaped</i>	1,60 mm de largura máxima; 2,30 mm de altura;	Liga CoCr	$I_x = 0,5 \text{ mm}^4$ $I_y = 1,1 \text{ mm}^4$	4,0 mm de largura mesio-distal; 1,75 mm de espessura máxima; 1,0 mm de espessura mínima;	PEEK
<i>Experimental</i>	2,50 mm de largura máxima, 1,65 mm de largura mínima; 3,00 mm de altura	Liga CoCr	$I_x = 2,7 \text{ mm}^4$ $I_y = 5,2 \text{ mm}^4$	4,0 mm de largura mesio-distal; 1,75 mm de espessura máxima; 1,0 mm de espessura mínima;	PEEK

1) I_x - Momento de inércia em relação ao eixo horizontal; I_y - Momento de inércia ao eixo vertical;

3.4. Elaboração/Obtenção das Próteses Acrílicas

Cada grupo de estudo será constituído por 5 próteses de resina acrílica transparente. Em primeiro lugar, foi feita uma impressão do protótipo mandibular com 2 pilares de impressão snap-on (Straumann, Basileia, Suíça) colocados a nível dos 2 implantes já previamente inseridos no protótipo, sendo que para realizar a impressão foi utilizado silicone de adição Aquasil Ultra Monophase e Aquasil Ultra LV - Dentsply Sirona (**Figura**

3.33). A impressão foi, posteriormente, corrida a gesso tipo III Elite Model (Zhermack SpA, Badia Polesine, Itália) (**Figura 3.34**).

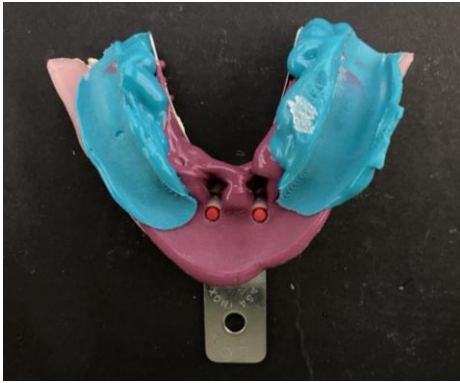


Figura 3.33. Impressão do protótipo mandibular



Figura 3.34. Impressão do protótipo mandibular corrida a gesso.

De seguida, procedeu-se à duplicação de uma prótese total acrílica mandibular já existente. Para tal, utilizou-se resina acrílica transparente ProBase Cold (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). A duplicação obtida foi rebasada, sobre o modelo de gesso obtido previamente, utilizando a mesma resina acrílica (**Figuras 3.35**). Finalmente foi adicionado na base da prótese silicone Gingifast Elastic - Zhermack SpA, com o propósito de simular a mucosa existente sobre o rebordo ósseo (**Figura 3.36**).



Figura 3.35. Prótese acrílica transparente.



Figura 3.36. Superfície interna da prótese acrílica transparente com adição de silicone.

3.5. Cavilha/eixo de Aplicação de Cargas

Para realizar o segundo protocolo foi necessário desenvolver um dispositivo que transmitisse as cargas simultaneamente aos dois primeiros molares da prótese acrílica, limitando a direção das mesmas ao eixo normal dos dentes, uma vez que, se pretende aplicar cargas exclusivamente oclusais. Para tal será utilizado um terminal de rótula com rosca macho SAKB 12 F (SKF, Gotemburgo, Suécia), o qual será fixo ao travessão superior da máquina servo-hidráulica e permitirá movimentos de rotação de modo a compensar eventuais desníveis entre os primeiros molares e garantir que as cargas sejam transmitidas simultaneamente a ambos.

Para transferir as cargas do terminal de rótula à prótese, foi desenvolvida, através do *software* Inventor® Professional 2019, e será obtida uma cavilha em aço ao carbono CK45, com o diâmetro externo igual ao diâmetro do furo do terminal de rótula. Com o intuito de restringir os movimentos de translação da cavilha foram adicionadas duas ranhuras, de acordo com a norma DIN 471, para colocar anéis de retenção durante os ensaios de fadiga. Desta forma é impedido o escorregamento entre cavilha e superfície oclusal dos dentes, que poderia induzir esforços transversais na prótese e comprometer a sua estabilidade. A **Figura 3.37** ilustra a montagem dos componentes anteriormente descritos, aquando da realização dos ensaios experimentais correspondentes ao segundo protocolo.

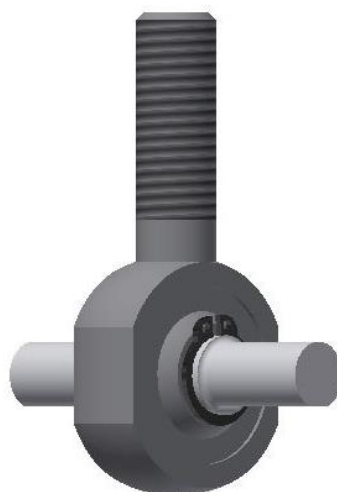


Figura 3.37. Montagem da cavilha, com anéis de retenção, no terminal de rótula SAKB 12 F.

3.6. Protocolos Experimentais

3.6.1. Protocolo 1: Alteração da Força Retentiva Devido à Fadiga Causada por Ciclos de Deformação

No protocolo 1, cada grupo de estudo será sujeito a 1.100 ciclos de inserção/remoção efetuados manualmente. Com os 1.100 ciclos pretende-se simular, aproximadamente, 1 ano de utilização da prótese, com uma média de 3 inserções/remoções diárias.

As medições de força retentiva serão efetuadas no início e, consecutivamente, em intervalos de 275 ciclos até completar os 1.100 ciclos. Cada intervalo de medição (275 ciclos) corresponde a um período de 3 meses. Deste modo, serão obtidos os valores retentivos para os 0, 3, 6, 9 e 12 meses de utilização da prótese.

O protocolo 1 será realizado no Laboratório de Investigação de Ensaio Mecânicos da FMUC, recorrendo a uma máquina de testes universais AG-I versão 3.80 (Shimadzu®, Quioto, Japão) com uma célula de carga de 0,5 kN.

Para medir os valores da força de retenção nos intervalos estipulados, o protótipo mandibular com a prótese inserida, será colocado na máquina de testes universais. O suporte estará seguro na máquina e a prótese estará fixa ao travessão.

A desinserção da prótese e, conseqüentemente, a separação entre barra/clipe, será provocada pelo movimento de tração do travessão, a uma velocidade de avanço de 1 mm/min. Os testes serão realizados em condições secas e à temperatura ambiente.

A força retentiva corresponderá à força média máxima necessária para causar a remoção do/s clipe/s da barra em cada ensaio.

3.6.2. Protocolo 2: Ensaio de Fadiga a Alto Número de Ciclos Simulando Movimentos Mastigatórios

No protocolo 2, os grupos de estudo serão sujeitos a 400.000 ciclos de mastigação, que corresponde ao número médio ciclos ao fim de 1 ano de utilização da

prótese. As medições da força retentiva serão efetuadas no início e, posteriormente, a cada 100.000 ciclos mastigatórios, até completar os 400.000 ciclos. Cada intervalo de medição (100.000 ciclos) corresponde a um período de 3 meses. Deste modo, a força retentiva é obtida para os 0, 3, 6, 9 e 12 meses de utilização da prótese.

O protocolo 2 será realizado no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra (Coimbra, Portugal), utilizado uma máquina servo-hidráulica INSTRON 1341 (Instron, Norwood, EUA).

Para executar o este procedimento experimental, o protótipo mandibular será colocado no suporte, previamente fixo à interface da amarra inferior e a prótese será inserida na mandíbula. A prótese deverá ser corretamente posicionada, de modo a que as extremidades do eixo, projetado para o protocolo 2, coincidam com os primeiros molares da mesma.

Para simular os movimentos mastigatórios serão aplicados 70 N (Newtons) de força, bilateralmente, a nível dos primeiros molares, que corresponde à intensidade da força gerada neste local durante a mastigação numa prótese mandibular implanto-suportada.

Para avaliar o efeito da função mastigatória na força retentiva, esta será medida utilizando a metodologia e máquina de testes universais do protocolo 1.

3.7. Análise de Elementos Finitos

3.7.1. Processamento dos Componentes Tridimensionais

O processamento dos componentes efetuou-se através do *software SolidWorks* 2019 (Dassault Systèmes SOLIDWORKS Corp.).

Foram elaborados modelos tridimensionais de implantes Tissue Level Standard Plus Implants Ø4.1mm RN, SLActive®, Roxolid® (Straumann) e respetivo parafuso, das barras com secção de *Hader*, *Dolder egg-shaped* e secção experimental, dos cliques correspondentes as secções transversais e de uma prótese mandibular com dentição até a primeiro molar. Adicionalmente foram criados dois blocos sobre os primeiros molares e adicionadas duas estruturas, ambas com 2 mm de espessura, na base da prótese, com o intuito de simular a presença da mucosa e osso cortical.

3.7.2. Modelação dos Elementos Finitos

Através do mesmo *software*, foram realizadas as montagens dos grupos de estudo. De seguida, os ficheiros foram convertidos no formato *Parasolid Binary* (.x_b), para que pudessem ser importados no *software* ADINA AUI v 9.5.3. No momento da importação, utilizou-se uma tolerância de 1×10^{-5} m nos ficheiros correspondentes às barras de *Hader* e *Dolder* e 1×10^{-9} m nos ficheiros correspondentes às barras de secção experimental.

3.7.3. Propriedades dos Materiais

A definição dos materiais utilizados demandou o conhecimento dos respetivos módulos de elasticidade (E) e coeficientes de Poisson (ν); assumiu-se um comportamento linear elástico e isotrópico por parte de todos os materiais. Na **Tabela 9** encontram-se explícitos os materiais associados a cada estrutura e as suas propriedades mecânicas.

Tabela 3.9. Propriedades mecânicas dos materiais com comportamento linear elástico e isotrópico.

Estrutura	Material	Módulo de Young (Gpa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Implantes	Titânio	110	0,30	[23,24]
Parafusos	Titânio	110	0,28	[23,24]
Barras	Liga CoCr	218	0,33	[23,24]
Clipes	PEEK	4	0,30	[44,45]
	Nylon	0,0283	0,40	[46]
Prótese	Resina Acrílica	2,7	0,35	[42,47]
Mucosa	Mucosa	0,001	0,37	[48,49]
Osso cortical	Osso cortical	13,7	0,30	[23,24]
Blocos	Alumínio	70	0,25	-

3.7.4. Superfícies de Contacto

As superfícies de contacto foram definidas tendo em conta os componentes interligados inicialmente e a possibilidade de ocorrência de deslizamento entre os mesmos.

As condições de contacto obedecem às seguintes condições:

$$g \geq 0; \lambda \geq 0; g\lambda \geq 0$$

Onde g é o espaço entre superfícies e λ a força de contacto normal.³⁶

Neste estudo utilizaram-se 2 algoritmos de contacto conforme o tipo de ligação entre superfícies; o algoritmo *constraint-function* foi implementado entre superfícies que não apresentam uma ligação rígida e entre as quais existe possibilidade de deslizamento. As penetrações iniciais entre as superfícies *target* e *contactor*, que ocorrem devido à discretização dos elementos finitos, foram definidas como *override* e com um intervalo de penetração nulo.

Nas superfícies de contacto que apresentam uma ligação rígida e sem possibilidade de deslizamento entre si, foi utilizado o algoritmo *glue-mesh*. Neste segundo algoritmo, o trabalho gerado pelas superfícies é expresso por:

$$\int_{\Gamma} \lambda (u^1 - u^2) d\Gamma = 0 \quad (3.1)$$

Onde u^1 e u^2 são os deslocamentos da primeira e segunda superfície, respetivamente, e λ o multiplicador de *Lagrange* que impõe as restrições de contacto³⁶.

A **Tabela 3.10** contém as informações relativas aos grupos de contacto estabelecidos.

Tabela 3.10. Algoritmos de contacto utilizados entre as estruturas dos modelos de elementos finitos.

<i>Target</i>	<i>Contactor</i>	<i>Contact algorithm</i>
Prótese	Bloco de carga	<i>Glue-mesh</i>
Implante	Parafuso	<i>Glue-mesh</i>
Clipe	Prótese	<i>Glue-mesh</i>
Implante	Barra	<i>Glue-mesh</i>
Barra	Parafuso	<i>Glue-mesh</i>
Barra	Clipe	<i>Constrain-function</i>
Mucosa	Prótese	<i>Glue-mesh</i>
Osso cortical	Mucosa	<i>Glue-mesh</i>

3.7.5. Definição da Malha dos Elementos

Os parâmetros de malhas das estruturas foram definidos tendo em conta as respetivas dimensões. Em algumas zonas foi ainda necessário refinar a malha. As dimensões dos elementos encontram-se na **Tabela 3.11**; o número de elementos e de nós dos diferentes grupos de estudo, com e sem *cantilevers*, encontram-se nas **Tabela 3.12** e **3.13**, respetivamente. A estrutura em malha correspondente ao GE 6 encontra-se ilustrada na **Figura 3.38**.

Tabela 3.11. Parâmetros de malha definidos e áreas de refinamento [mm]

Estrutura	Aresta do elemento [mm]	Zona de refinamento [mm]/ (Gradiente de densidade de malha)
Implante	0,25	-
Parafuso	1,0	-
Barra	0,25	-
Clipe	0,25	-
Prótese	1,0	0,25 (1,8) – Base da prótese
Mucosa	1,0	-
Osso cortical	1,0	-
Blocos de carga	1,0	-

Tabela 3.12. Número de elementos e de pontos nodais dos grupos de estudo sem *cantilevers*.

Estrutura	Grupo de estudo	Nº de elementos	Nº de nós
Implantes	GE 1	71 904	379 308
	GE 3	69 127	457 296
	GE 5	68 966	362 848
Parafusos	GE 1	541	2 452
	GE 3	1 565	10 152
	GE 5	552	2 496
Barra	GE 1	24 829	139 432
	GE 3	16 207	91 044
	GE 5	22 854	126 932
Clipe	GE 1	4 984	30 952
	GE 3	3 888	24 464
	GE 5	6 019	34 400
Prótese	GE 1	27 553	142 092
	GE 3	19 543	98 604
	GE 5	28.200	145 444
Mucosa	GE 1	624	4 576
	GE 3	622	4 344
	GE 5	588	2 496
Osso Cortical	GE 1	557	4 336
	GE 3	584	4 396
	GE 5	653	4 668
Blocos de carga	GE 1	1 157	5 292
	GE 3	1 132	5 216
	GE 5	1 121	5 140

Tabela 3.13. Número de elementos e de pontos nodais dos grupos de estudo com *cantilevers*.

Estrutura	Grupo de estudo		Nº de elementos	Nº de nós
Implantes	GE 2		71 931	378 864
	GE 4		68 127	358 316
	GE 6		69 771	365 888
Parafusos	GE 2		547	2 332
	GE 4		1 623	7 964
	GE 6		551	2 492
Barra	GE 2		38 503	216 516
	GE 4		22 378	127 916
	GE 6		36 332	202 436
Clipes	GE 2	(1) 4ºQ	4 965	30 864
		(2) RA	4 989	30 972
		(3) 3ºQ	5 149	31 852
	GE 4	(1) 4ºQ	3 928	24 592
		(2) RA	4 129	25 580
		(3) 3ºQ	3 920	24 516
	GE 6	(1) 4ºQ	5 792	33 060
		(2) RA	5 915	33 572
		(3) 3ºQ	5 985	34 236
Prótese	GE 2		57 757	301 292
	GE 4		24 124	121 200
	GE 6		56 833	295 480
Mucosa	GE 2		615	4 496
	GE 4		615	4 540
	GE 6		667	4 692
Osso Cortical	GE 2		615	3 524
	GE 4		620	4 512
	GE 6		667	4 692

Blocos de carga	GE 2	1 040	4 836
	GE 4	1 124	5 192
	GE 6	1 053	4 872

1) Clipe colocado no 4º quadrante; 2) Clipe colocado na região anterior; 3) Clipe colocado no 3º quadrante.

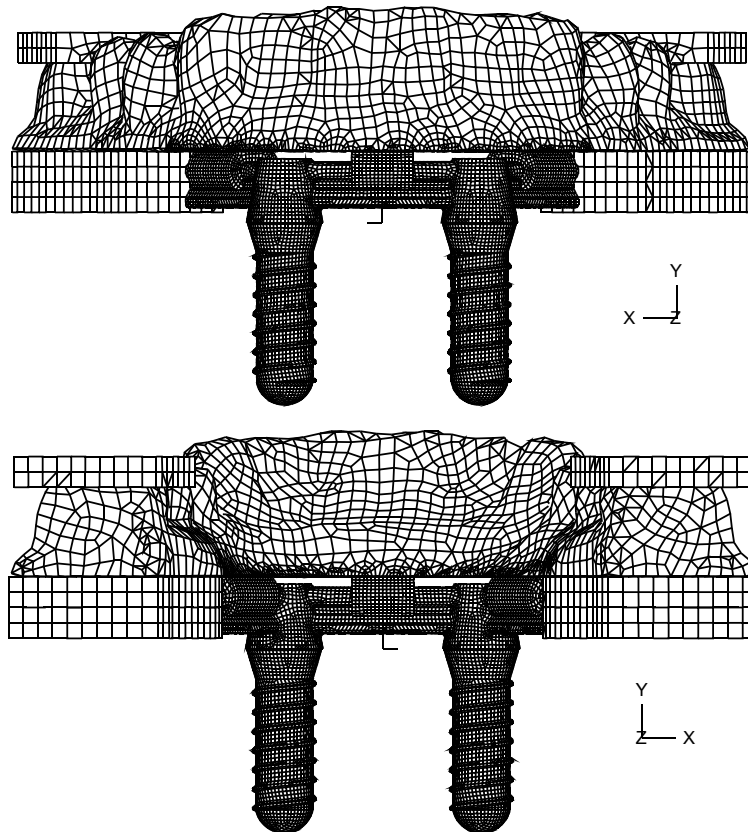


Figura 3.38. Estrutura em malha correspondente ao grupo de estudo 6: vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).

3.7.6. Condições de Fronteira e de Carga

As condições de fronteira (**Figura 3.39**) foram aplicadas no corpo roscado do implante, restringindo todos os seus graus de liberdade, assumindo que este está inserido no osso mandibular e se encontra osseointegrado. Foram ainda restringidos todos os graus de liberdade da base da estrutura correspondente ao osso cortical.

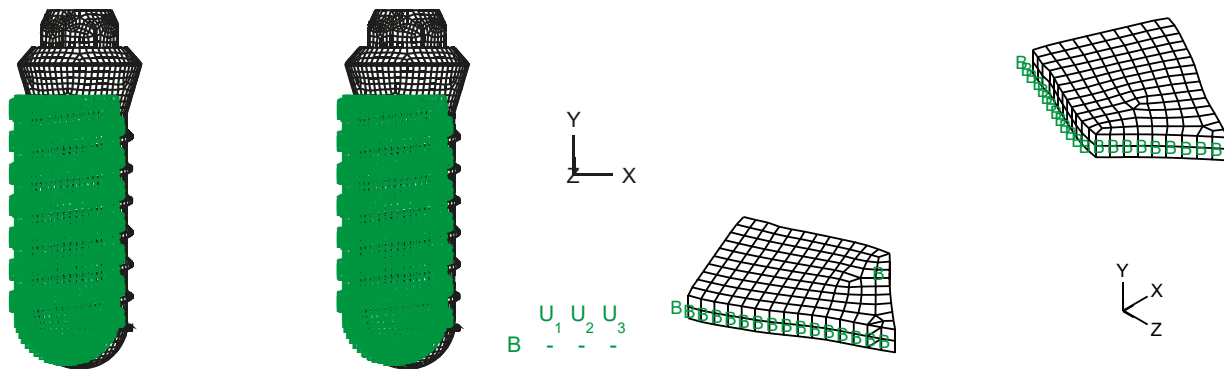


Figura 3.39. Condições de fronteira impostas a nível dos implantes (esquerda) e a nível do osso cortical na região posterior (direita).

Relativamente às condições de carga (**Figura 3.40**), foi aplicada uma pressão (P), equivalente a 70 N, a nível dos blocos de carga colocados sobre os primeiros molares.

$$P = F/A_b = 70 [N] / 65 [mm^2] \approx 1,077 MPa \quad (3.2)$$

Onde F corresponde à força aplicada sobre os blocos de carga e A_b à área do bloco, na qual foi aplicada a carga.

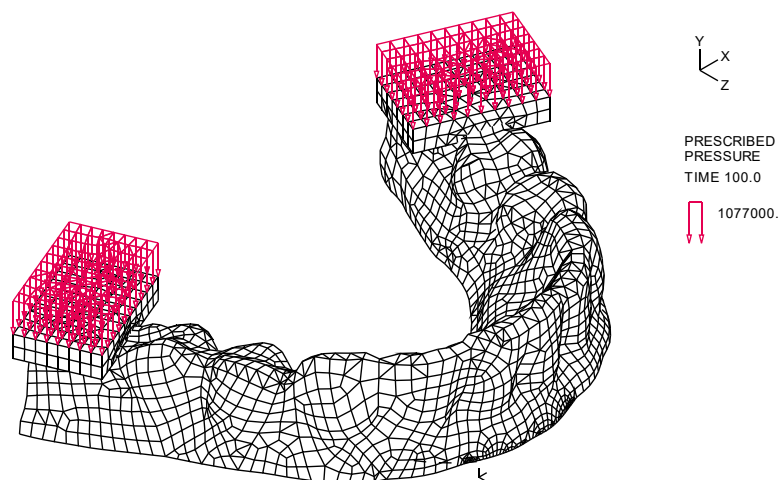


Figura 3.40. Pressão equivalente a uma força de 70 N aplicada numa área de 65 mm², segundo a direção normal aos primeiros molares.

4. RESULTADOS

No decorrer deste projeto foram executadas 12 análises de elementos finitos, duas para cada grupo de estudo, tendo sido variado o material constituinte dos cliques entre PEEK e Nylon. A pressão foi aplicada, a nível dos blocos de carga, ao longo de 100 *time steps*. As análises correspondentes ao grupo de estudo 3 (*Dolder* sem *cantilevers*) foram concluídas prematuramente pelo *software*, uma vez que, ao fim de 44 *time steps*, a estrutura correspondente à mucosa apresentou uma deformação exagerada, o que dificultou a convergência do método dos elementos finitos na obtenção da posição de equilíbrio da mesma; no momento do 44º *time step* tinha sido prescrita uma pressão equivalente a uma carga de 30,8 N aplicada a nível dos blocos de carga. As restantes análises foram concluídas ao fim dos 100 *time steps* estabelecidos, tendo sido prescrita a totalidade da pressão, correspondente à carga de 70 N.

De modo a obter uma comparação válida entre grupos de estudo, foi avaliada a distribuição de tensões nos componentes dos sistemas de retenção em estudo e os respetivos deslocamentos verticais a nível posterior da mucosa, para o momento do 44º *time step*.

4.1. Sistemas de Retenção sem Adição de *Cantilevers*

As **Figuras 4.1** e **4.2** ilustram, respetivamente, a distribuição de tensões a nível dos implantes e barra do grupo de estudo 5 (barra experimental sem *cantilevers*). As **Figuras 4.3** e **4.4** ilustram a distribuição de tensões a nível dos parafusos e cliques dos grupos de estudo 1, 3 e 5 (*Hader*, *Dolder* e experimental sem *cantilevers*, respetivamente).

A **Tabela 4.1** exhibe os valores da tensão efetiva de von Mises nos diversos componentes dos sistemas de retenção sem adição de *cantilevers*

As figuras ilustrativas da distribuição de tensões a nível dos implantes e barras dos restantes grupos de estudo encontram-se no **Apêndice A (Figuras A1 a A4)**.

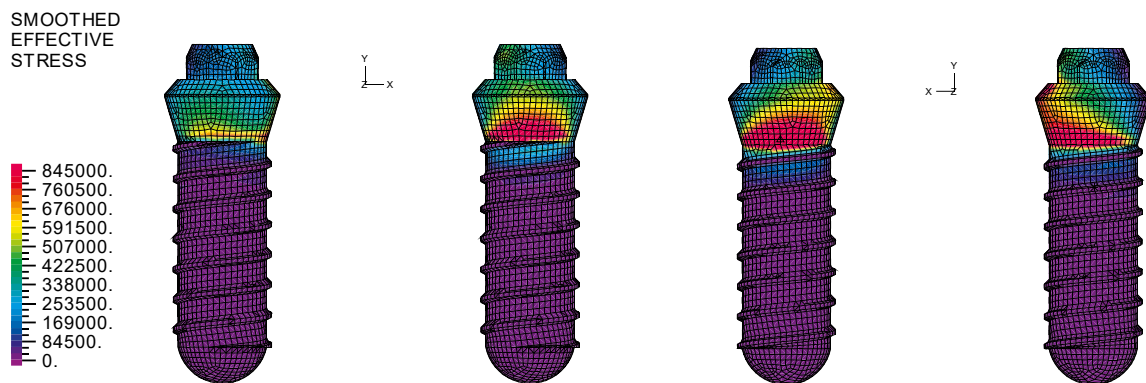


Figura 4.1. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos implantes correspondentes à barra experimental sem *cantilevers* (GE 5) associada a 1 clipe em PEEK: vista por vestibular (esquerda) e vista por lingual (direita).

Através das Figuras 4.1, A1 e A2, as quais ilustram a distribuição de tensões a nível dos implantes correspondentes aos grupos de estudo sem *cantilevers*, é possível observar uma concentração de tensões a nível mesial dos mesmos, ou seja, na zona onde ocorre a sua ferulização.

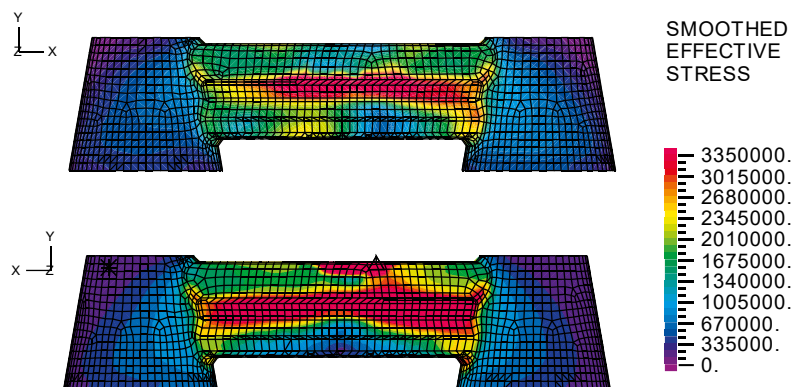


Figura 4.2. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível da barra experimental sem *cantilevers* (GE 5) associada a 1 clipe em PEEK: vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).

Nos grupos de estudo correspondentes às barras sem adição de *cantilevers* (Figuras 4.2, A3 e A4), a barra de secção experimental obteve o maior valor de tensão máxima, comparativamente com as restantes.

No caso da secção de *Dolder* oval, observa-se uma distribuição uniforme das tensões a nível da barra. Quanto às barras de secção de *Hader* e experimental, observou-se que os entalhes, os quais promovem a retenção, constituem zonas de concertação de tensões.

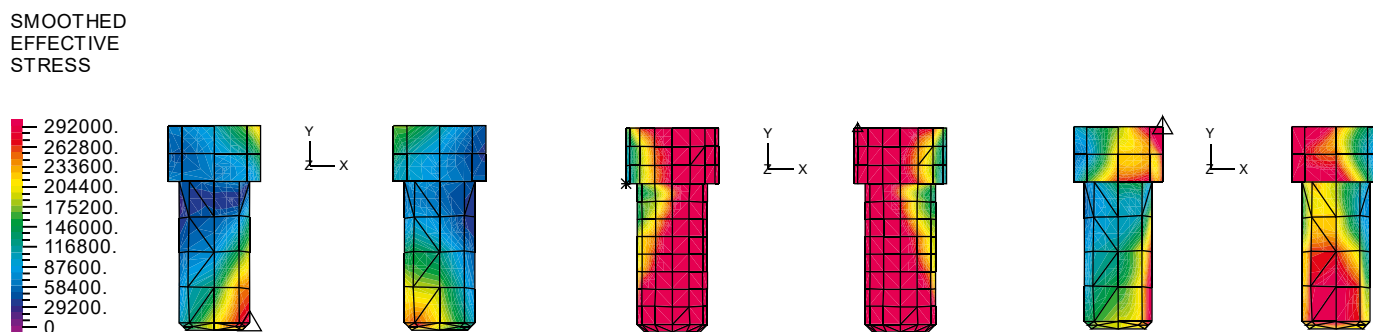


Figura 4.3. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos parafusos correspondentes às barras de *Hader* (esquerda), *Dolder* (centro) e experimental (direita), sem extensões distais e associadas a cliques em PEEK.

Na Figura 4.3, a qual ilustra a distribuição de tensões a nível dos parafusos das barras sem adição de *cantilevers*, é possível observar que houve uma concentração de tensões na zona mesial destes componentes. Para além disso, observa-se que os parafusos correspondentes à barra de secção de *Dolder* oval, apresentam uma maior área sob tensão.

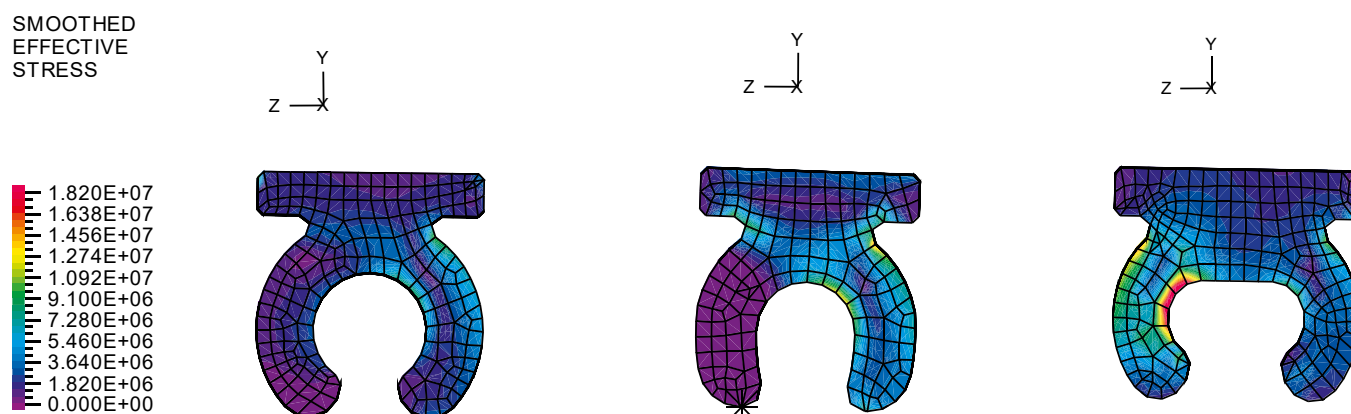


Figura 4.4. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos cliques em PEEK, correspondentes às barras de *Hader* (esquerda), *Dolder* (centro) e experimental (direita), sem extensões distais. Direção vestibulo-lingual da esquerda para a direita do clipe.

Através da Figura 4.4, a qual ilustra a distribuição de tensões a nível dos cliques, é possível observar que, no caso dos cliques correspondentes às barras de secção de *Hader* e *Dolder* oval, o lado lingual se encontra sob maior tensão, ao contrário do clique da secção experimental, no qual ocorreu uma concentração de tensões do lado vestibular.

Tabela 4.1. Valores da tensão máxima efetiva suavizada de von Mises [kPa] a nível dos componentes dos sistemas de retenção sem adição de *cantilevers*, para uma pressão equivalente a uma força de 30,80 N aplicada a nível dos blocos de carga.

Estrutura	Clipe	Secção transversal (força prescrita)		
		<i>Hader</i> (30,8 N)	<i>Dolder</i> (30,8 N)	Experimental (30,8 N)
Implantes	PEEK	844	1 675	1 905
	<i>Nylon</i>	668	1 691	501
Parafusos	PEEK	291	1 050	599
	<i>Nylon</i>	210	898	161
Barra	PEEK	3 346	10 960	19 040
	<i>Nylon</i>	1 728	9 353	1 157
Clipe	PEEK	18 270	19 570	25 880
	<i>Nylon</i>	782	1 705	698
Mucosa	PEEK	236	264	240
	<i>Nylon</i>	236	362	242

4.2. Sistemas de Retenção com Adição de *Cantilevers*

As distribuições de tensões a nível dos implantes, barra e cliques correspondentes ao grupo de estudo 6 (barra experimental com *cantilevers*) encontram-se nas **Figuras 4.5, 4.6 e 4.8**, respetivamente, e a distribuição de tensões a nível dos parafusos dos grupos de estudo 2, 4 e 6 (*Hader, Dolder* e experimental com *cantilevers*) encontra-se na **Figura 4.7**.

As **Tabelas 4.2 a 4.4** exibem os valores da tensão efetiva de von Mises nos diversos componentes dos sistemas de retenção com adição de *cantilevers*, dos deslocamentos a nível da prótese na região posterior e da deformação a nível do osso cortical.

As figuras ilustrativas da distribuição de tensões a nível dos implantes e barras dos restantes grupos de estudo encontram-se no **Apêndice A (Figuras A5 a A10)**.

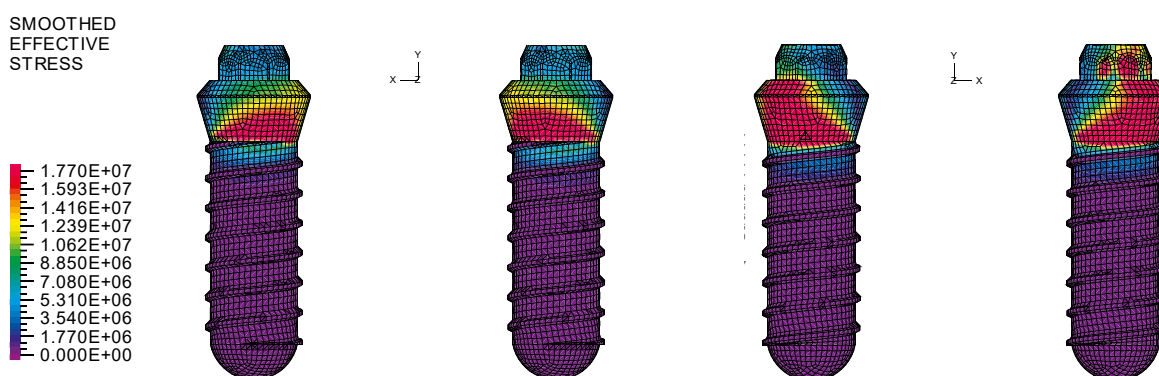


Figura 4.5. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos implantes correspondentes à barra experimental com *cantilevers* (GE 6) associada a 3 cliques em PEEK: vista por vestibular (esquerda) e vista por lingual (direita).

Nos implantes correspondentes às barras com adição de *cantilevers* (Figuras 4.5, A5 e A6), observou-se uma concentração do lado vestibular e também a distal dos implantes, na zona correspondente à adição de *cantilevers*.

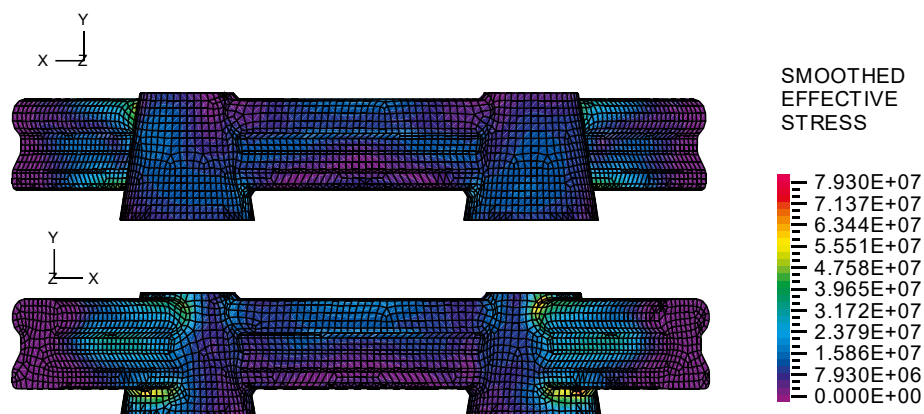


Figura 4.6. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível da barra experimental com *cantilevers* (GE 6) associada a 3 cliques em PEEK: vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).

No caso dos *attachments* com adição de *cantilevers*, a barra de secção experimental obteve o maior valor de tensão máxima, comparativamente com as barras de secção de *Hader e Dolder* oval.

A adição de *cantilevers* às barras demonstrou aumentar a intensidade das tensões a nível destas estruturas. Para além disso, nas 3 barras observou-se uma concentração de tensões na zona de ligação entre os *cantilevers* e os cilindros.

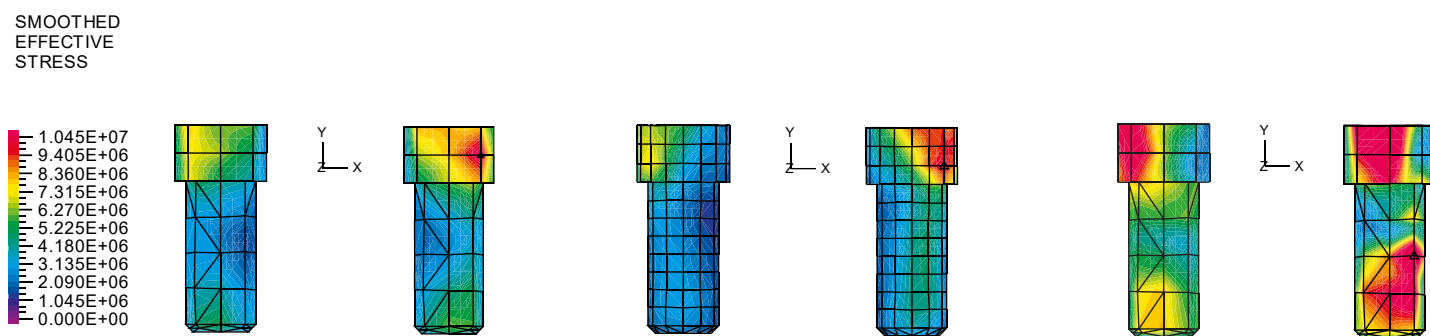


Figura 4.7. Distribuição da tensão de von Mises [Pa], vista por lingual, a nível dos parafusos correspondentes às barras de *Hader* (esquerda), *Dolder* (centro) e experimental (direita), com extensões distais e associadas a cliques em PEEK.

Através da figura 4.7, a qual ilustra a distribuição de tensões a nível dos parafusos dos grupos de estudo com adição de *cantilevers*, observou-se uma concentração de tensões na zona distal dos mesmos.

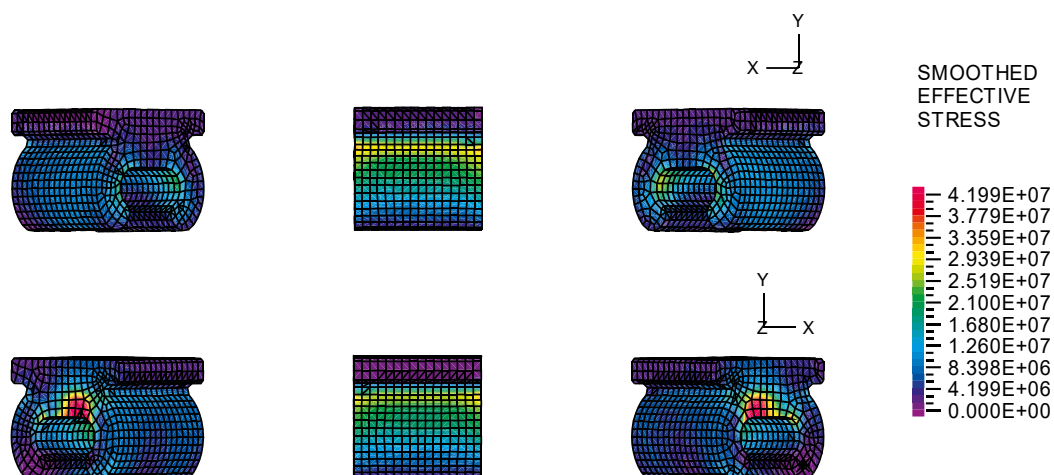


Figura 4.8. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos cliques, em PEEK, correspondentes à barra experimental com extensões distais (GE 6): vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).

De acordo com as Figuras 4.8, A9 e A10, é possível observar que ocorreu uma distribuição de tensões semelhante a nível dos cliques dos 3 grupos de estudo com adição de *cantilevers*, sendo que houve uma concentração de tensões na porção mais a distal dos cliques colocados nas zonas correspondentes ao *cantilevers*.

Tabela 4.2. Valores da tensão máxima efetiva suavizada de von Mises [kPa] a nível dos componentes dos sistemas de retenção com adição de *cantilevers*, para uma pressão equivalente a uma força de 30,80 N aplicada a nível dos blocos de carga.

Estrutura	Clipe	Secção transversal (força prescrita)			
		<i>Hader</i> (30,8 N)	<i>Dolder</i> (30,8 N)	Experimental (30,8 N)	
Implantes	PEEK	32 780	17 780	42 060	
	Nylon	6 308	5 032	5 755	
Parafusos	PEEK	11 370	10 460	17 850	
	Nylon	1 922	2 767	2 559	
Barra	PEEK	94 340	79 330	97 220	
	Nylon	15 630	21 450	12 880	
Clipes	PEEK	(1) 4°Q	62 690	62 180	54 430
		(2) RA	41 990	43 190	55 970
		(3) 3°Q	92 670	59 890	61 260
	Nylon	(1) 4°Q	2 850	2 580	1 957
		(2) RA	343	358	615
		(3) 3°Q	1 830	1 476	559
Mucosa	PEEK	212	247	188	
	Nylon	242	249	246	

1) Clipe colocado no 4° quadrante; 2) Clipe colocado na região anterior; 3) Clipe colocado no 3° quadrante.

Tabela 4.3. Valores do deslocamento vertical máximo posterior [mm] a nível da prótese, para uma pressão equivalente a uma força de 30,80 N aplicada a nível dos blocos de carga.

Clipe	Secção transversal (força prescrita)					
	<i>Hader</i>		<i>Dolder</i>		Experimental	
	SC* (38,0 N)	CC* (30,8 N)	SC* (30,8 N)	CC* (30,8 N)	SC* (30,8 N)	CC* (30,8 N)
PEEK	0,459	0,367	0,825	0,481	0,468	0,367
Nylon	0,458	0,472	0,883	0,484	0,471	0,478

* SC – sem *cantilevers*; CC – com *cantilevers*.

Tabela 4.4. Valores máximos/mínimos das deformações principais P1 e P3 [μm] a nível do osso cortical na região posterior, para uma pressão equivalente a uma força de 30,80 N aplicada a nível dos blocos de carga.

Clipe		Secção transversal (força prescrita)					
		<i>Hader</i>		<i>Dolder</i>		Experimental	
		SC* (30,8 N)	CC* (30,8 N)	SC* (30,8 N)	CC* (30,8 N)	SC* (30,8 N)	CC* (30,8 N)
PEEK	P1	22,57	19,79	20,37	22,44	22,59	17,48
	P3	-55,34	-48,81	-40,78	-54,71	-55,03	-43,02
Nylon	P1	22,41	22,58	20,20	23,10	22,71	22,90
	P3	-54,93	-55,65	-40,83	-56,59	-55,79	-56,38

* SC – sem *cantilevers*; CC – com *cantilevers*.

5. DISCUSSÃO

A retenção é definida como a resistência que a prótese oferece à sua desinserção.¹

A fadiga é um fenómeno de alteração estrutural progressivo que ocorre em materiais sujeitos a solicitações que induzem tensões dinâmicas em um ou mais pontos, levando à propagação de fendas e culminando numa fratura completa, após um determinado número de ciclos de carga.

A fadiga a baixo número de ciclos ou fadiga oligocíclica é aquela em que os níveis de tensão ou deformação são mantidos acima do limite elástico do material, por isso, a rotura ocorre para um baixo número de ciclos, geralmente menor que $10^4 - 10^5$ ciclos.

A fadiga a elevado número de ciclos ou fadiga elástica é aquela em que a rotura ocorre para um número de ciclos superior a $10^4 - 10^5$. Neste caso os níveis de tensão são mantidos abaixo do limite elástico do material.

Uma das causas da perda de retenção de um sistema de *attachment* é a fadiga dos seus componentes, a qual é provocada pelo contacto entre superfícies durante a mastigação e devido às inserções/remoções da prótese.³²

Em relação ao tipo de sistema de retenção utilizado, num estudo *in vitro*, Shastri *et al.*²⁶ concluíram que sistemas de *attachment* ferulizados proporcionam um nível de retenção superior, em comparação com sistemas de *attachments* não-ferulizados.

Relativamente ao valor de retenção, Setz *et al.*⁵⁰, num estudo *in vitro*, que contou com a utilização de vários *attachments* (ferulizados e não-ferulizados), estimaram que uma força de retenção inicial de 20 N é considerada adequada para uma prótese mandibular sobre 2 implantes. No entanto, nem todos os *attachments* incluídos neste estudo apresentaram este valor de retenção inicial, sendo que, o intervalo dos valores retentivos variou entre 3 e 85 N.

5.1. Protocolo 1: Alteração da Força Retentiva Devido à Fadiga Causada por Ciclos de Deformação

Estudos *in vitro*^{29,30,50} realizados com o objetivo de avaliar a alteração da força retentiva de vários tipos de *attachments* (ferulizados e não-ferulizados), simulando movimentos de inserção/remoção da prótese, verificaram um aumento dos valores de retenção. Os autores apontaram como possível causa o aumento da rugosidade superficial dos componentes após a utilização inicial; outra explicação possível, no caso de serem utilizados componentes poliméricos, é a expansão térmica do polímero.

Saito *et al.*³¹ realizaram um estudo *in vitro* cujo objetivo foi avaliar o efeito do material constituinte das barras na alteração de retenção de sistemas de *attachment* ferulizados. O projeto incluiu a utilização de barras de secção redonda constituídas por diferentes materiais: liga ouro-platina, liga cromo-cobalto e titânio; e em todos os grupos foram utilizados cliques de liga ouro-platina.

Nos ensaios experimentais foram aplicados 7.200 ciclos de inserção/remoção, em meio seco e à temperatura ambiente, em que foi medida a força retentiva a cada 1.200 ciclos. Adicionalmente às medições de retenção, foram obtidas imagens SEM (*scanning electron microscope*) das superfícies de contacto barra/clipe. Através das mesmas observou-se que a barra de liga ouro-platina apresentou maior desgaste, comparativamente com as barras de cromo-cobalto e titânio. Por outro lado, todos os cliques apresentaram zonas de desgaste.

Relativamente aos valores da força de retenção, houve um aumento nas barras de liga cromo-cobalto ($57,5 \pm 9,5$ N para $68,3 \pm 9,1$ N) e de titânio ($54,8 \pm 5,7$ N para $59,7 \pm 10,6$ N) que, segundo os autores, ocorreu devido ao atrito causado pelos detritos de desgaste que permaneceram entre as barras e respetivos cliques. Quanto à barra de liga ouro-platina, a retenção diminuiu ($69,3 \pm 14,1$ N para $64,0 \pm 12,4$ N), uma vez que esta e o respetivo clipe apresentaram maior desgaste.

Os autores concluíram que a liga cromo-cobalto e titânio apresentaram melhor resistência ao desgaste. Segundo os mesmos, a justificação para a melhor resistência ao desgaste da liga cromo-cobalto reside nas suas melhores propriedades mecânicas (módulo de elasticidade, rigidez e dureza). Quanto à liga ouro-platina e titânio, embora as suas

durezas (260 Hv/5) e (170 Hv/10), respetivamente, fossem semelhantes, as alterações na dureza superficial causadas por endurecimento levaram a uma melhor resistência ao desgaste da barra em titânio.

A transposição de resultados de estudos *in vitro* para a realidade clínica é questionável, pois sabe-se que os sistemas de *attachment* utilizados em *overdentures*, perdem retenção ao longo do tempo, inclusive em alguns casos clínicos é necessário substituir alguns componentes por se apresentarem danificados.⁵⁰

Bayer *et al.*⁵¹ realizaram um estudo *in vivo* com o objetivo de comparar a força retentiva de cliques poliméricos em PEEK e polióxido de metileno (POM). Para tal, foram colocadas barras de titânio com secção transversal redonda em 30 pacientes (15 pacientes do sexo feminino e 15 pacientes do sexo masculino). Na base das próteses de cada paciente foram colocados 2 cliques de PEEK e 2 cliques de POM.

A força retentiva dos cliques foi obtida no início e, posteriormente, aos 1, 3 e 6 meses de utilização.

Ao fim de 6 meses, todos os cliques perderam retenção, sendo que os cliques de PEEK apresentaram uma variação do valor médio da força retentiva de 7,17 a 6,42 N e os cliques de POM de 6,89 a 5,53 N.

Os autores concluíram que tanto o PEEK como o POM são boas opções para formar cliques retentivos utilizados em *overdentures* mandibulares.

Existem ainda estudos *in vitro*^{28,50,52-55} que mencionam uma perda de capacidade retentiva dos sistemas de *attachment* quando sujeitos a testes de fadiga mecânica provocada por movimentos de inserção/remoção, sendo esta perda justificada pelas alterações estruturais causadas pelo desgaste e fadiga dos componentes do sistema de retenção.

O estudo *in vitro* com a metodologia mais semelhante ao protocolo 1 deste projeto é o de Elsayed *et al.*²⁸, no qual foi avaliada a influência de diferentes tipos de secção transversal de barras na força retentiva em próteses mandibulares sobre dois implantes. Os grupos de estudo incluíram 3 tipos de secções transversais: barra redonda, de *Dolder* oval e de *Hader*. Este estudo difere do nosso na medida em que foi utilizado um *patrix* de

revestimento resiliente ao invés de cliques poliméricos. A parte experimental consistiu em aplicar 2.740 ciclos de inserção/remoção efetuados manualmente. A força de retenção foi medida no início e, posteriormente, a cada 500 ciclos.

No final dos ensaios, todos os grupos de estudo apresentaram uma perda de retenção: a barra de secção redonda apresentou uma perda de $16,6\% \pm 1,5$ ($15,8 \pm 2,6$ N – $13,2 \pm 2,2$ N), a barra de *Dolder* oval de $17,8\% \pm 2,4$ ($25,6 \pm 3,8$ N – $21,2 \pm 3,5$ N) e a barra de *Hader* de $29,5\% \pm 2,1$ ($27,2 \pm 3,2$ N – $19,2 \pm 2,5$ N).

Conforme os resultados, a barra redonda apresentou menores valores de retenção, o que pode ser explicado pela sua geometria não permitir que o revestimento resiliente envolva uma área suficiente desta.

A barra de *Hader* apresentou o maior valor retentivo inicial, que pode estar associado ao maior contacto friccional entre barra/revestimento promovido pelas dimensões superiores da secção transversal e pelas zonas retentivas da mesma. No entanto, este grupo também apresentou a maior perda de retenção que pode ser explicada pela sua geometria, que promoveu um maior desgaste e deformação plástica do *patix* ao longo da sua utilização.

Os autores concluíram que a barra de *Hader* permite valores de retenção iniciais superiores às restantes barras, devido à sua geometria, mas está também associada a uma maior perda de retenção, devido aos ciclos de fadiga induzidos pelos movimentos de inserção/remoção.

Semelhante ao estudo de Elsayed *et al.*²⁸, no nosso projeto a barra de *Hader* apresenta a maior área de contacto com o clipe - $21,666$ mm²; a barra de *Dolder* apresenta $19,224$ mm² e a barra experimental $19,67$ mm². Assim sendo, é expectável que a barra de *Hader* apresente a maior perda de retenção, por possuir uma maior área friccional e pela sua geometria que, por ser redonda, permite grandes deslocamentos a nível posterior da prótese. Relativamente à barra experimental, a sua área de contacto é relativamente superior à de *Dolder*, pelo que seria de esperar uma menor perda de retenção nesta última, no entanto a geometria experimental apresenta zonas retentivas que têm uma influência positiva na retenção e podem atenuar a sua perda devido ao desgaste.

Savabi *et al.*⁵⁶, num estudo *in vitro*, compararam a força retentiva de diferentes sistemas de retenção, simulando movimentos de inserção/remoção da prótese segundo a direção vertical. Os grupos de estudo incluíram barras de *Dolder*, com e sem *cantilevers*,

associadas a cliques metálicos e barras de *Hader*, com e sem *cantilevers*, associadas a cliques poliméricos. As amostras foram sujeitas a 8 ciclos de inserção/remoção.

Após os ensaios, todos os grupos demonstraram uma diminuição da força retentiva; as barras de *Dolder* apresentaram uma força retentiva média de $37,49 \pm 1,58$ N e $44,12 \pm 1,05$ N, sem e com *cantilevers* respectivamente; por sua vez as barras de *Hader* apresentaram uma força retentiva média de $35,19 \pm 1,25$ N e $36,67 \pm 0,35$ N, sem e com *cantilevers* respectivamente.

De acordo com os resultados deste estudo, podemos esperar que, no nosso projeto, os grupos de estudo 2, 4 e 6, que possuem *cantilevers*, apresentem um valor de retenção superior aos grupos de estudo 1, 3 e 5, respectivamente.

Botega *et al.*²⁹, num estudo *in vitro*, avaliaram os valores retentivos de *attachments* em barra de dois fabricantes: “*Lifecore Biomedical*” e “*Conexão Sistemas de Prótese*”. Em ambos os grupos de estudo (5 amostras), foram utilizados cliques poliméricos. Cada amostra foi imersa em saliva artificial e submetida a 5.500 ciclos de fadiga mecânica, simulando movimentos de inserção/remoção.

No final dos ensaios, o sistema de retenção “barra/clipe - *Lifecore Biomedical*” apresentou uma variação de retenção de 16,27 N a 20,24 N e o sistema “barra/clipe – *Conexão Sistemas de Prótese*” apresentou valores retentivos superiores, com uma variação de retenção de 36,9 N a 52,07 N.

Estes resultados podem ser explicados pela maior espessura do clipe “*Conexão Sistemas de Prótese*” em comparação com o clipe “*Lifecore Biomedical*” (1,25 e 0,65 mm respectivamente), que aumenta a rigidez e, conseqüentemente, diminui a sua flexibilidade, levando a uma maior resistência à desinserção do clipe. Em termos de largura, o clipe “*Conexão Sistemas de Prótese*” é também superior ao clipe “*Lifecore Biomedical*” devido ao maior diâmetro da barra, fazendo com que a área de contacto friccional seja superior e, conseqüentemente, a retenção.

Semelhante ao estudo de Botega *et al.*²⁹ os 6 grupos de estudo do nosso projeto serão associados a cliques poliméricos. No entanto, uma vez que o objetivo é avaliar a influência de diferentes secções transversais da barra na força retentiva, as dimensões dos

clipes (espessura e largura mesio-distal) foram mantidas constantes entre os grupos, para que estas variáveis não tenham influência nos resultados.

Os cliques serão constituídos por PEEK, um polímero termoplástico da família poliarletocercetona (PAEK) amplamente utilizado na área da prosthodontia.

Por si só, o PEEK apresenta um módulo de elasticidade de 3-4 GPa, no entanto este material pode ser reforçado com fibras de carbono (CFR-PEEK) ou fibras de vidro (GFR-PEEK), obtendo módulos de elasticidade de 18 e 12 GPa, respetivamente^{44,45}.

Na literatura já existente sobre a alteração dos valores retentivos devido aos ciclos de inserção/remoção, existem várias abordagens quanto ao número de ciclos realizados: 8 ciclos⁵⁶, 100 ciclos²⁶, 1.100 ciclos³², 2.740 ciclos,²⁸ 5.500 ciclos^{29,30,52}, 7.200 ciclos³¹ e 15.000 ciclos⁵⁰. Neste projeto optou-se por realizar 1100 ciclos de inserção/remoção, na medida em que se pretende simular a utilização da prótese no período de 1 ano, com uma média de 3 inserções/remoções diárias.

Ao contrário de alguns estudos^{29-31,56}, em que as inserções/remoções foram efetuadas com recurso a máquinas de testes universais ou máquinas servo-hidráulicas; neste projeto as mesmas serão feitas de forma manual, o que torna o protocolo 1 mais próximo de um caso *in vivo*, uma vez que a remoção da prótese não é restringida à direção vertical. Assim sendo, máquina de testes universais AG-I Shimadzu® será utilizada unicamente para medir a força de retenção no início e a cada 275 ciclos até completar 1.100 ciclos. Para efetuar as medições, a velocidade de avanço do travessão será 1 mm/min, sendo que este valor já foi utilizado noutros estudos *in vitro*^{29,30}.

5.2. Protocolo 2: Ensaio de Fadiga a Alto Número de Ciclos Simulando Movimentos Mastigatórios

Durante a mastigação, ocorrem forças oclusais a nível posterior, nos dentes artificiais de uma *overdenture* sobre 2 implantes, que podem induzir um deslocamento da mucosa a nível do rebordo desdentado, devido à sua resiliência, forçando um movimento rotacional da prótese em torno do sistema de *attachment* colocado a nível anterior. Este

movimento de rotação leva a um desgaste dos componentes do sistema de retenção e, consequentemente, a uma redução da sua capacidade retentiva.^{32,34,50}

Abi Nader *et al.*³⁴ desenvolveram um estudo *in vitro* cujo objetivo foi avaliar a influência de ciclos mastigatórios na alteração de retenção de dois sistemas de *attachment* não-ferulizados: bola/*O-ring* associado a uma parte retentiva de titânio e *Locator* associado a uma parte retentiva de *nylon*.

De modo a simular a função mastigatória foram realizados ensaios de 400.000 ciclos de carga de 70 N, aplicadas bilateralmente nas regiões dos primeiros molares. Os ensaios foram realizados com auxílio de um dispositivo mecânico que transmitia as forças aos primeiros molares através de uma barra. As medições da força retentiva foram efetuadas a cada 100.000 ciclos. Adicionalmente foram obtidas imagens SEM das superfícies de contacto dos *attachments*.

No final do estudo, os sistemas apresentaram uma perda de retenção, no caso do *attachment* bola/*O-ring* de $10,6 \pm 3,6$ (baseline) a $7,9 \pm 4,3$ N (400.000 ciclos) e no *attachment* *Locator* de $66,4 \pm 16,0$ (baseline) a $21,6 \pm 17,0$ N (400.000 ciclos).

O sistema de retenção *Locator* apresentou a maior média de força retentiva ao longo dos ensaios, a qual pode ser explicada pela sua maior área friccional, uma vez que este possui duas superfícies de contacto, interna e externa. No entanto, este sistema apresentou uma perda de retenção não linear, perdendo até 60% da capacidade retentiva dos 100.000 aos 300.000 ciclos. Quanto ao *attachment* Bola/*O-ring*, este apresentou uma pequena perda de capacidade retentiva.

Através das imagens SEM, obtidas previamente e após os ensaios, foi possível observar que ocorreram alterações a nível das superfícies de contacto de ambos os *attachments*. No grupo do sistema *Locator*, a parte retentiva de *nylon* apresentou desgaste e deformação plástica na sua superfície interna. Já o sistema bola/*O-ring* apresentou algum desgaste pontual no topo e na lateral dos seus componentes.

Os autores concluíram que os efeitos dos ciclos mastigatórios desempenham um papel considerável na alteração da capacidade retentiva dos sistemas de retenção.

Embora existam alguns estudos³²⁻³⁵ que investigaram a influência de ciclos mastigatórios, ou da ação combinada destes com movimentos de inserção/remoção, na

alteração dos valores retentivos de sistemas de *attachment*, são escassos os que incluíram sistemas de retenção ferulizados nos seus materiais e métodos, mais especificamente colocados sobre 2 implantes a nível da região intermentoniana. Por isso, é de grande interesse científico realizar investigação neste tema e aprofundar conhecimentos sobre o mesmo.

Na literatura já existente sobre a influência de ciclos mastigatórios na alteração da capacidade retentiva de sistemas de retenção, existem algumas abordagens quanto ao número de ciclos realizados: alguns autores^{33,35} realizaram 200.000 ciclos que, segundo os mesmos, correspondem a 6 meses de utilização da prótese. Noutros estudos *in vitro*^{32,34} foram efetuados 400.000 ciclos com o intuito de simular um período de utilização de 1 ano.

No nosso projeto, uma vez que se pretende simular 1 ano de utilização, as amostras serão sujeitas a 400.000 ciclos de mastigação recorrendo a uma máquina servo-hidráulica INSTRON 1341.

Em cada ciclo serão aplicadas cargas de 70 N em cada primeiro molar da *overdenture*, através de um dispositivo/cavilha projetada para o devido efeito. Outros autores³² utilizaram uma intensidade de carga semelhante nos seus estudos porque, segundo os mesmos, 70 N é a intensidade média da força gerada a nível dos primeiros molares de uma *overdenture* durante a mastigação.

As medições da força serão efetuadas no início e a cada 100.000 ciclos, pelo mesmo método que as medições do protocolo 1.

Outros estudos^{29,30,32,50,52} diferem do nosso, a nível da metodologia de ambos os protocolos, na medida em que os componentes do sistema de *attachment* foram submersos em algum tipo de fluido (água desmineralizada; saliva artificial) durante a realização dos ensaios. O facto dos componentes do sistema de *attachment* estarem imersos em saliva atenua o efeito abrasivo devido ao movimento relativo entre o *patix/matrix* uma vez que, a saliva presente entre as superfícies de contacto tem um efeito lubrificante, atenuando o desgaste do sistema de retenção.⁵⁷

Uma diferença entre o nosso estudo e o de Choi *et al.*³² é a não combinação entre ciclos mastigatórios e movimentos de inserção/remoção. A ação combinada de ambos leva a um maior desgaste dos diferentes componentes do sistema de retenção em comparação

com o desgaste causado por movimentos de inserção/remoção ou ciclos mastigatórios executados individualmente.

Segundo Chung *et al.*⁵⁸ a replicação do ambiente de uma cavidade oral em estudos *in vitro* é complicada, uma vez que este é complexo e variável. Por este motivo, estudos *in vitro* com estas metodologias, devem ser suplementados por outros estudos que incluem a aplicação de cargas multidirecionais e a presença de fluidos e ciclos térmicos.

5.3. Análises de Tensões e Deformações

A realização de análises de tensões e deformações teve como objetivo a avaliação da influência da geometria nos esforços transmitidos aos componentes dos sistemas de retenção, assim como a influência da adição de *cantilevers* às barras e do material constituinte do clipe, utilizando o método dos elementos finitos. Foi ainda estudada a influência destes parâmetros na transmissão de esforços a nível da mucosa e osso cortical na região posterior mandibular. Os modelos foram sujeitos a uma aplicação de 70 N a nível da região dos primeiros molares, sendo que, nos grupos de *Dolder* sem *cantilevers* com clipe em PEEK e em *nylon*, foi apenas prescrita uma carga de 30,8 N, previamente ao encerramento precoce da análise por parte do *software*, dado que a mucosa apresentava uma deformação exagerada. Deste modo, a comparação entre grupos será feita para o instante em que foi prescrita a força de 30,8 N.

Spazzin *et al.*⁴¹ avaliaram a influência da secção transversal da barra (*Hader*, *Dolder* oval e redonda) na distribuição de tensões em *attachments* ferulizados sem extensões distais colocados na região anterior de uma mandíbula desdentada. Foi introduzido um desajuste horizontal num dos implantes e simulada a sua eliminação. Os autores constataram que as tensões se concentraram ao longo das barras e nas ligações destas aos cilindros, além disso, a barra de *Hader* apresentou os maiores valores de tensão a nível dos componentes do sistema de *attachment*, os quais podem ser justificados pela sua maior rigidez, a qual permite uma menor deformação da barra.

Nogueira *et al.*²⁴ também realizaram um estudo com o intuito de avaliar o efeito da secção transversal (*Hader*, *Dolder* oval e redonda) nas tensões a nível dos componentes dos sistemas de retenção associados à presença de desajustes verticais, simulando a sua eliminação. Neste estudo, também a secção de *Hader* obteve o pior comportamento biomecânico, contribuindo para uma maior concentração de tensões a nível da barra e maior transmissão de esforços aos parafusos, implantes e tecido peri-implantar. A justificação baseou-se novamente na rigidez superior da secção transversal de *Hader*, a qual permite menores deformações a nível desta e, conseqüentemente, maior concentração de tensões na mesma e maior transmissão de esforços aos restantes componentes.

No nosso estudo, nos sistemas de retenção sem adição de *cantilevers* associados a cliques em PEEK, seria espectável um comportamento biomecânico mais favorável por parte da secção de *Dolder*, uma vez que esta permite uma maior rotação da prótese em torno da barra, contribuindo para uma melhor dissipação de esforços. No entanto, a barra de *Dolder* apresentou como valor de tensão máximo 10,960 MPa, o qual é superior ao valor apresentado pela barra de *Hader* (3,346 MPa). Uma possível justificação para este facto pode ser a ocorrência de uma rotação excessiva da prótese em torno da barra de *Dolder*, sendo que esta não é totalmente redonda e após atingir o limite de rotação, passou a transmitir esforços à barra e, conseqüentemente, aos implantes e parafusos.

Quanto ao GE 5 (barra experimental sem *cantilevers*), este apresentou como valor máximo de tensão a nível da barra 19,040 MPa, dos implantes 1,905 MPa e a nível do clipe 25,880 MPa, sendo todos estes superiores aos valores de tensão dos componentes constituintes do GE 1 (barra de *Hader* sem *cantilevers*) e GE 3 (barra de *Dolder* sem *cantilevers*). Estes resultados podem ser justificados pela baixa capacidade de rotação da prótese em torno da barra experimental, não permitindo uma dissipação de esforços. Para além disso, a barra experimental possui o maior momento de inércia em relação ao eixo transversal. Em contrapartida, o GE 5 (barra experimental sem *cantilevers*) apresentou como valor máximo de tensão a nível dos parafusos 0,599 MPa, o qual é inferior ao valor de tensão a nível dos parafusos do GE 3 (*Dolder* sem *cantilevers*).

Relativamente à distribuição de tensões, de acordo com as figuras A1, A2, 4.1 e 4.3 no caso dos grupos de estudo sem adição de *cantilevers*, verificou-se uma concentração de tensões a mesial do pescoço dos implantes e parafusos, uma vez que, a ferulização ocorre

a nível destas zonas. Quanto às barras (Figuras A3, A4 e 4.2), houve uma distribuição de tensões uniforme ao longo da barra no caso da secção de *Dolder* oval, enquanto que nas secções de *Hader* e experimental, houve uma concentração de tensões nas zonas retentivas, uma vez que estas representam um entrave à rotação da prótese. Quanto aos cliques, ocorreu um maior esforço na parte lingual no caso das secções de *Hader* e *Dolder*, uma vez que, possuem uma geometria arredondada; pelo contrário, no clipe correspondente à secção experimental, o maior esforço ocorreu na zona vestibular, dado que esta zona do clipe é responsável por resistir à rotação da prótese em torno da barra.

Ebadian *et al.*⁴² realizaram um estudo com o intuito de avaliar a influência da adição de *cantilevers* nas tensões peri-implantares. Foram modeladas 3 barras com secção transversal de *Dolder* oval, uma sem *cantilevers* e 2 com adição de *cantilevers* de 7 e 13 mm, sendo que foram colocados cliques exclusivamente nas barras, deixando os *cantilevers* livres. Os autores concluíram que a adição de *cantilevers* não revelou uma influência considerável a nível das tensões peri-implantares.

No nosso estudo, foram adicionados *cantilevers* com 6 mm de comprimento, tendo sido colocados cliques na região da base da prótese, correspondentes aos mesmos. Esta adição de *cantilevers* demonstrou agravar as tensões a nível dos componentes dos sistemas de *attachment*, comparativamente com os grupos de estudo sem *cantilevers* correspondentes.

O grupo de estudo 4 que inclui a barra de *Dolder* com *cantilevers* associada a cliques em PEEK apresentou o menor valor de tensão a nível da barra (79,330 MPa) em relação aos restantes grupos com *cantilevers* e cliques em PEEK (GE 2 e GE 6).

Relativamente aos grupos de estudo que incluem as barras de *Hader* e experimental com *cantilevers* associadas a cliques em PEEK, estes não apresentaram uma diferença considerável a nível dos valores de tensão máxima nas barras (94,340 MPa e 97,220 MPa, respetivamente). Contudo a nível dos parafusos e implantes, a barra experimental com *cantilevers* associada a cliques em PEEK apresentou maiores valores de tensão comparativamente com as restantes (17,850 MPa e 42,060 MPa, respetivamente).

No caso dos *attachments* com adição de *cantilevers*, verificou-se uma concentração de tensões do lado vestibular e também na zona a distal do pescoço dos implantes e na zona distal dos parafusos (figuras A5, A5, e 4.5). Quanto às barras (figuras

A7, A8 e 4.6), houve uma deflexão dos *cantilevers*, levando a uma concentração de tensões a nível da zona de ligação entre estes e os cilindros. Relativamente aos cliques colocados na zona dos *cantilevers* (figuras A9, A10 e 4.8), houve uma maior concentração de tensões na porção de contacto clipe/barra mais a distal destes, devido à sua compressão.

Para além das tensões a nível dos componentes dos sistemas de retenção, foi avaliado o deslocamento posterior da prótese, segundo o eixo vertical.

Nas barras sem adição de *cantilevers* associadas a cliques em PEEK, a geometria de *Dolder* permitiu uma elevada rotação da prótese, levando a um deslocamento vertical de 0,825 mm. Este deslocamento representa um aumento de 79.7% em relação à barra de *Hader* e de 76,3% em relação à barra experimental, cujos deslocamentos verticais foram 0,459 e 0,468 mm, respetivamente. Quanto às barras de *Hader* e experimental, esta última permitiu um deslocamento de cerca de 2% superior.

A barra de *Dolder* apresentou ainda o maior valor de tensão a nível da mucosa (0,264 MPa) comparativamente com as barras de *Hader* e experimental, que apresentaram 0,236 MPa (-10,7%) e 0,240 MPa (-9,0%), respetivamente.

Quanto às deformações a nível do osso cortical posterior, as secções de *Hader* e experimental obtiveram valores de deformação semelhantes, em contrapartida, a secção de *Dolder* obteve valores de deformação menores comparativamente com as restantes secções.

Relativamente aos grupos de estudo com adição de *cantilevers* associados a cliques em PEEK, a barra de *Dolder* permitiu o maior deslocamento vertical a nível da prótese (0,481 mm), sendo que este valor representa um acréscimo de 31% comparativamente às barras de *Hader* e experimental, que permitiram um deslocamento posterior de 0.367 mm.

Quanto à mucosa, a barra de *Dolder* apresentou os maiores valores de tensão (0,247 MPa) comparativamente com as barras de *Hader* e experimental, as quais exibiram valores de tensão de 0,212 MPa (-14,2%) e 0,188 MPa (-24%).

Relativamente à deformação da estrutura correspondente ao osso cortical, as secções de *Hader* e experimental apresentaram novamente valores semelhantes. Quanto à secção de *Dolder* esta apresentou os maiores valores de deformação a nível desta estrutura.

Estes resultados podem ser explicados pela menor rigidez da barra de *Dolder*, a qual permitiu deslocamentos superiores a nível dos *cantilevers*, levando a uma compressão superior das estruturas na região posterior.

A adição de *cantilevers* às barras permitiu uma redução do deslocamento posterior da prótese, comparativamente às barras sem *cantilevers*, de 20% no caso da secção transversal de *Hader*, 41,7% no caso da secção de *Dolder* e 21,6% no caso da secção experimental. Estas diminuições devem-se ao facto de a adição de *cantilevers* limitar a rotação das próteses em torno das barras.

Os grupos de estudo com extensões distais permitiram ainda diminuir as tensões a nível da mucosa, comparativamente aos grupos sem adição de extensões distais.

A adição de *cantilevers* permitiu também diminuir as deformações a nível do osso cortical posterior nas secções de *Hader* e experimental, ao contrário da secção de *Dolder*, na qual a adição de *cantilevers* levou a um aumento destes valores.

Santos *et al.*⁴⁰ no seu estudo, observaram que a utilização de cliques poliméricos em detrimento de cliques metálicos reduziu a transmissão de tensões aos componentes dos sistemas de retenção estudados (implantes, barra e parafusos). Segundo os autores, esta redução pode ser explicada pela menor rigidez do material polimérico, a qual permite uma maior deformação deste.

No nosso estudo, a alteração do material do clipe de PEEK para *nylon* levou à obtenção de resultados que não estão de acordo com os resultados anteriores obtidos para os cliques em PEEK. A falta de coerência, em alguns aspetos, destes resultados pode estar associada às limitações do estudo, às simplificações que foram assumidas e à reduzida rigidez que foi implementada para o *nylon*. Para além disso, existe uma falta de estudos publicados que incluam cliques em *nylon* associados a diferentes secções transversais das barras. Por isso, não é possível justificar os resultados obtidos nas tabelas 4.1 a 4.4.

No entanto, no nosso estudo, os cliques em *nylon* demonstraram diminuir as tensões transmitidas aos implantes e barras, nos grupos de estudo sem *cantilevers*, ainda que essa influência tenha sido mínima no caso das secções de *Hader* e *Dolder*. Pelo contrário, no caso da secção transversal experimental demonstrou diminuir consideravelmente as tensões a nível dos mesmos componentes. Estes resultados estão de acordo com o estudo de Santos *et al.*⁴⁰, em que os cliques constituídos por um material menos rígido, levaram a uma redução da transmissão de tensões aos componentes do sistema de *attachment*.

Relativamente aos grupos com *cantilevers*, uma vez que estes restringem os deslocamentos da prótese, levando a um aumento de rigidez do sistema, o material do clipe passou a exercer mais influência na transmissão de tensões aos componentes como se verificou no modelo experimental sem *cantilevers*.

Conclui-se que a utilização de cliques constituídos por materiais mais rígidos contribui para uma maior transmissão de tensões aos componentes do sistema de retenção. No entanto, estes podem estar associados a menos complicações pois permitem menores deformações.

Com base nas análises de elementos finitos constatou-se que existem alguns aspetos a melhorar na barra experimental, nomeadamente a nível da rigidez do sistema e das zonas retentivas, as quais devem ser alteradas de modo a permitir uma melhor dissipação de esforços e alívio de tensões na barra e, conseqüentemente, atenuar os esforços transmitidos aos restantes componentes do sistema de retenção.

Este estudo apresenta algumas limitações, entre as quais a ausência de um modelo mandibular nas análises de elementos finitos. Para simular a presença de estruturas biológicas a nível posterior foram adicionados dois modelos com geometria plana, o que não representa corretamente a estrutura biológica de uma mandíbula. Para além disso, foi assumido um comportamento linear elástico e isotrópico por parte dos materiais biológicos.

Deste modo, é aconselhada a realização de análises aos grupos de estudo com a presença de modelos de uma mandíbula e a utilização de propriedades mecânicas correspondentes aos materiais biológicos, de modo a aproximar o estudo da realidade e representar corretamente a resiliência dos sistemas de *attachment* e da rigidez dos materiais biológicos a nível posterior.

6. CONCLUSÕES

Apesar das limitações deste estudo com base na análise de elementos finitos, conclui-se que:

- Uma excessiva rotação por parte da prótese em torno da barra pode levar a um aumento das tensões a nível dos componentes do sistema de retenção;
- A adição de *cantilevers* levou a um aumento das tensões a nível dos componentes dos sistemas de retenção, no entanto, permite a redução das tensões a nível da mucosa na região posterior.
- A barra experimental apresentou um comportamento desfavorável em termos de transmissão de esforços aos componentes do sistema de *attachment*, devido à sua rigidez seccional. No entanto, quando associada a *cantilevers*, exibiu o melhor comportamento biomecânico relativamente à preservação do rebordo posterior.
- A utilização de cliques constituídos por materiais mais rígidos contribui para uma maior transmissão de tensões aos componentes do sistema de retenção.

7. PROPOSTAS PARA FUTUROS TRABALHOS

- I. Realização dos protocolos experimentais com os componentes do sistema de retenção inseridos num meio fluído, simulando a presença de saliva e temperatura na cavidade oral;
- II. Realização de um protocolo experimental com articulação de ambos os protocolos experimentais enunciados neste projeto, de modo a avaliar a influência da ação combinada de ciclos mastigatórios e movimentos de inserção/remoção na alteração da capacidade retentiva dos *attachments* ferulizados em estudo;
- III. Avaliação de tensões sobre os implantes e osso peri-implantar, recorrendo a técnicas de extensometria;
- IV. Avaliação de micromovimentos da prótese acrílica sobre os diferentes *attachments* em estudo, recorrendo a técnicas de correlação de imagens;
- V. Estudo clínico de modo a estudar o comportamento da barra experimental em casos clínicos.

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. 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.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
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. Polychronakis N, Kourtis S. Chapter 3 Implant Overdentures. *Dent Implant.* 2017;Chapter 3.
10. 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.
11. 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.

12. 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 Oct;26:e20160628.
13. Statement C, Most I. The McGill consensus statement on overdentures. *Quintessence Int.* 2003;34(1):78–9.
14. 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.
15. 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.
16. Alqutaibi AY, Kaddah AF. Attachments used with implant supported overdenture. *Int Dent Med J Adv Res - Vol 2015.* 2016;2(1):1–5.
17. 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.
18. ELSyad MA. Soft Liner/Clip Attachment for Bar-Retained Implant Overdentures: A Technical Note. *J Oral Implantol.* 2016 Oct;42(5):442–5.
19. ELSyad MA, Shaheen NH, Ashmawy TM. Long term clinical and prosthetic outcomes of soft liner and clip attachments for bar/implant overdentures. A randomized controlled clinical trial. *J Oral Rehabil.* 2017;44:472–80.
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. Sherine M, Attar E, Salah F, Din E, Salem J. Effect of Cantilevered Bar Length on Strain Around Two and Four-Implants Supporting A Mandibular Over-Denture. *Int J Sci Res.* 2015;4(12):27–33.
22. Martínez-Lage-Azorín JF, Segura-Andrés G, Faus-López J, Agustín-Panadero R. Rehabilitation with implant-supported overdentures in total edentulous patients: A review. *J Clin Exp Dent.* 2013;5(5):267–72.
23. Abreu RT, Spazzin O, Noritomi PY, Consani RLX, Marcelo F. Influence of Material of Overdenture-Retaining Bar with Vertical Misfit on Three-Dimensional Stress Distribution. 2010;19:425–31.
24. Nogueira MCF, Bacchi A, Mesquita MF, Santos MBF, Consani RLX. Influence of cross-section design and vertical misfit on stress distribution in overdenture retaining system: 3-dimensional finite element analysis. *Implant Dent.* 2018;27(4):445–51.

25. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, Dos Santos MBF. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(5):1243–9.
26. 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.
27. Breeding LC, Dixon DL, Schmitt S. The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses. *J Prosthet Dent.* 1996 May 1;75(5):570–3.
28. Abdel-Khalek EA, Ibrahim AM. 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;17(4):340–7.
29. 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.
30. 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.
31. Saito M, Kanazawa M, Takahashi H, Uo M, Minakuchi S. Trend of change in retentive force for bar attachments with different materials. *J Prosthet Dent.* 2014;112(6):1545–52.
32. 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.
33. 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.
34. 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.
35. 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.
36. Messias AL de PN. REHABILITATION OF KENNEDY CLASS I PATIENTS WITH REMOVABLE PARTIAL DENTURES : Retrospective Clinical Study and Biomechanical Analysis of Implant-assisted Options. 2018;
37. Trivedi S. ScienceDirect Finite element analysis : A boon to dentistry. *JOBCCR.* 2014;4(3):200–3.

38. Neto M, Amaro A, Roseiro L, Cirne J, Leal R. *Engineering Computation of Structures: The finite element method*. 2015.
39. Arat Bilhan S, Baykasoglu C, Bilhan H, Kutay O, Mugan A. Effect of attachment types and number of implants supporting mandibular overdentures on stress distribution: A computed tomography-based 3D finite element analysis. *J Biomech*. 2015;48(1):130–7.
40. dos Santos M, Bacchi A, Correr-Sobrinho L, Consani R. The Influence of Clip Material and Cross Sections of the Bar Framework Associated with Vertical Misfit on Stress Distribution in Implant-Retained Overdentures. *Int J Prosthodont*. 2014;27(1):26–32.
41. Spazzin AO, Costa AR, Correr AB, Consani RLX, Correr-Sobrinho L, Santos MBF Dos. Effect of bar cross-section geometry on stress distribution in overdenture-retaining system simulating horizontal misfit and bone loss. *J Biomech*. 2013;46(12):2039–44.
42. Ebadian B, Mosharraf R, Khodaeian N. Effect of cantilever length on stress distribution around implants in mandibular overdentures supported by two and three implants. *Eur J Dent*. 2016;10(3):333–40.
43. Ning F, Cong W, Qiu J, Wei J, Wang S. Additive manufacturing of carbon fiber reinforced thermoplastic composites using fused deposition modeling. *Compos Part B Eng [Internet]*. 2015;80:369–78. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.compositesb.2015.06.013>
44. 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.
45. 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.
46. Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *J Dent*. 2013;41(3):241–9.
47. Joshi S, Kumar S, Jain S, Aggarwal R, Choudhary S, Reddy NK. 3D finite element analysis to assess the stress distribution pattern in mandibular implant-supported overdenture with different bar heights. *J Contemp Dent Pract*. 2019;20(7):794–800.
48. Chang SH, Huang SR, Huang SF, Lin CL. Mechanical response comparison in an implant overdenture retained by ball attachments on conventional regular and mini dental implants: a finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2016;19(8):911–21.
49. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants:

- Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys.* 2008;30(2):218–25.
50. Setz I, Lee SH, Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 1998 Sep;80(3):323–9.
 51. 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.
 52. 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.
 53. Gamborena JI, Hazelton LR, NaBadalung D, Brudvik J. Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading. *Int J Prosthodont.* 1997;10(2):123–30.
 54. Besimo CE, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil.* 2003;30(7):671–8.
 55. 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.
 56. 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.
 57. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. *Stomatologija.* 2005;7(4):115–20.
 58. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont.* 2004;13(4):221–6.

APÊNDICE A

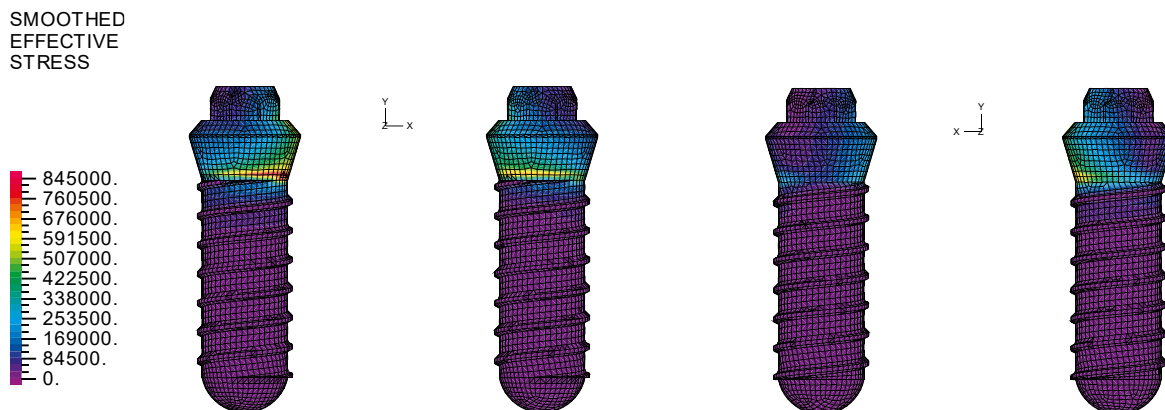


Figura A1. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos implantes correspondentes à barra de *Hader* sem *cantilevers* (GE 1) associada a 1 clipe em PEEK: vista por vestibular (esquerda) e vista por lingual (direita)

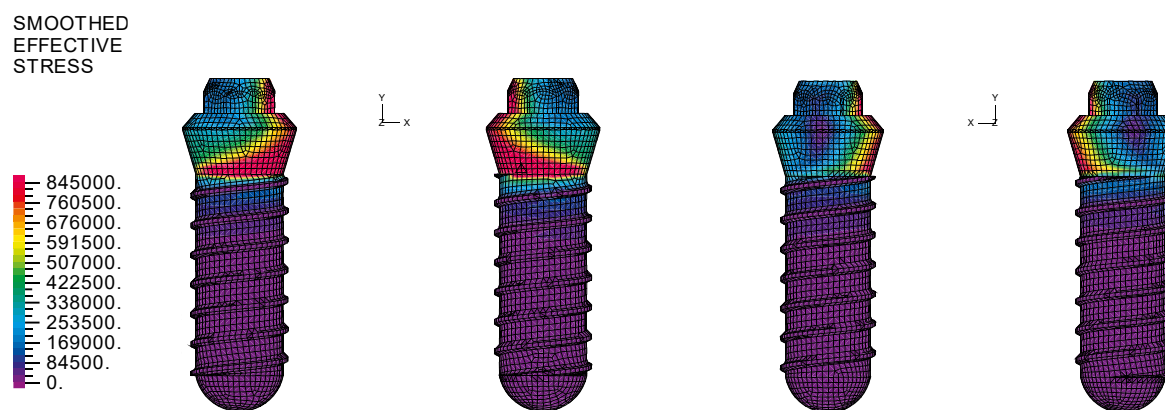


Figura A2. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos implantes correspondentes à barra de *Dolder* sem *cantilevers* (GE 3) associada a 1 clipe em PEEK: vista por vestibular (esquerda) e vista por lingual (direita)

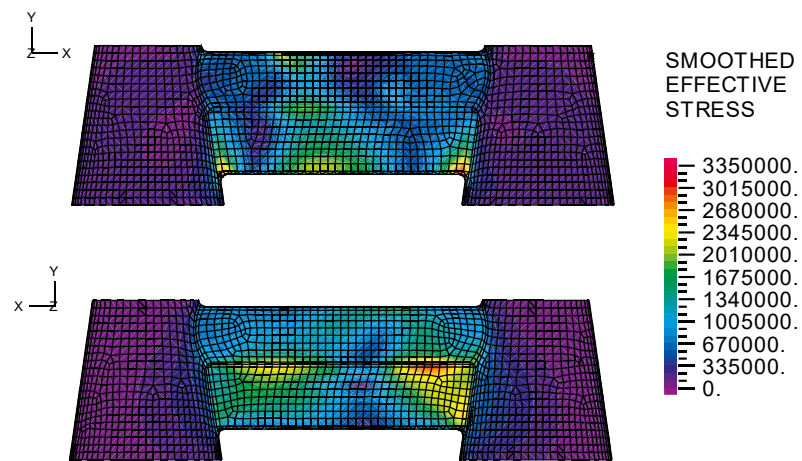


Figura A3. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível da barra de *Hader* sem *cantilevers* (GE 1) associada a 1 clipe em PEEK: vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).

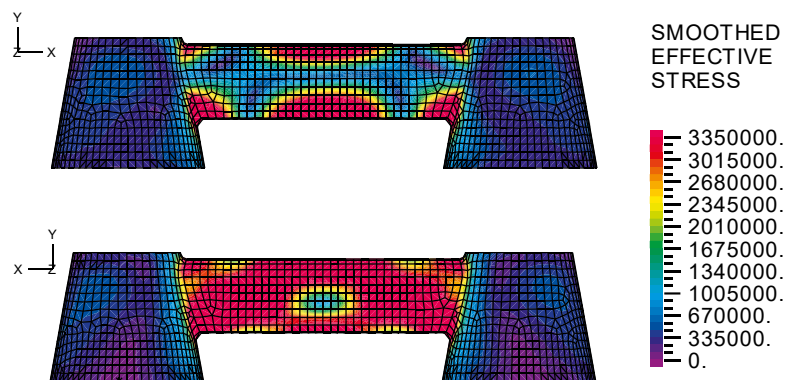


Figura A4. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível da barra de *Dolder* sem *cantilevers* (GE 3) associada a 1 clipe em PEEK: vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).

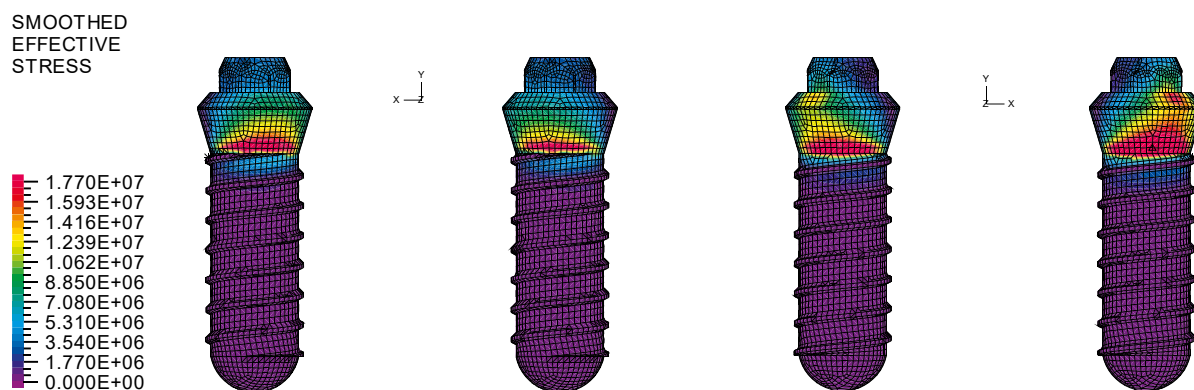


Figura A5. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos implantes correspondentes à barra de *Hader* com *cantilevers* (GE 2) associada a 3 cliques em PEEK: vista por vestibular (esquerda) e vista por lingual (direita).

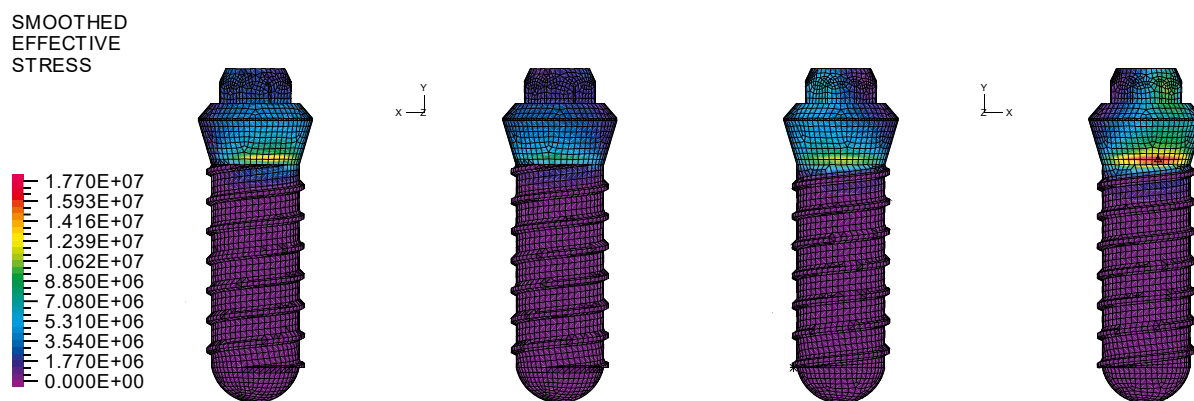


Figura A6. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos implantes correspondentes à barra de *Dolder* com *cantilevers* (GE 4) associada a 3 cliques em PEEK: vista por vestibular (esquerda) e vista por lingual (direita).

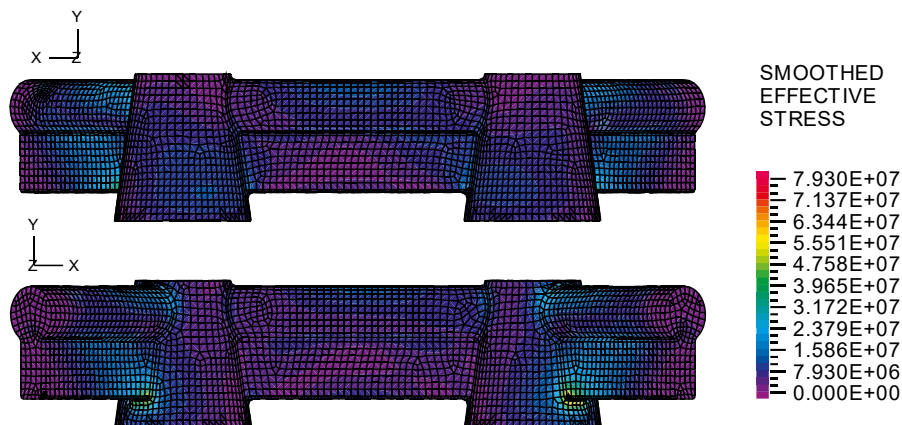


Figura A7. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível da barra de *Hader* com *cantilevers* (GE 2) associada a 3 cliques em PEEK: vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).

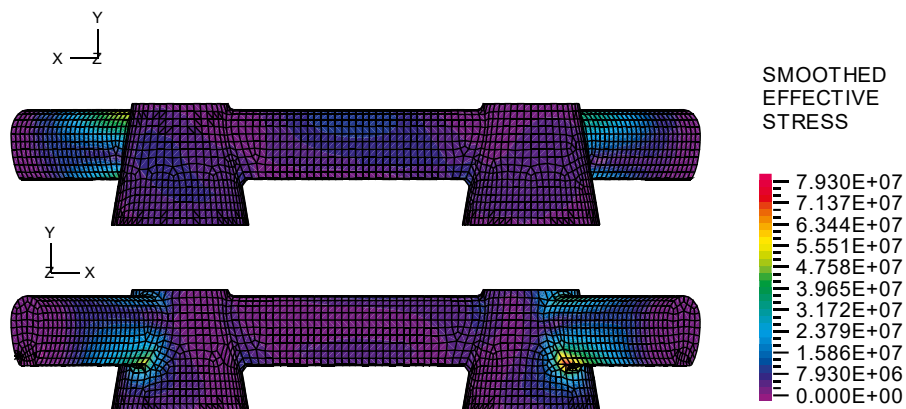


Figura A8. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível da barra de *Dolder* com *cantilevers* (GE 4) associada a 3 cliques em PEEK: vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).

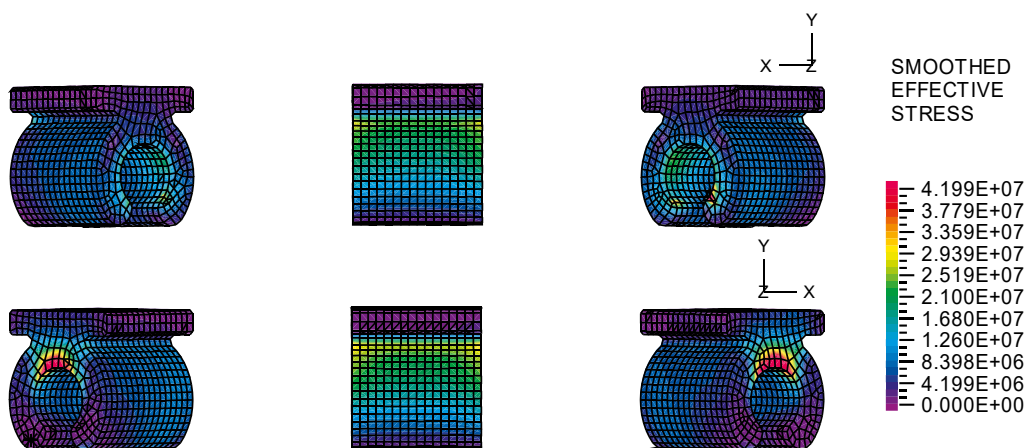


Figura A9. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos cliques, em PEEK, correspondentes à barra de *Hader* com extensões distais (GE 2): vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).

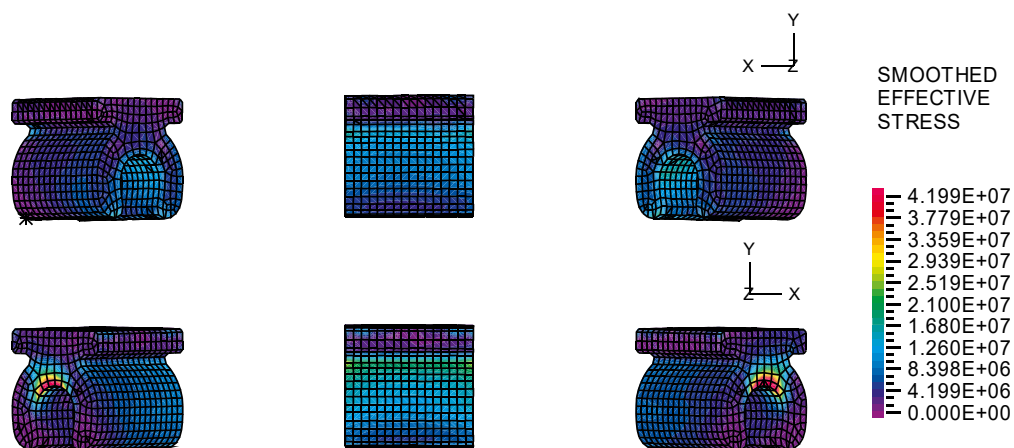


Figura A10. Distribuição da tensão de von Mises [Pa] a nível dos cliques, em PEEK, correspondentes à barra de *Dolder* com extensões distais (GE 4): vista por vestibular (em cima) e vista por lingual (em baixo).