

Pedro Nuno Bastos Dias Ferrão

# REABILITAÇÃO DE CLASSES I DE KENNEDY COM PRÓTESES PARCIAIS REMOVÍVEIS IMPLANTO-SUPORTADAS: AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL

Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica  
na Especialidade de Energia e Ambiente

2017/2018



UNIVERSIDADE DE COIMBRA





# **Reabilitação de Classes I de Kennedy com próteses parciais removíveis implanto- suportadas: avaliação experimental**

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica na Especialidade de Energia e Ambiente.

## **Kennedy Class I rehabilitation with implant- supported removable partial dentures: experimental evaluation**

**Autor**

**Pedro Nuno Bastos Dias Ferrão**

**Orientadores**

**Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro**

**Dra Ana Lúcia de Pereira Neves Messias**

**Júri**

**Presidente** Professora Doutora Maria Augusta Neto  
Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra

**Orientador** Dra. Ana Lúcia de Pereira Neves Messias  
Assistente da Universidade de Coimbra

**Vogais** Professor Doutor Pedro Miguel Gomes Nicolau  
Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra



*O primeiro requisito para o sucesso é a habilidade de aplicar incessantemente a sua energia física e mental a qualquer problema, sem se cansar.*

Thomas Edison



## Agradecimentos

A realização desta dissertação de mestrado contou com a colaboração e o apoio de algumas pessoas sem as quais não se teria tornado realidade e às quais estou eternamente grato.

Queria agradecer aos meus pais por me darem as ferramentas e a possibilidade de poder seguir os meus sonhos e objetivos, pelo seu tempo investido e todo o apoio incondicional e ajuda durante o meu percurso académico.

Aos meus amigos e colegas que estiveram ao meu lado durante esta fase, pelo companheirismo e apoio que transmitiram.

Agradeço em particular às minhas orientadoras, Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Ana Paula Amaro e Dr<sup>a</sup> Ana Messias pela sua orientação, profissionalismo, total disponibilidade e amizade demonstrados durante o apoio e ajuda ao longo da execução desta dissertação.

Ao Prof. Dr. Luis Roseiro pela disponibilidade, colaboração e conhecimento transmitido na instalação dos extensómetros elétricos e ao longo desta investigação.

À Eng<sup>a</sup> Linda Pinto pelo profissionalismo e auxílio prestados na execução dos modelos de prototipagem rápida.

E, por fim, mas não menos importante, à Dona Alda da Faculdade de Medicina Dentária, pelo auxílio na preparação dos moldes e inteira disponibilidade em ajudar.



## Resumo

As próteses parciais removíveis (PPR) de extensão distal livre são uma solução económica viável para a reabilitação de pacientes parcialmente desdentados de Classe I de Kennedy, mas têm vindo a ser associadas a baixa satisfação dos pacientes devido à sua fraca estabilidade, retenção, estética e eficiência mastigatória.

As PPR de extensão distal livre possuem como suporte os dentes anteriores remanescentes e a mucosa que reveste a rebordo residual, que têm diferentes resiliência e resposta viscoelástica. Sob carga axial, a base da prótese sofre rotação em torno de uma linha de fulcro que liga os pilares mais distais e é deslocada em direção ao rebordo residual. A consequência do movimento da prótese sob carga é a aplicação de tensões tanto nos dentes suporte como no tecido mole em contacto com a prótese, induzindo gradualmente a reabsorção do rebordo residual.

Recentemente tem sido sugerido que a colocação de implantes dentários no rebordo residual, para dar suporte e retenção às PPR, supera algumas das limitações relatadas, estabilizando a prótese na direção vertical, melhorando a distribuição de carga e reduzindo a reabsorção óssea.

Este estudo teve como objetivo primário avaliar o efeito do uso de implantes dentários sob a base acrílica de uma PPR de extensão distal livre nos deslocamentos da prótese e distribuição de deformações nos dentes-pilar, osso cortical e tecidos moles.

Realizou-se a prototipagem de três modelos de mandíbulas a partir de um modelo CAD de um paciente de Classe I de Kennedy, com dentes remanescentes desde o primeiro pré-molar até ao primeiro pré-molar. Os modelos foram preparados separadamente para receber: uma PPR convencional (PPRC), uma PPR dento-implanto-suportada com um implante colocado mesialmente na posição do segundo pré-molar (PPRIS PM) e uma PPR dento-implanto-suportada com um implante colocado distalmente na posição do molar (PPRIS M). Dois implantes com *attachments* em bola foram inseridos nos locais correspondentes nos modelos de PPR dento-implanto-suportadas. Três próteses parciais foram construídas para os modelos, com duas matrizes de bola nas próteses dento-implanto-suportadas.

Dois extensômetros foram fixados na hemiarcada esquerda de cada modelo para medir a deformação no osso cortical: um extensômetro linear e uma roseta. Foi feita a montagem de todos os componentes e na hemiarcada direita foi aplicado um padrão aleatório de alto contraste para que os deslocamentos e as deformações pudessem ser avaliados pelo método de correlação digital de imagem (DIC). Para cada teste, a montagem da mandíbula e prótese foi colocada numa máquina de teste universal e submetida a carga crescente de forma quase-estática, até um máximo de 300N.

Os resultados revelaram que o modelo PPRC mostrou maior tração e compressão nos tecidos moles e osso cortical. A inserção de implantes dentários reduziu significativamente as deformações principais máxima e mínima nos tecidos moles e no osso cortical. O deslocamento vertical do modelo PPRC foi 10 vezes maior que o deslocamento dos modelos implantados na porção mais distal da prótese.

A utilização de implantes dentários para promover suporte e retenção em próteses parciais removíveis de extensão reduz significativamente os deslocamentos verticais e horizontais da prótese. Também promove uma diminuição significativa das deformações principais maiores e menores no osso cortical, nos tecidos moles e nos dentes pilar.

**Palavras-chave:** Prótese parcial removível, Classe I de Kennedy, PPR dento-implanto-suportadas, Dente suporte, Rebordo residual, *Attachments*.

## Abstract

Conventional distal-extension removable partial dentures (RPDs) are a good economic solution for the rehabilitation of Kennedy Class I partially edentulous patients but have been associated low patient satisfaction due to their poor stability, retention, aesthetics, and masticatory efficiency.

Distal-extension RPDs derive support from the remaining anterior teeth and the mucosa recovering the residual ridge, which have different resiliency and viscoelastic responses. Under axial load, the extension base of these dentures rotates around a fulcrum line that connects the most distal abutments and is displaced towards the residual ridge. The consequence of prosthesis movement under load is stress application in both teeth and tissue that are in contact to the prosthesis, gradually inducing residual ridge resorption.

Recently has been suggested that the insertion of dental implants in the edentulous span to provide support and retention to the RPDs overcomes several of the reported limitations by stabilizing the denture in a vertical direction, improving the load distribution and reducing bone resorption.

The primary objective of our study was to determine whether the use of dental implants underneath the base of a distal-extension RPD reduces the displacements of the prosthesis and improves strain distribution in the abutment teeth, cortical bone and soft tissue.

Three mandible models were prototyped from the CAD model of a Kennedy Class I patient with remaining teeth from first premolar to first premolar. The models were prepared separately to receive: one conventional RPD (CRPD), one implant-assisted RPD with a mesially placed implant in the position of the second premolar (IARPD PM) and one implant assisted RPD with a distally placed implant in the position of the molar (IARPD M). Two implants were inserted in the corresponding sites of the implant-assisted RPD models and two ball attachments fitted in the implants. Three partial dentures were built for the models, with two ball matrix in the implant-assisted prosthesis.

Two strain gauges were fixated in the left hemi-mandible of each model to measure strain at the cortical bone: one linear strain and one rosette strain gauge. The models were assembled and a speckle pattern was sprued over the surface of the right hemi-mandible

of each model so that displacements and strains could be evaluated by digital image correlation. For each test, the mandibles and prostheses assemblies were placed in a universal testing machine and increasing compressive load was carried out up to 300N at 0.5mm/min velocity.

The results revealed that the CRPD model showed the highest tension and compression in the soft tissues and cortical bone. The insertion of dental implants significantly reduces the major and minor principal strains. The vertical displacement of the CRPD model was 10 times higher than the displacement of the implant assisted models in the most distal portion of the prosthesis.

We concluded that the insertion of dental implants in the edentulous areas of distal extension removable partial dentures to promote support and retention significantly reduces the vertical and horizontal displacements of the prosthesis. It also promotes a significant reduction of the major and minor principal strains in the cortical bone, soft tissues and abutment teeth.

**Keywords** Removable partial denture, Kennedy Class I, Implant-supported RPD, Abutment teeth, Residual ridge, Attachments.

## Índice

Índice de Figuras .....	xi
Índice de Tabelas .....	xiii
Simbologia e Siglas .....	xv
Simbologia.....	xv
Siglas .....	xv
1. Introdução.....	1
1.1. Objetivos.....	1
1.2. Estrutura do trabalho.....	2
2. Revisão bibliográfica.....	3
2.1. Desdentação .....	3
2.2. Classes de Kennedy .....	4
2.3. Consequência da perda de dentes .....	5
2.4. Opções de reabilitação protética .....	6
2.4.1. Próteses dentárias fixas.....	7
2.4.2. Próteses dentárias removíveis.....	7
2.5. Biomecânica e componentes da PPR.....	8
2.6. Movimentos da PPR .....	10
2.7. Consequências dos movimentos das PPR.....	13
2.8. Opção: PPR dento-implanto-suportadas .....	13
2.9. Implantes e sistema de <i>attachments</i> .....	14
2.10. Métodos experimentais .....	15
3. Desenvolvimento experimental .....	17
3.1. Modelos CAD .....	17
3.2. Prototipagem rápida.....	17
3.2.1. Prototipagem rápida – mandíbulas e dentes .....	18
3.2.2. Prototipagem rápida – molde placa de carga.....	20
3.3. Preparação das Próteses .....	21
3.4. Ensaios experimentais.....	23
3.4.1. Ciclos de carga de compressão – máquina universal de tração/compressão .....	24
3.4.2. Correlação Digital de Imagem (DIC) .....	24
3.4.3. Extensometria elétrica .....	26
3.4.4. Realização dos ensaios .....	28
4. Resultados.....	31
4.1. Máquina de tração/compressão.....	31
4.1.1. Extensómetros lineares .....	33
4.1.2. Roseta .....	34
4.2. Método DIC .....	36
5. Discussão de resultados .....	49

6. Conclusões .....	53
6.1. Trabalhos futuros .....	53
Referências bibliográficas .....	55
Apêndice A .....	59
Apêndice B .....	61

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 - A – Classe I de Kennedy representativa sem modificações; B – Classe II de Kennedy representativa sem modificações; C – Classe III de Kennedy representativa sem modificações; D – Classe IV de Kennedy representativa sem modificações, adaptado de [9].	5
Figura 2.2 - Representação da reabsorção óssea.	6
Figura 2.3 - Componentes de uma PPR: A – Conector Maior, B – Apoios, C – Retentor Direto, D – Conector Menor, E – Plano-guia, F – Retentor Direto, adaptado de [9].	9
Figura 2.4 - a) Rotação vertical no plano sagital; b) Ação de alavanca sob carga da base de extensão, com deslocamento da porção anterior da prótese; c) Arrancamento entre superfícies opostas gera tração na área da base de extensão e movimento inferior do conector maior. Adaptado de [7].	11
Figura 2.5 - Rotação mediolateral no plano frontal, que causa pressão excessiva sobre as porções media e lateral do rebordo residual [7].	11
Figura 2.6 - Rotação mediolateral no plano horizontal, que gera forças de cisalhamento que atuam no rebordo residual [7].	12
Figura 3.1 - a) Interior da impressora 3D Project 1500, após impressão de uma mandíbula; b) Mandíbula impressa, antes da limpeza e do processo de cura.	18
Figura 3.2 - Impressões finais das mandíbulas.	19
Figura 3.3 - Visualização mais aproximada dos modelos da mandíbula preparada para receber o implante na região do 2º pré-molar e da preparada para receber o implante na região do 1º molar (da esquerda para a direita).	19
Figura 3.4 - Injeção de <i>TechnoVit 4000</i> nas mandíbulas, através dos orifícios destinados à colocação dos implantes.	20
Figura 3.5 - Molde da placa de carga impresso (antes da limpeza e do processo de cura) e placa de carga final em acrílico.	21
Figura 3.6 - Processo de criação dos moldes: a) moldeira a sofrer deformação plástica; b) Vazamento da mistura de gesso e água na material da moldeira.	21
Figura 3.7 - Moldes de gesso finais.	22
Figura 3.8 - Esqueletos metálicos das PPR dento-implanto-suportadas.	22
Figura 3.9 - Próteses finais: a) PPR convencional; b) PPR dento-implanto-suportada com implante localizado na região do 1º molar; c) PPR dento-implanto-suportada com implante localizado na região do 2º pré-molar.	23
Figura 3.10 - Mandíbula posicionada e carregada.	24

Figura 3.11 - Preparação das mandíbulas para o DIC: a) antes da aplicação da tinta b) depois da aplicação da tinta branca c) depois da aplicação da tinta preta (de cima para baixo).....	25
Figura 3.12 - DIC instalado junto à máquina universal de tração/compressão.....	26
Figura 3.13 - Mandíbulas com os extensómetros eléctricos colados.....	27
Figura 3.14 - Equipamento usado para a leitura das deformações, com as respetivas ligações a cada canal. ....	28
Figura 3.15 - Verificação da inclinação do modelo, com recurso a um nível de bolha. ....	29
Figura 3.16 – Montagem experimental. ....	30
Figura 4.1 - Gráfico Força-Deslocamento para o grupo 2. ....	32
Figura 4.2 - Gráfico Força-Deslocamento para o grupo 1. ....	32
Figura 4.3 - Gráfico Força-Deslocamento para o grupo 3. ....	32
Figura 4.4 - Representação esquemática da roseta retangular. ....	34
Figura 4.5 - Deformações de von Mises para cada grupo.....	36
Figura 4.6 - Deslocamento U ao longo da prótese para força de 240 N. ....	37
Figura 4.7 - Deslocamento U: a) Grupo 1, F=120 N; b) Grupo 1, F=240 N; c) Grupo 2, F=120 N; d) Grupo 2, F=240 N; e) Grupo 3, F=120 N; f) Grupo 3, F=240 N. ....	38
Figura 4.8 – Deslocamento V ao longo da prótese para força de 240 N.....	39
Figura 4.9 - Deslocamento V ao longo do tecido mole para força de 240 N.....	39
Figura 4.10 - Deslocamento V: a) Grupo 1, F=120 N; b) Grupo 1, F=240 N; c) Grupo 2, F=120 N; d) Grupo 2, F=240 N; e) Grupo 3, F=120 N; f) Grupo 3, F=240 N. ....	41
Figura 4.11 - Deformação $\varepsilon_1$ ao longo do tecido mole para força de 240 N.....	42
Figura 4.12 - Deformação $\varepsilon_1$ : a) Grupo 1, F=120 N; b) Grupo 1, F=240 N; c) Grupo 2, F=120 N; d) Grupo 2, F=240 N; e) Grupo 3, F=120 N; f) Grupo 3, F=240 N. ....	43
Figura 4.13 - Deformação $\varepsilon_2$ : a) Grupo 1, F=120 N; b) Grupo 1, F=240 N; c) Grupo 2, F=120 N; d) Grupo 2, F=240 N; e) Grupo 3, F=120 N; f) Grupo 3, F=240 N. ....	44
Figura 4.14 - Deformação $\varepsilon_2$ ao longo do tecido mole para força de 240 N.....	45
Figura 4.15 - Deformação $\varepsilon_v$ : a) Grupo 1, F=120 N; b) Grupo 1, F=240 N; c) Grupo 2, F=120 N; d) Grupo 2, F=240 N; e) Grupo 3, F=120 N; f) Grupo 3, F=240 N. ....	46
Figura 4.16 - Deformação $\varepsilon_v$ ao longo do tecido mole para força de 240 N.....	47
Figura Ap.0.1 – Vetores direção principal máxima, no grupo 1, F = 240 N.....	59
Figura Ap.0.2 - Vetores direção principal máxima, no grupo 2, F = 240 N. ....	59
Figura Ap.0.3 - Vetores direção principal máxima, no grupo 3, F = 240 N. ....	59
Figura Bp0.1 - Vetores direção principal mínima, no grupo 1, F = 240 N. ....	61
Figura Bp0.2 – Vetores direção principal mínima, no grupo 2, F = 240 N. ....	61
Figura Bp0.3 - Vetores direção principal mínima, no grupo 2, F = 240 N. ....	61

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1 – Propriedades mecânicas do VISIJET ZOOM.....	18
Tabela 3.2 - Especificações dos extensómetros elétricos utilizados. ....	28
Tabela 4.1 - Deslocamento médio da máquina de compressão para a força de 120 N, 240 N e 300 N, para cada grupo.....	32
Tabela 4.2 - Deformação média medida pelo extensómetro linear para a força de 120 N, 240 N e 300 N, para cada grupo.....	33
Tabela 4.3 - Deformações principais para cada grupo. ....	35



## SIMBOLOGIA E SIGLAS

### Simbologia

$E$  – Módulo de Elasticidade

$\varepsilon_1$  – Deformação principal máxima

$\varepsilon_2$  – Deformação principal mínima

$\varepsilon_v$  – Deformação de von Mises

F - Força

### Siglas

ASTM – American Society for Testing and Materials

CAD – *Computer Aided Design*

DEMUC – Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra

DIC – Correlação digital de imagem (*Digital Image Correlation*)

FTI – *Film Transfer Imaging*

GF – Fator de ganho (*Gauge Factor*)

LASER – Amplificação de Luz por emissão estimulada de radiação

PPR – Prótese Parcial Removível



## 1. INTRODUÇÃO

Na reabilitação de classes I de Kennedy recorre-se a próteses parciais removíveis de extensão posterior ou distal livre. Estas são dento-muco suportadas e têm sido consideradas uma solução com uma relação custo-benefício aceitável e um tratamento válido, mas estão associadas a fraca retenção, eficiência mastigatória e frequente necessidade de manutenção e/ou substituição. Devido aos diferentes módulos de elasticidade e resiliência do ligamento periodontal e dos tecidos moles, pode ocorrer afundamento da base da prótese em direção ao rebordo residual. Assim, a repetição de ciclos de carga é prejudicial para os dentes suporte, provocando perdas ósseas, aumento de mobilidade, lesões periodontais e, eventualmente, perda dos próprios dentes.

Ainda que a literatura disponível seja parca e de fraco nível de evidência, a utilização de dois implantes como pilares distais de uma PPR tem sido relatada como uma alternativa que pode superar alguns dos problemas referidos. Estes implantes podem dar suporte e retenção (através de sistemas de *attachments*), transformando uma Classe I numa Classe III de Kennedy com selas intercaladas entre um pilar anterior e um pilar posterior, situação teoricamente de melhor prognóstico.

### 1.1. Objetivos

O objetivo principal desta dissertação foi avaliar se a utilização de implantes como pilares distais de uma PPR de extensão distal livre reduz os deslocamentos da prótese e melhora a distribuição de deformações nos dentes pilar, osso cortical e tecido mole.

O objetivo secundário foi determinar o impacto da localização do implante no espaço desdentado (mesial ou distal) nos deslocamentos da prótese e deformações no dente pilar, osso cortical e tecido mole.

## **1.2. Estrutura do trabalho**

A presente dissertação é composta por seis capítulos, sendo este a introdução, onde se realiza uma breve descrição do tema, objetivos e enquadramento a serem abordados nos capítulos seguintes. O capítulo seguinte (capítulo 2) é a revisão bibliográfica, que inclui todos os conceitos fundamentais de modo enquadrar o leitor na temática em estudo. O terceiro capítulo é dedicado ao desenvolvimento experimental, apresentando a metodologia implementada para a obtenção dos modelos experimentais, e a realização dos testes experimentais. De seguida, no capítulo 5, é realizada a discussão dos resultados. Por fim, no capítulo 6 são apresentadas as conclusões desta dissertação e são feitas algumas sugestões para trabalhos futuros.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo consiste na introdução de conceitos fundamentais para o entendimento do objeto de estudo a analisar nos capítulos seguintes. Para tal, aprofunda-se o conceito de Prótese Parcial Removível (PPR), a sua biomecânica, os seus componentes e as suas funções, bem como os movimentos da prótese que provocam efeitos nefastos aos pacientes, durante a sua utilização. Seguidamente estuda-se a opção de PPR dento-implanto-suportadas.

O presente capítulo está dividido em dez secções. A secção 2.1 relata o fenómeno de desdentação. A seguinte secção descreve um sistema de classificação de maxilares parcialmente desdentados. Na secção 2.3 enumeram-se as consequências da desdentação. Na secção 2.4 são enunciadas as opções de reabilitação protética. Na secção seguinte relata-se a biomecânica e componentes da PPR e na secção 2.6 os seus movimentos. Na secção 2.7 referem-se as consequências dos movimentos. Na secção 2.8 descreve-se a opção de PPR dento-implanto-suportadas e, na secção 2.9, apresentam-se os implantes e sistema de *attachments*. Por fim, na secção 2.10 apresentam-se os métodos experimentais utilizados.

### 2.1. Desdentação

Nas últimas décadas, a par do aumento da esperança média de vida, observou-se um aumento da população idosa. Com esta modificação demográfica verificou-se também um aumento de pessoas parcial ou totalmente desdentadas, pois ao longo da vida, o ser humano vai perdendo a dentição permanente, devido a processos patológicos, como lesões cáries, doença periodontal, traumatismos, entre outros, mas também devido a processos não patológicos [1,2]. A perda de dentes afeta negativamente a qualidade de vida e bem-estar do indivíduo, quer pelas limitações funcionais que induz, quer pelas limitações psicológicas e sociais [1,3].

Evidências de pesquisas nacionais indicam um declínio contínuo de pessoas totalmente desdentadas, acompanhado por um aumento de pacientes parcialmente desdentados, com falta de pré-molares e molares em 73% dos casos. De facto, 40% dos pacientes parcialmente desdentados que procuram tratamento dentário são pacientes de Classe I de Kennedy, frequentemente reabilitados com próteses parciais removíveis

convencionais [4]. Esta percentagem de pacientes com perda dentária bilateral posterior bilateral tende a ser maior em pacientes com 50 ou mais anos e ocorre frequentemente na mandíbula [4,5]

## **2.2. Classes de Kennedy**

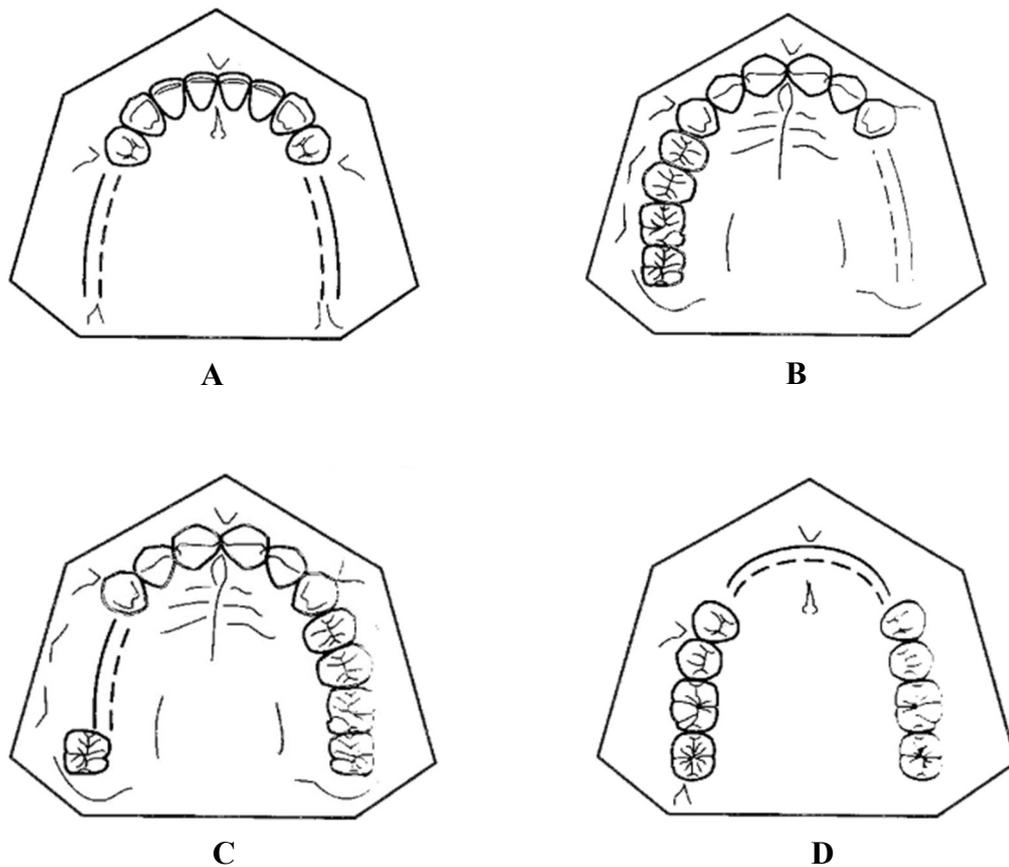
Devido à variabilidade de tipos de arcos dentários parcialmente desdentados, houve a necessidade de os agrupar e classificar, de modo a facilitar a comunicação entre os profissionais.

Em 1925, Kennedy propôs um método de classificação das áreas desdentadas que incluía quatro categorias principais, variando de Classe I de Kennedy a Classe IV de Kennedy. Segundo Basker [6], a Classificação de Kennedy foi atribuída de acordo com uma ordem decrescente de frequência. Deste modo passou a ser viável a visualização do tipo de arco desdentado e fazer a distinção entre os casos que teriam reabilitação dento e dento-muco suportada.

As classes de Kennedy são:

1. Classe I: áreas desdentadas bilaterais localizadas posteriormente aos dentes naturais remanescentes.
2. Classe II: área desdentada unilateral localizadas posteriormente aos dentes naturais remanescentes.
3. Classe III: área desdentada unilateral com dentes naturais tanto anterior como posteriormente a estes.
4. Classe IV: área desdentada bilateral única que atravessa a linha média dental e está localizada anterior aos dentes naturais.

Pode-se observar as representações das Classes de Kennedy na figura 1. As quatro classes de Kennedy podem apresentar áreas complementares de falta de dentes, que correspondem a modificações na classe de Kennedy original e identificadas no Sistema de Classificação de Kennedy. De forma a uniformizar a aplicação do sistema da Classificação de Kennedy, Applegate em 1954, apresentou algumas regras, tais como a classificação ser sempre obtida a partir das áreas desdentadas mais posteriores, e os molares em falta (segundo e terceiro) apenas serem considerados para a classificação se eles forem repostos na reabilitação [7].



**Figura 2.1** - A – Classe I de Kennedy representativa sem modificações; B – Classe II de Kennedy representativa sem modificações; C – Classe III de Kennedy representativa sem modificações; D – Classe IV de Kennedy representativa sem modificações, adaptado de [9].

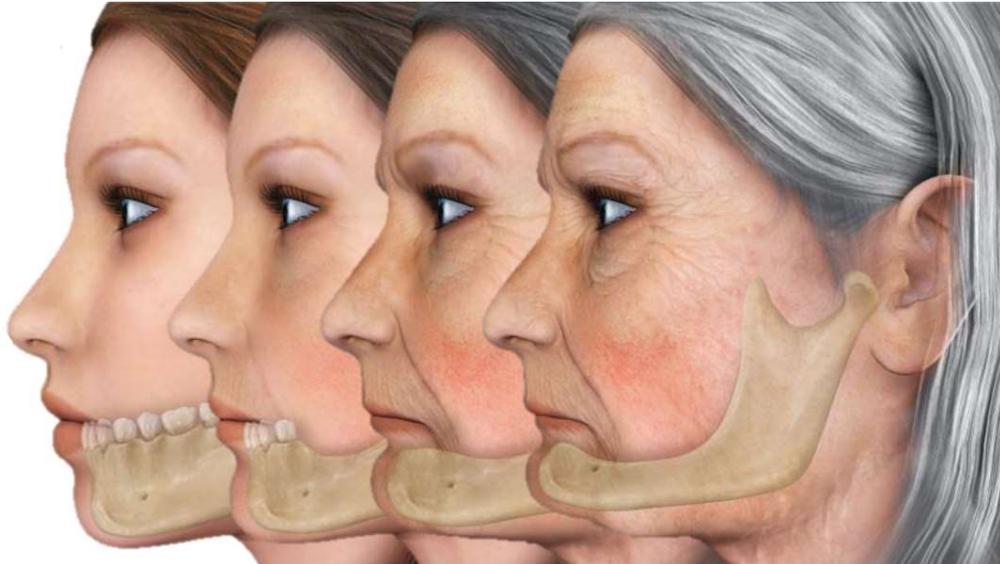
### 2.3. Consequência da perda de dentes

A reabsorção óssea é um processo multifatorial, crônico, progressivo, sendo uma consequência inevitável da perda de dentes [8], comprometendo as características faciais.

A morfologia e estética faciais estão intimamente relacionadas com a altura facial inferior, e por isso, a perda de dentes e a consequente reabsorção óssea são fatores importantes a ter em consideração [8].

O rebordo residual tem como função suportar os dentes, pelo que, quando ocorre perda de dentes, este deixa de estar sujeita a este estímulo funcional. Consequentemente, ocorre uma diminuição do volume do rebordo residual. Por norma, este fenómeno é mais

acentuado na mandíbula do que no maxilar, e mais pronunciada posteriormente do que anteriormente. Esta perda óssea leva a uma alteração da mucosa oral, tornando-a menos queratinizada e mais facilmente traumatizada [9]. Na figura 2.2 observa-se uma representação gráfica da reabsorção óssea, consequência da desdentação.



**Figura 2.2** - Representação da reabsorção óssea.

## **2.4. Opções de reabilitação protética**

A prótese dentária tem como objetivo a substituição de dentes naturais por dentes artificiais.

Em geral, as próteses dentárias podem ser classificadas segundo dois critérios de acordo com:

- a mobilidade de prótese em removíveis ou fixas;
- o número de dentes repostos na arcada, em parciais ou totais.

A escolha do tipo de prótese mais indicada para cada paciente depende de vários fatores, como o grau de desdentação, a existência de suporte dentário, a estrutura óssea subjacente, as condições socioeconômicas do paciente, entre outros.

### **2.4.1. Próteses dentárias fixas**

A prótese dentária fixa é a restauração parcial ou total da coroa de um dente através de uma prótese que é colocada sobre o dente natural e/ou sobre implantes dentários, não podendo ser removida pelo paciente. Estas são por excelência as coroas e as pontes, e têm como objetivo mimetizar ao máximo a dentição natural do indivíduo. Como referido atrás podem ser totais ou parciais.

### **2.4.2. Próteses dentárias removíveis**

Como o nome traduz, as próteses dentárias removíveis são móveis e podem ser removidas pelo paciente. Estas podem ser totais ou parciais. Este estudo vai-se focar nas Próteses Parciais Removíveis (PPR), visto que, como já se mencionou, são a solução protética mais utilizada em pacientes de Classe I de Kennedy.

As PPR podem ser classificadas de acordo com o material usado na estrutura da prótese e de acordo com o seu suporte. Conforme o material utilizado na estrutura, as PPR podem ser esqueléticas ou acrílicas, sendo as esqueléticas as mais utilizadas. Segundo o seu suporte, é possível classificar as PPR em:

- PPR dento-suportada, quando a PPR que recebe suporte do dente natural nas extremidades do espaço ou espaços desdentados. Apesar da base da prótese entrar em contacto com os tecidos moles adjacentes, esta não recebe suporte vertical significativo por parte do rebordo residual [7].
- PPR dento-muco suportada, quando a PPR se estende posterior ou anteriormente ao espaço desdentado e recebe suporte do dente natural em apenas uma extremidade e suporte do rebordo residual. A maioria destas PPR são PPR de base de extensão distal, as quais são suportadas por dente anteriormente ao espaço desdentado e por tecido do rebordo residual posteriormente [7].
- PPR dento-implanto-suportada, quando a PPR recebe suporte do dente natural em apenas uma extremidade do espaço desdentado e recebe suporte de um implante na outra extremidade.

## 2.5. Biomecânica e componentes da PPR

Existem três princípios biomecânicos fundamentais na concepção de uma prótese parcial removível:

- retenção, que pode ser definida como a resistência ao deslocamento em direção contrária aos dentes e aos tecidos moles do arco dental (sentido cérvico-oclusal), durante a mastigação de alimentos pegajosos;
- suporte, que pode ser definido como a resistência ao deslocamento em direção aos dentes e aos tecidos moles do arco dental (sentido ocluso-cervical), durante a mastigação de alimentos duros;
- estabilidade, que pode ser definida como a resistência ao deslocamento no plano horizontal (direção medio lateral ou ântero-posterior) [7,9].

Para tal, cada componente da PPR esquelética desempenha funções específicas e fundamentais.

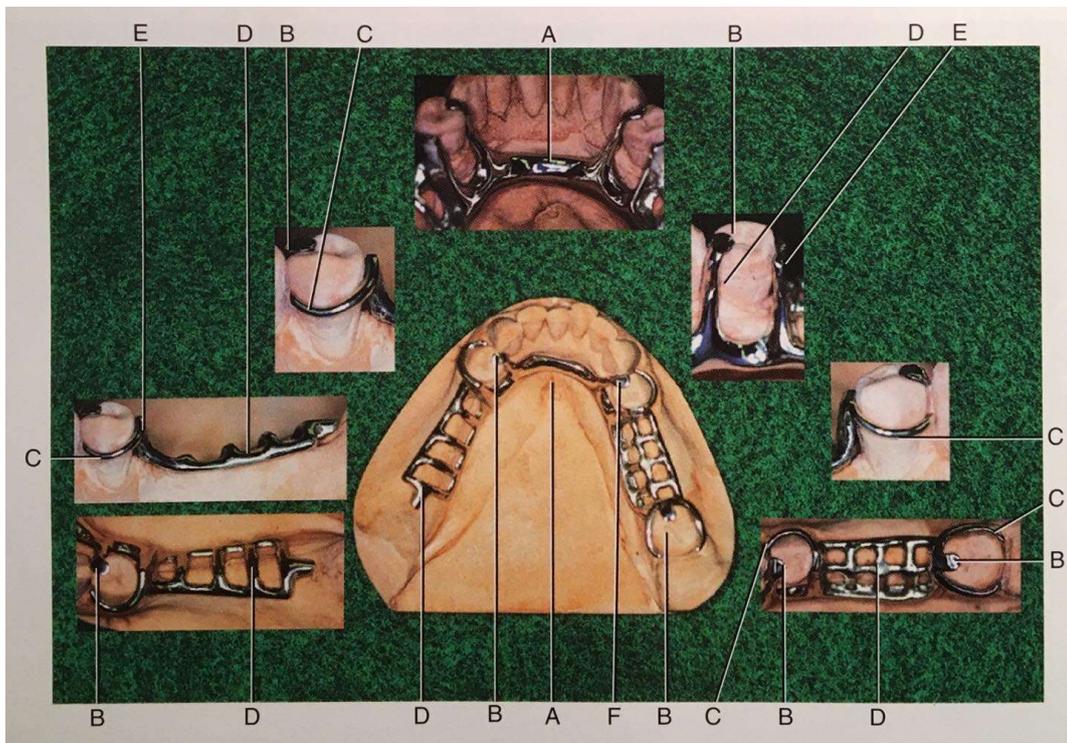
O conector maior, que interliga os elementos de ambos os lados do arco dental, proporciona suporte e estabilidade, visto que permite que as forças oclusais sejam transmitidas da base da prótese a todos os tecidos e dentes suporte incluídos no arco. Deste modo, um requisito fundamental para o conector principal é a rigidez, que permite uma ampla distribuição das forças aplicadas na prótese [7]. Os conectores maiores de barra lingual e placa lingual são os mais utilizados na maioria das PPR mandibulares.

Os apoios proporcionam, principalmente, suporte vertical, e também transmissão axial de forças aos dentes suporte. As superfícies preparadas nos dentes onde os apoios encostam denominam-se sedes de apoio. A relação entre um apoio e uma sede de apoio deve ser tal que as forças transmitidas da prótese para o dente pilar são direcionadas apicalmente segundo o eixo do dente. Desta forma, a tensão pode ser absorvida pelas fibras do ligamento periodontal sem danificar o ligamento ou o osso suporte. No caso de uma PPR dento suportada, todas as tensões são transferidas aos dentes pilar, por outro lado, numa PPR dento-muco suportada, apenas uma parte das tensões é transferida aos dentes pilar, pelo que o rebordo residual deve absorver a restante carga [7].

Os retentores diretos impossibilitam o deslocamento no sentido gengivo-oclusal [9]. Existem dois tipos principais de retentores diretos: retentores extracoronais e intracoronais. Os retentores extracoronais (*clasp-type*) são os retentores mais utilizados em

PPR. Consistem em dois braços de metal (ganchos) que se encontram na superfície de uma coroa clínica. Um braço de metal é chamado de gancho retentivo, enquanto que o outro é denominado gancho recíproco. O gancho de retenção está localizado abaixo da linha de maior contorno da coroa clínica e resiste o deslocamento da prótese longe dos tecidos duros e moles subjacentes. O gancho recíproco está localizado numa área não retentiva e serve como elemento de reforço ou estabilizador para a prótese. A montagem resultante é denominada retentor extracoronal, porque a retenção e componentes recíprocos estão nas superfícies externas do dente pilar [7].

O retentor intracoronal pode ser moldado ou unido totalmente dentro dos contornos naturais restaurados de um dente de suporte [9].



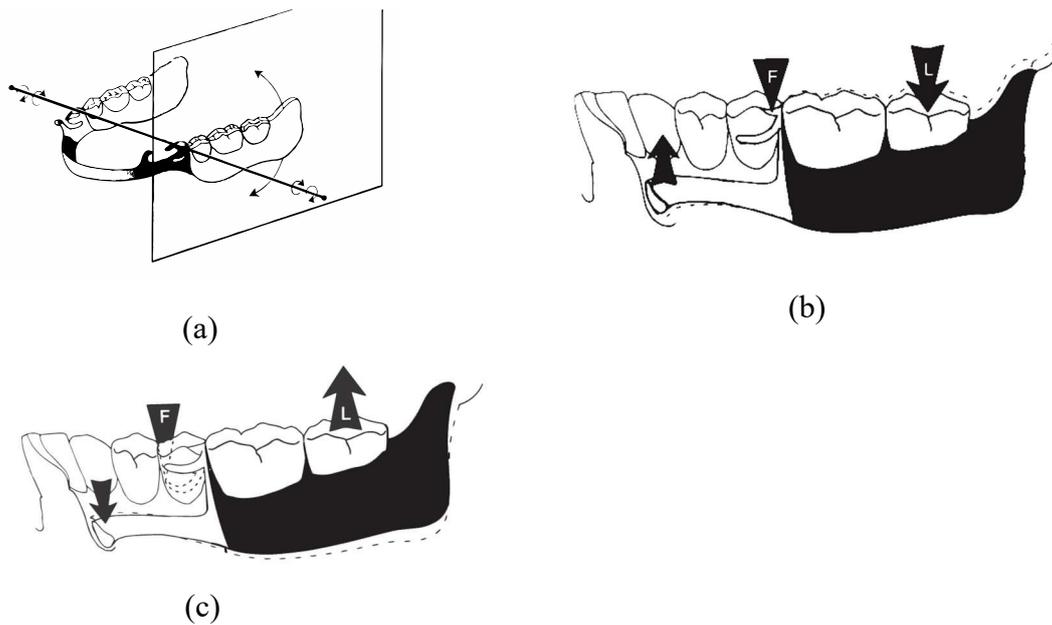
**Figura 2.3** - Componentes de uma PPR: A – Conector Maior, B – Apoios, C – Retentor Direto, D – Conector Menor, E – Plano-guia, F – Retentor Direto, adaptado de [9].

## 2.6. Movimentos da PPR

Durante a mastigação, as PPR, sob o efeito de forças oclusais, tendem a mover-se em certos planos e em certas direções. Estes deslocamentos introduzem tensões e deformações nas estruturas de suporte, provocando efeitos prejudiciais.

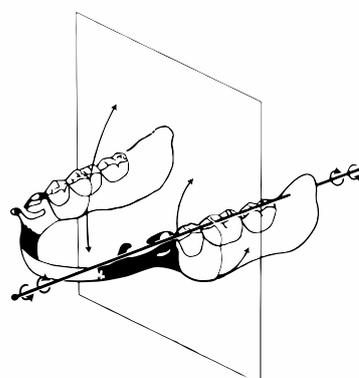
Como as próteses parciais removíveis de Classe I de Kennedy apresentam bases de extensão bilaterais, não possuem elementos de retenção posteriores e têm como suporte os dentes remanescentes e os tecidos moles que cobrem o rebordo residual. O rebordo residual tem uma resiliência e respostas viscoelásticas ao carregamento diferentes, gerando movimento e rotação da PPR em relação a três planos cranianos [9]. Se por um lado, se presume que os retentores diretos colocados sobre os dentes suporte, nomeadamente os apoios oclusais, minimizam o deslocamento vertical, por outro lado, a fixação proporcionada por esses elementos cria linhas de fulcro sobre as quais ocorre a rotação da PPR, geralmente sobre um padrão complexo que envolve os três movimentos simultaneamente.

No plano sagital (Fig.2.4 a), a rotação que se observa resulta do deslocamento da base acrílica em relação aos tecidos subjacentes, e surge em torno de uma linha de fulcro que liga os pilares mais distais. A base acrílica desloca-se no sentido do rebordo residual, sendo o fulcro mantido perto do apoio oclusal, sempre que sujeita a uma força oclusal. Nota-se o movimento dos componentes das próteses anteriores ao fulcro, como o conector maior, numa direção de desalinhamento (Fig. 2.4 b) sempre que este tipo de alavanca continua a funcionar. Os tecidos subjacentes às bases acrílicas opõem-se a este movimento vertical em função da precisão do ajuste e da carga total aplicada. Por outro lado, quando atuam sobre a prótese as referidas forças de desalinhamento, resultantes da viscosidade alimentar, e a tração entre superfícies dentárias opostas, a base acrílica tem tendência a afastar-se dos tecidos, deslocando o eixo de fulcro para uma zona rígida dos retentores diretos, ou para uma posição mais anterior que passa sobre o apoio oclusal (Fig.2.4 c). Quando isto se verifica pode-se notar um desconforto e dificuldade de adaptação da prótese, devido ao conector maior ter-se deslocado para baixo. A posição do fulcro pode ser alterada devido ao uso de retentores indiretos (apoios oclusais auxiliares) posicionados anteriormente ao gancho retentivo o que limita o deslocamento inferior do conector maior.



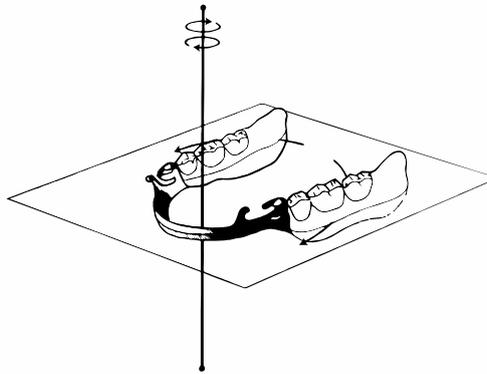
**Figura 2.4** - a) Rotação vertical no plano sagital; b) Ação de alavanca sob carga da base de extensão, com deslocamento da porção anterior da prótese; c) Arrancamento entre superfícies opostas gera tração na área da base de extensão e movimento inferior do conector maior. Adaptado de [7].

A rotação mediolateral, que surge autonomamente em cada um dos lados do arco, ocorre em torno do eixo longitudinal e estende-se através do apoio oclusal no dente pilar terminal e ao longo do rebordo residual, observa-se no plano frontal (Fig. 2.5). A rigidez dos conectores maiores e menores, e a resistência ao movimento correspondente, criam uma barreira a este movimento, especialmente em situações de distribuição de carga de forma desigual entre as duas bases de extensão da prótese. Devido à rotação podem surgir tensões indevidas nos lados do rebordo residual, ou detetar-se um deslocamento horizontal da base da prótese, sempre que não existir rigidez dos componentes.



**Figura 2.5** - Rotação mediolateral no plano frontal, que causa pressão excessiva sobre as porções media e lateral do rebordo residual [7].

Também num plano horizontal (Fig.2.6) pode ocorrer rotação, em torno de um eixo vertical imaginário, localizado perto do centro do arco, como consequência da decomposição das forças oclusais, geralmente atuando com inclinação de 30° fora do eixo. Se esta rotação se verificar vai existir um movimento direto mediolateral da prótese em relação à crista desdentada, que origina forças horizontais (de cisalhamento) destrutivas. Os componentes de estabilização, que se encontram em contacto com as superfícies verticais dos dentes, os conectores menores e os braços recíprocos, e o rebordo residual vão limitar este movimento.



**Figura 2.6** - Rotação mediolateral no plano horizontal, que gera forças de cisalhamento que atuam no rebordo residual [7].

O desenvolvimento de tensões, tanto nos dentes como no tecido que está em contacto com a prótese resulta do movimento da prótese sujeita a carga.

Devido à conexão semirrígida da base de extensão providenciada pelos retentores diretos, a aplicação de carga apenas sobre as selas gera um *cantilever* suportado pelos dentes pilares. A base acrílica apresenta um maior deslocamento em comparação com as porções da prótese que estão em contacto com o dente de suporte, devido às diferentes resiliências do tecido mole e do ligamento periodontal, causando momentos de forças que atuam sobre este último.

## 2.7. Consequências dos movimentos das PPR

As PPR estão associadas a problemas de estabilidade, retenção e eficiência mastigatória [10]. Para além disso, estes movimentos da PPR derivados das forças mastigatórias provocam efeitos prejudiciais às estruturas de suporte.

Este duplo sistema de suporte, onde se enquadram as PPR de sela distal livre, causa a ocorrência de inadequadas tensões em torno dos dentes de suporte, aumentando a possibilidade de reabsorção óssea [11]. Como referido anteriormente, geram-se momentos sobre os dentes de suporte e os tecidos moles. Adicionalmente, a pressão constante na base da prótese causa uma gradual absorção do rebordo residual debaixo da base da prótese [10]. Em estágios mais avançados, pode ocorrer inflamação do ligamento periodontal, que culmina com perda dentária [11]. Vários estudos relataram pacientes insatisfeitos com PPR mandibulares, queixando-se de deficiência ou limitações funcionais, criando dificuldades no quotidiano [12,13]. Globalmente, o número de pacientes utilizadores de PPR insatisfeitos pode ser significativo, indicando a necessidade de uma abordagem alternativa neste paradigma de tratamento.

## 2.8. Opção: PPR dento-implanto-suportadas

Os implantes em conjunto com uma PPR de classe I de Kennedy foram usados pela primeira vez no início da década de 1970 e, desde então, os ensaios clínicos indicaram boas taxas de sobrevivência dos implantes [14].

Em pacientes com PPR de extensão distal livre, pode-se criar retenção extra e alívio dos tecidos mucosos, colocando implantes numa posição distal relativamente aos dentes naturais mais posteriores [15]. Suzuki *et al* [16] relataram que as PPR dento-implanto-suportadas mandibulares apresentavam alta taxa de sobrevivência e bom prognóstico.

As PPR de extensão-distal dento-implanto-suportadas oferecem várias vantagens, incluindo melhorias na retenção e estabilidade das PPR, maior equilíbrio na distribuição de forças entre os implantes e os dentes de suporte, beneficiações na capacidade de mastigação e redução da reabsorção óssea sob a base da prótese [10]. Estes implantes transformam uma Classe I de Kennedy numa Classe III de Kennedy, com selas intercaladas entre um pilar anterior e um pilar posterior, situação teoricamente de melhor prognóstico.

## 2.9. Implantes e sistema de *attachments*

Assim, em conformidade com o já mencionado, a colocação de implantes debaixo da base de extensão distal de uma PPR pode resultar numa oclusão estável e duradoura, a um custo aceitável [10]. Os implantes devem ser alinhados ao longo da linha inter-alveolar. Na área dos pré-molares essa linha é essencialmente perpendicular ( $0^\circ$  a  $10^\circ$  de deflexão da superfície oclusal) com uma deflexão crescente na região dos molares ( $0^\circ$  a  $25^\circ$ ).

As próteses são ligadas aos implantes ósseo-integrados através de um sistema de *attachments*. Os *attachments* são compostos por um macho, que é unido ao implante, e por uma fêmea que é unida à PPR. Um dos fatores que influencia a quantidade de força distribuída pelas próteses dento-implanto-suportadas é o tipo de *attachment* utilizado. Como a PPR dento-implanto-suportada recebe suporte e retenção de ambos, dentes naturais e implantes, o impacto biomecânico do *design* do *attachment* é crucial [10]. Os *attachments* podem ser classificados de acordo com sua confecção (precisão ou semiprecisão), movimentação (rígidos ou resilientes) e localização (intracoronário ou extracoronário).

Os *attachments* mais utilizados são:

- *Attachment em bola e correspondente matrix protética;*
- *Attachment magnético;*
- *Attachment Locator.*

As PPR com auxílio de implantes podem ser divididas em dois grupos, de acordo com o seu sistema de suporte:

- PPR dento-implanto-suportadas, usando um implante distal com um pilar de cicatrização apenas para melhorar o suporte;
- PPR dento-implanto-retida, usando um implante distal com um *ball attachment* para melhorar o suporte e a retenção [17].

## 2.10. Métodos experimentais

O objetivo deste estudo foi comparar as deformações no osso e nas estruturas protéticas, consequentes do carregamento sob as bases das próteses, entre os modelos de PPR convencional, de PPR dento-implanto-suportadas com o implante localizado na região do 2º pré-molar e de PPR dento-implanto-suportadas com o implante localizado na região do 1º molar. Deste modo, foram realizados modelos das mandíbulas e das próteses e estes foram sujeitos a carga de compressão, de modo a medir as deformações ocorridas. Para medir as deformações recorreu-se à extensometria ótica usando o método de Correlação Digital de Imagem (DIC) e à extensometria elétrica.

A técnica de Correlação Digital de Imagem é um método ótico, experimental, sem contacto físico e não destrutivo. Tem sido utilizado para medir o fluxo de fluido e a distribuição de deformação superficial em ensaios de materiais [18]. Nesta última aplicação, uma série de imagens da amostra são capturadas por uma câmara de dispositivo de carga acoplada (CCD). Durante o carregamento, movimentos de manchas individuais na superfície da amostra podem ser rastreados e analisados usando um *software* especializado para determinar os deslocamentos [19], e, através destes, calcular as deformações.

A extensometria elétrica foi realizada, com recurso a extensómetros elétricos de resistência. Um extensómetro elétrico de resistência é um transdutor que permite medir a deformação a partir da variação da resistência elétrica. Esta técnica é um dos métodos comuns utilizados para a análise de deformação dentária [20]. Stafford *et al* [21] defendem o uso de extensómetros para medir a deformação devido ao seu pequeno tamanho, linearidade e mínima interferência durante o ensaio.



### 3. DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL

Neste capítulo são descritos os métodos e procedimento experimental usados no presente estudo. A construção dos modelos experimentais foi realizada através de três etapas: prototipagem dos biomodelos, elaboração das PPR para os biomodelos e instalação dos implantes. Assim, descreve-se na secção 3.1 a obtenção dos modelos em CAD, na secção 3.2 a produção das mandíbulas e da placa de carga através de prototipagem rápida e na secção 3.3 a realização dos moldes para as próteses. Por fim, no capítulo 3.4 são explicados os métodos experimentais usados neste estudo.

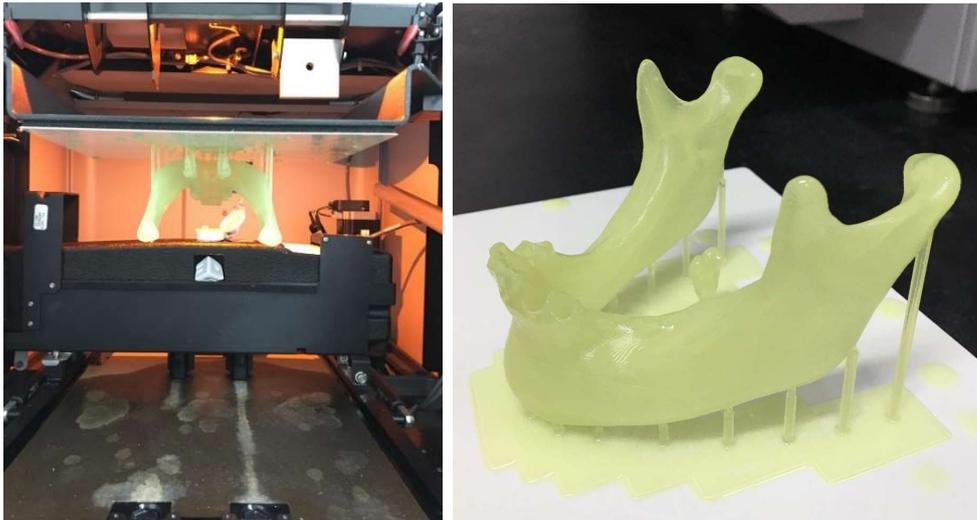
#### 3.1. Modelos CAD

A reconstrução da mandíbula foi previamente realizada através de um *scan* de um paciente adulto parcialmente desdentado de Classe I de Kennedy. O *scan* da mandíbula foi convertido em modelos CAD (*design* assistido por computador), os quais foram importados para o *software* SolidWorks®. Os dentes caninos e primeiros pré-molares, ou seja, os primeiros dois dentes anteriores ao espaço desdentado de cada lado da arcada, foram gravados num ficheiro. A mandíbula com os restantes dentes foram gravados noutra ficheiro. Esta separação permitiu que os estes dois objetos fossem impressos separadamente.

#### 3.2. Prototipagem rápida

A prototipagem rápida permite a produção de modelos físicos no menor tempo possível, usando dados tridimensionais de CAD. Recorreu-se a uma impressora 3D, Project 1500, que utiliza o processo FTI (*Film Transfer Imaging*) para a realização da impressão. De acordo com a Norma ASTM F2792-12 [22], este processo pertence à classe fotopolimerização VAT, que abrange todos os processos de fabricação de aditivos, nos quais um fotopolímero líquido numa cuba é curado seletivamente por polimerização ativada pela luz. Nas impressões 3D realizadas neste estudo utilizou-se o material de impressão VisiJet Zoom, que é uma resina sintética termoplástica, como se pode observar na figura 3.1. O *software* da impressora cria automaticamente pontes de suporte para impressão em zonas

suspensas ou zonas de grandes extensões. No fim da impressão da peça, esta é sujeita a uma limpeza, com o fim de retirar os excessos de resina fotopolimerizável. A limpeza é realizada utilizando um fluido especializado para o efeito, sendo, posteriormente, limpa com água destilada. De seguida, procede-se à remoção das pontes de suporte criadas pelo *software*. Por fim, a peça é colocada numa estufa para sofrer o processo de cura, por raios ultravioleta durante, aproximadamente, 90 minutos.



**Figura 3.1 - a)** Interior da impressora 3D Project 1500, após impressão de uma mandíbula; **b)** Mandíbula impressa, antes da limpeza e do processo de cura.

As propriedades mecânicas do material de impressão VISIJET ZOOM, utilizado para todas as impressões 3D estão listadas na tabela 3.1.

**Tabela 3.1 –** Propriedades mecânicas do VISIJET ZOOM.

Densidade	Módulo de Young	Coefficiente de Poisson
1080 kg/m <sup>3</sup>	1,1 GPa	0,35

### **3.2.1. Prototipagem rápida – mandíbulas e dentes**

Com os ficheiros CAD inseridos no *software* Solidworks<sup>®</sup>, foi possível proceder à impressão 3D das mandíbulas e dos dentes, de modo a desenvolver um modelo à escala real. Para tal, utilizou-se a impressora e o material de impressão anteriormente referidos. Foram impressas 3 mandíbulas: uma simples, uma preparada para receber o implante numa zona mais anterior do espaço desdentado (região do 2º pré-molar) e outra pronta para receber

o implante numa zona mais posterior do espaço desdentado (região do 1º molar), como se pode observar na figura 3.2, da esquerda para a direita, respetivamente.



**Figura 3.2** - Impressões finais das mandíbulas.

Na figura 3.3 é possível observar-se em pormenor os orifícios criados nas mandíbulas por forma a receberem os implantes.



**Figura 3.3** - Visualização mais aproximada dos modelos da mandíbula preparada para receber o implante na região do 2º pré-molar e da preparada para receber o implante na região do 1º molar (da esquerda para a direita).

Os dentes-pilar (1º pré-molar e canino dos dois quadrantes), ou seja, os primeiros dois dentes anteriores ao espaço desdentado de cada lado da arcada foram impressos separadamente e, seguidamente, colocados nos modelos das mandíbulas. Debaxo destes dentes foi colocada cola de poliuretano (neste caso da marca Ceys), de modo a simular o ligamento periodontal. Por forma a aparentar os tecidos moles, utilizou-se o material GingiFast, que é um silicone com uma dureza 70 shore A. Para simular o osso trabecular ao longo da mandíbula, foi utilizado o material Technovit 4000, que tem um módulo de

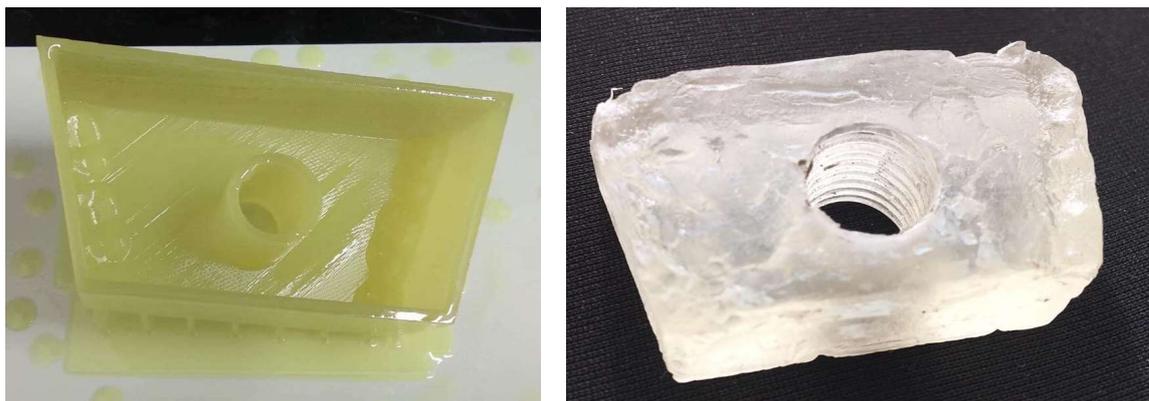
elasticidade entre 2000-2200 MPa. Este material foi inserido através dos orifícios que recebem os implantes. A injeção deste material realizou-se com o recurso a uma seringa e o procedimento pode ser observado na figura 3.4. Durante a sua aplicação foram também colocados os implantes (Straumann Tissue Level, 4,1 mm diâmetro, 8 mm comprimento, plataforma regular (RN)), nas mandíbulas assim preparadas, de modo a serem integrados no osso. Aos implantes foram inseridos *attachments* em bola.



**Figura 3.4** - Injeção de *TechnoVit 4000* nas mandíbulas, através dos orifícios destinados à colocação dos implantes.

### **3.2.2. Prototipagem rápida – molde placa de carga**

Com os ficheiros CAD inseridos no *software* Solidworks<sup>®</sup>, foi realizado uma peça destinada a servir de molde para a criação da placa de carga. Assim, o molde foi concebido neste *software*, a partir dos ficheiros CAD da mandíbula, e foi realizada uma impressão 3D, em conformidade com o referido anteriormente, como se pode observar na figura 3.5 a). O molde foi realizado de modo a conter a forma da superfície dos dentes, para que a placa de carga tivesse o melhor encaixe possível na superfície dos dentes da prótese. Depois de realizado o molde, foi vazado acrílico líquido no seu interior, cobrindo todas as suas superfícies. Depois de um tempo de cura de cerca de 15 minutos, o acrílico solidificado foi retirado do molde, e sujeito a uma limpeza posterior. Na figura 3.5b) é possível observar-se a placa de carga.



**Figura 3.5** - Molde da placa de carga impresso (antes da limpeza e do processo de cura) e placa de carga final em acrílico.

### 3.3. Preparação das Próteses

De modo a se poder produzir as próteses para cada mandíbula, foi necessário realizar as respetivas impressões. Estas foram obtidas usando uma moldeira preenchida com alginato. O pó de alginato e a água foram misturados, durante aproximadamente 45 seg, vigorosamente, numa cuba flexível de borracha com uma espátula para alginato. Esta mistura foi inserida dentro da moldeira e sob a ação de força de compressão em direção aos dentes das mandíbulas impressas, foi deformado plasticamente e permitiu fazer uma cópia em negativo dos dentes e das restantes estruturas de interesse. Depois do alginato obter a presa correta, os moldes foram vazados com gesso tipo IV (GESSO VEL-MIX STONE ROSA, Kerr).

Estes moldes foram posteriormente enviados ao Laboratório Técnico Dentário (LTD), de modo a possibilitar aos profissionais que realizassem as próteses com a maior precisão possível. O processo de realização dos moldes pode ser observado na figura 3.6. Na figura 3.7 apresenta-se os moldes de gesso finais.



**Figura 3.6** - Processo de criação dos moldes: a) moldeira a sofrer deformação plástica; b) Vazamento da mistura de gesso e água na material da moldeira.



**Figura 3.7** - Moldes de gesso finais.

O laboratório realizou os esqueletos metálicos das próteses, com base nos moldes de gesso, apresentados na figura 3.8. De realçar que a diferença principal entre os dois esqueletos metálicos das próteses é o facto de estarem concebidas para acolher o implante em duas regiões distintas: na região correspondente ao 2º pré molar (figura 3.8 a) e na região correspondente ao 1º molar (figura 3.8 b).



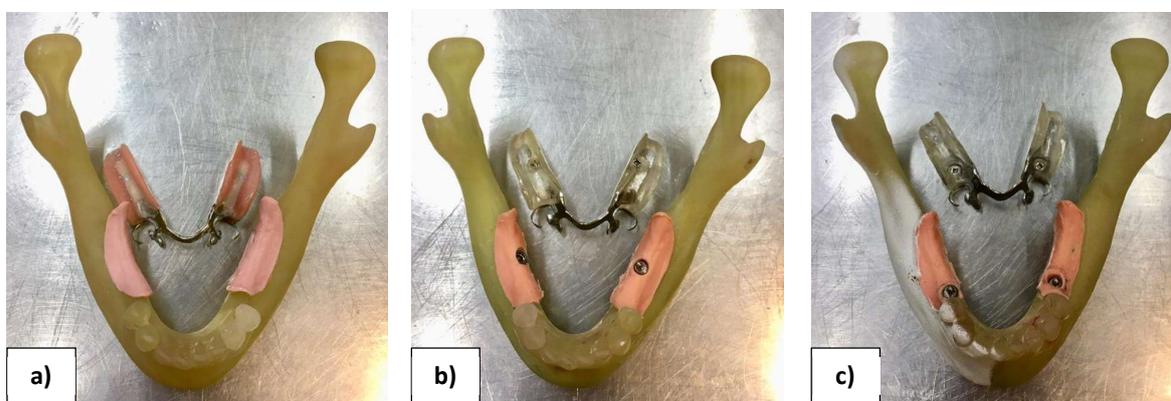
**Figura 3.8** - Esqueletos metálicos das PPR dento-implanto-suportadas.

De seguida, os esqueletos metálicos das próteses foram introduzidas nos modelos das mandíbulas com os implantes colocados, de modo a verificar se o desenho dos esqueletos estava de acordo com a posição dos implantes. Concluiu-se que havia algum contacto entre as duas estruturas, pelo que se procedeu à alteração dos esqueletos metálicos das próteses. Com os esqueletos melhorados, foram posteriormente realizadas as restantes estruturas da prótese em acrílico. As fêmeas dos *attachments* foram embutidos na estrutura acrílica da prótese, de modo a encaixarem nas bolas dos implantes.

As próteses finais podem ser observadas na figura 3.9 e têm as seguintes características:

- conector maior do tipo barra lingual;
- duplo apoio no dente pilar (1º pré-molar) e canino adjacente;
- gancho de ação reversa;
- matriz para *attachment* em bola.

De realçar que a prótese parcial removível convencional já estava previamente concebida, pelo que não foi necessário este procedimento.



**Figura 3.9** - Próteses finais: **a)** PPR convencional; **b)** PPR dento-implanto-suportada com implante localizado na região do 1º molar; **c)** PPR dento-implanto-suportada com implante localizado na região do 2º pré-molar.

### 3.4. Ensaios experimentais

Os ensaios experimentais foram realizados no DEMUC, com o auxílio de uma máquina universal de tração/compressão. A mandíbula foi estabilizada numa base acrílica feita sob medida e as selas distais das próteses foram submetidas a carga de compressão. Como já referido, as deformações nos três modelos das mandíbulas foram avaliadas por recurso a extensometria, ótica e elétrica pelo que cada lado dos modelos foi preparado para cada método. O quarto quadrante de cada modelo mandibular foi estudado através do método de correlação digital de imagem (DIC) e o terceiro quadrante foi estudado através de extensometria elétrica.

### 3.4.1. Ciclos de carga de compressão – máquina universal de tração/compressão

De modo a aplicar carga de compressão sobre as selas distais das próteses, utilizou – se a máquina universal de tração/compressão SHIMADZU AUTOGRAPH, modelo AG-10, com capacidade máxima de carga de 5 KN. A máquina é controlada através de um computador com o recurso ao programa informático TRAPEZIUM e foi configurada de modo a realizar compressão crescente, a uma velocidade de avanço do travessão de 0,5 mm/min, até atingir um dos limites: 300 N de força ou 5 mm de deslocamento. A placa de carga anteriormente realizada foi roscada a um parafuso de cabeça hexagonal, de diâmetro 12 mm e passo 1,5 mm. A cabeça do parafuso foi maquinada, de modo a ter uma superfície cônica. Outro parafuso de iguais características geométricas e com a cabeça igualmente maquinada foi roscado no furo da máquina de testes. Entre os dois parafusos, foi colocada uma esfera de diâmetro 12 mm. Esta configuração permitiu que a força proveniente da máquina de testes fosse aplicada axialmente ao parafuso inferior e à placa de carga, diminuindo a possível decomposição da força axial da máquina. Pode-se observar esta configuração de aplicação da carga da máquina na figura 3.10.

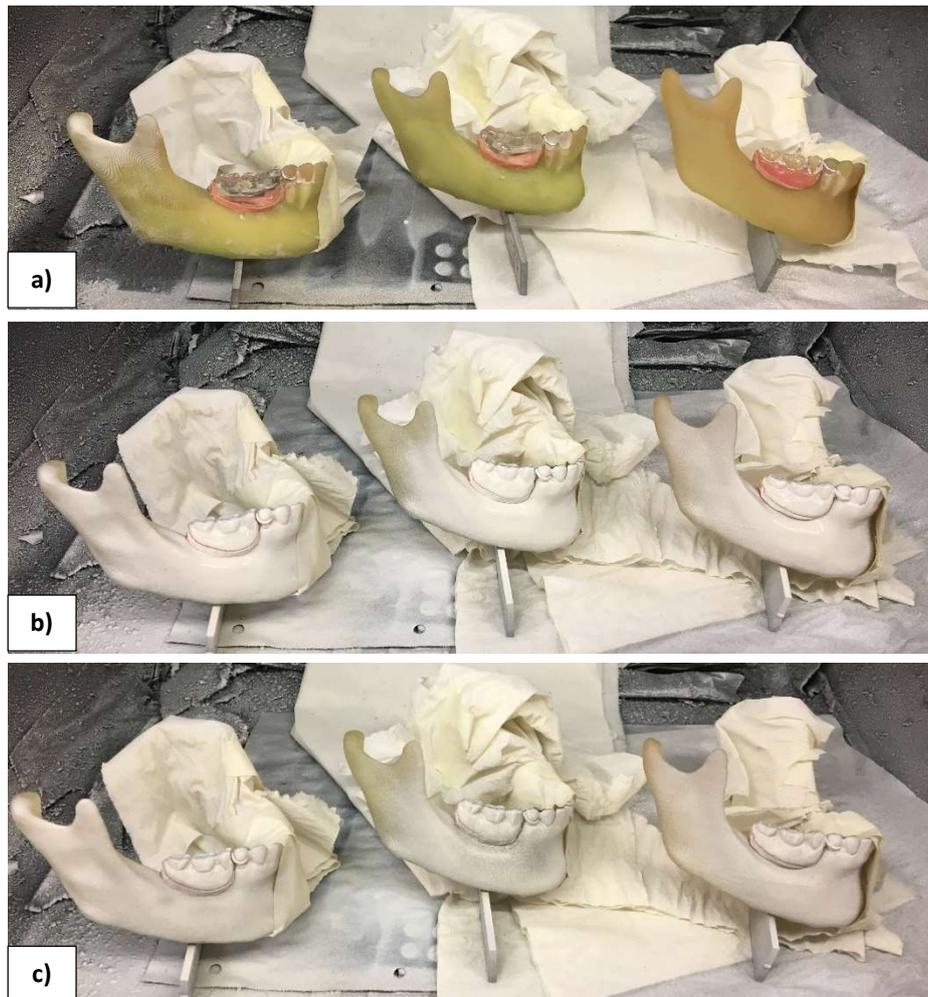


Figura 3.10 - Mandíbula posicionada e carregada.

### 3.4.2. Correlação Digital de Imagem (DIC)

Antes de iniciar a medição de deformações com recurso à técnica DIC foi necessário preparar os modelos para o efeito. Foi aplicado sobre os modelos experimentais um revestimento de tinta branca que, seguidamente, foi pulverizada com tinta preta por forma a produzir um padrão aleatório de alto contraste sobre a superfície dos modelos. Este

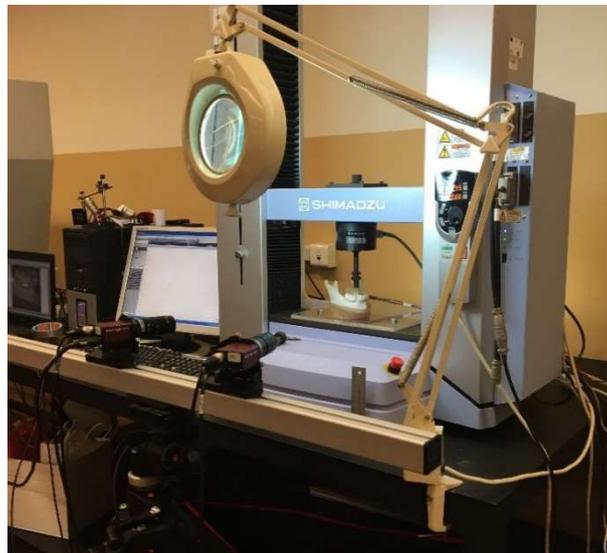
procedimento permite que as duas câmaras, que constam do equipamento DIC, numa posição estereoscópica, consigam rastrear e analisar os padrões de manchas de tinta preta na superfície dos modelos. Pode-se observar na figura 3.11, os três modelos experimentais antes, durante e depois da pintura dos modelos.



**Figura 3.11** - Preparação das mandíbulas para o DIC: a) antes da aplicação da tinta b) depois da aplicação da tinta branca c) depois da aplicação da tinta preta (de cima para baixo).

Os movimentos foram capturados por duas câmaras de alta velocidade (Point Grey GRAS-20S4M-C), posicionadas a aproximadamente  $30^\circ$ , simétricas em relação à superfície vestibular das mandíbulas, na resolução máxima de  $1624 \times 1224$  pixels. Foi utilizado o *software* VIC-3D 2010 para capturar e processar as imagens. Realizou-se a calibração com uma grade específica para o efeito e o *score* final (em pixels) foi 0,054 para os modelos da PPR convencional e da PPR dento-implanto-suportada com o implante

localizado na região do 1º molar, e 0,041 para o modelo da PPR dento-implanto-suportada com o implante localizado na região do 2º pré-molar. Foi capturada uma imagem antes da aplicação de carga, de modo a servir de imagem de referência e permitir calcular deslocamentos em relação a essa imagem. Possíveis deslocamentos de corpo rígido foram removidos declarando como fixos 3 pontos na porção visível mais inferior da mandíbula, de modo a determinar sem erro o valor de deslocamento dos componentes protéticos em relação à estrutura mandibular e evitar vieses nos cálculos da deformação. Na figura 3.12 é possível visualizar-se a configuração experimental do DIC, incluindo o modelo, a disposição das duas câmaras, a máquina de teste e os dispositivos de suporte. As imagens foram tiradas com uma frequência de 0,2 Hz.



**Figura 3.12** - DIC instalado junto à máquina universal de tração/compressão.

### **3.4.3. Extensometria elétrica**

Em cada um dos três modelos experimentais das mandíbulas foram utilizados dois tipos de extensômetros elétricos: uma roseta, que mede a deformação em 3 direções, e um extensômetro linear, que mede a deformação numa direção definida. Para cada mandíbula, um extensômetro linear (1-LY13 -3/350; HBM; resistência  $350 \Omega \pm 0,35\%$ ; GF  $2,06 \pm 1\%$ ) foi colado numa região vestibular, na superfície do osso, no alinhamento do foramen mentoniano, de modo a medir a deformação longitudinal perto do dente suporte.

Uma roseta, constituída por três extensómetros que fazem entre si ângulos de 45° (K-RY61-1.5/120R-3-1M; HBM; resistência  $120 \Omega \pm 0,35\%$ ; GF A  $1,95 \pm 1,5\%$ ; GF B  $1,93 \pm 1,5\%$ ; GF C  $1,95 \pm 1,5\%$ ) foi colada na área de *fish* para oclusal da linha oblíqua externa, de modo a medir as deformações no osso, perto da base da prótese. Pode-se observar na figura 3.13 a disposição dos extensómetros numa mandíbula. Todos os extensómetros utilizados são ativos.



Figura 3.13 - Mandíbulas com os extensómetros elétricos colados.

Realizou-se um acabamento às superfícies onde os extensómetros foram colados e a colagem foi realizada com cola de cianoacrilato (da marca Loctite). Os fios do extensómetro linear foram soldados a um terminal auxiliar ao qual foram soldados os três fios de ligação ao medidor. Na roseta todos os fios já vinham previamente ligados. Os fios foram colados aos modelos das mandíbulas, de modo a evitar o deslocamento acidental dos mesmos, o que poderia afetar a precisão das leituras. Todos os extensómetros foram ligados em  $\frac{1}{4}$  de Ponte de Wheastone a um medidor multicanal, modelo P3 *Strain Indicator and Recorder* (Vishay Micro-Measurements). O medidor foi ligado a um computador, através de uma porta USB, e o *software* MODEL P3 permitiu uma leitura direta das deformações e a sua gravação numa frequência de captação definida. A figura 3.14 mostra a configuração do medidor de deformação. Na tabela 3.2 encontram-se as especificações dos extensómetros elétricos. Não foi necessário compensação térmica dos extensómetros, visto que todos os

ensaios foram realizadas no mesmo laboratório em temperaturas estáveis, da ordem dos 23°C.

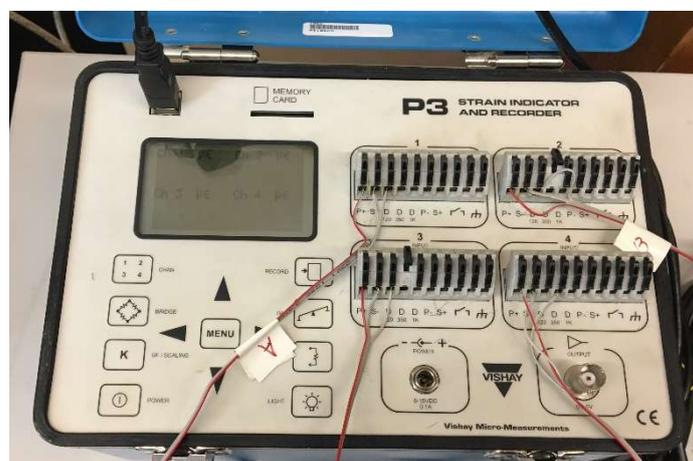


Figura 3.14 - Equipamento usado para a leitura das deformações, com as respectivas ligações a cada canal.

Tabela 3.2 - Especificações dos extensómetros elétricos utilizados.

		Resistência ( $\Omega$ )	Fator de Ganho	Canal
Roseta	Extensómetro A	120	1,95	1
	Extensómetro B	120	1,93	2
	Extensómetro C	120	1,95	3
Extensómetro linear		350	2,06	4

#### 3.4.4. Realização dos ensaios

Com todos os métodos e equipamentos devidamente instalados foi possível iniciar os ensaios.

Em cada ensaio, a mandíbula foi inserida na base acrílica e colocou-se a placa de carga na mandíbula. Com recurso a um nível de bolha, verificou-se se a placa não tinha inclinação. O objetivo desta verificação foi garantir que a placa de carga estava perpendicular à célula de carga da máquina para que a carga fosse aplicada axialmente. Pode-se observar este procedimento na figura 3.15.



**Figura 3.15** - Verificação da inclinação do modelo, com recurso a um nível de bolha.

De seguida, colocou-se a mandíbula na máquina de testes e avançou-se o travessão manualmente, de modo a encontrar a posição que balanceava a força. Simultaneamente, balanceou-se os extensómetros. A máquina de testes começou o ensaio de compressão e o DIC e os extensómetros começaram a gravar valores a uma frequência de 0,2 Hz. Este acionamento dos três equipamentos foi realizado simultaneamente. A máquina de testes, através do *software* TRAPEZIUM, permitiu gravar os valores de Força (N), Tempo (s) e Deslocamento (mm) a uma frequência de 1 Hz.

Este processo foi repetido no mínimo 5 vezes para cada mandíbula, com um intervalo de tempo de recuperação entre cada ensaio. Todos os ensaios acabaram quando a máquina atingiu os 300 N, que era uma das duas limitações impostas. Na figura 3.16 pode – se observar a montagem experimental.

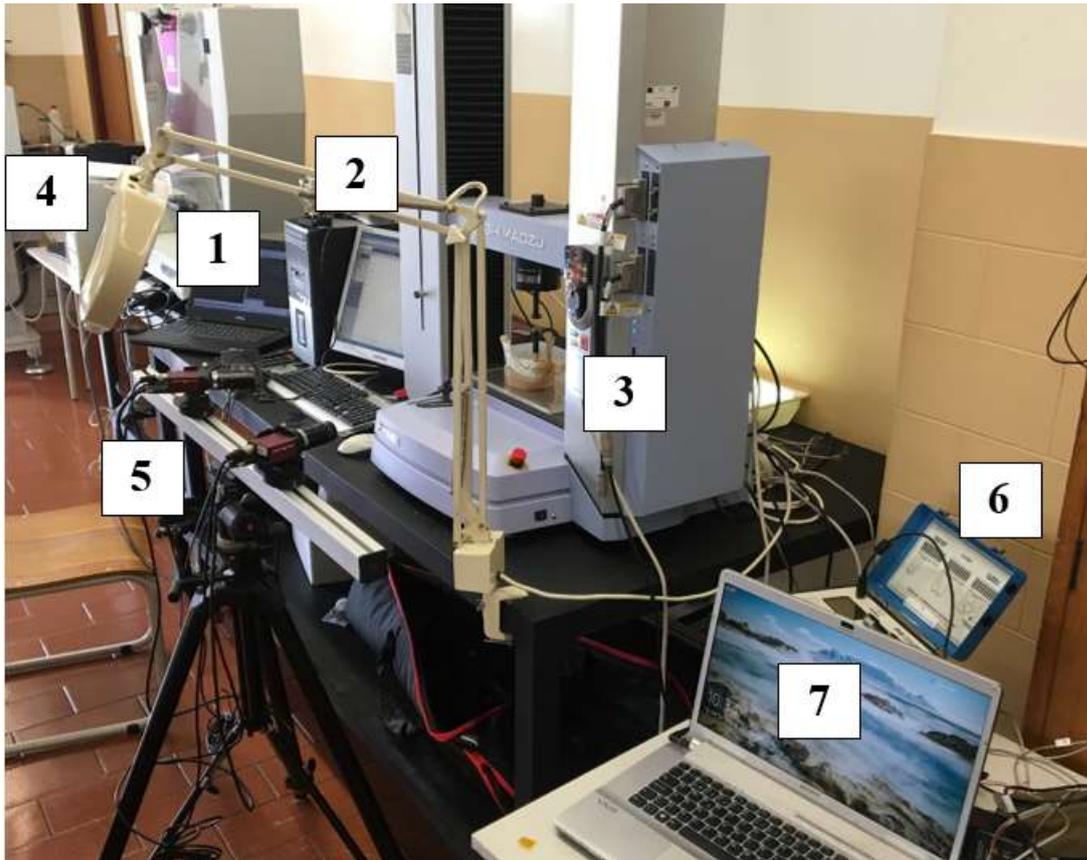


Figura 3.16 – Montagem experimental.

Legenda:

1. Computador instalado com o *software* VIC-3D
2. Computador instalado com o *software* TRAPEZIUM
3. Máquina universal de tração/compressão SHIMADZU AUTOGRAPH, com uma mandíbula montada
4. Iluminação
5. Câmaras de alta velocidade montadas num tripé
6. Medidor de deformações multicanal, modelo P3
7. Computador instalado com o *software* MODEL P3

---

## 4. RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados dos ensaios realizados para os três modelos de mandíbula e respectivas PPR. Será feita uma análise comparativa dos resultados obtidos e uma análise e discussão dos mesmos.

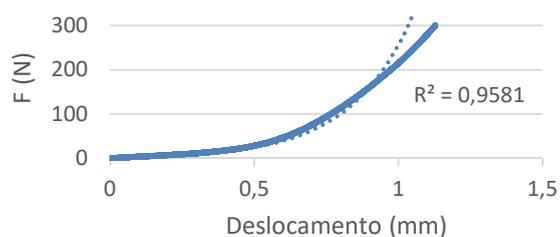
Ao longo da apresentação de resultados, vamos denominar os grupos de estudo em:

- Grupo 1 - modelo mandíbula e PPR convencional;
- Grupo 2 - modelo mandíbula e PPR dento-implanto-suportada (implante localizado na região do 1º molar);
- Grupo 3 - modelo mandíbula e PPR dento-implanto-suportada (implante localizado na região do 2º pré-molar).

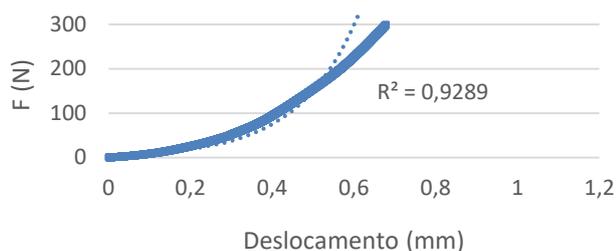
### 4.1. Máquina de tração/compressão

Para observar os gráficos de Força (N) – Deslocamento (mm) da máquina de tração/compressão escolheu-se um ensaio representativo de cada grupo. Todos os ensaios se iniciaram na posição que balanceava a força e se verificou um encaixe ideal da placa de carga com as faces oclusais dos dentes artificiais das próteses, pelo que se pode afirmar que o deslocamento do travessão da célula de carga da máquina de tração/compressão corresponde ao deslocamento vertical da prótese.

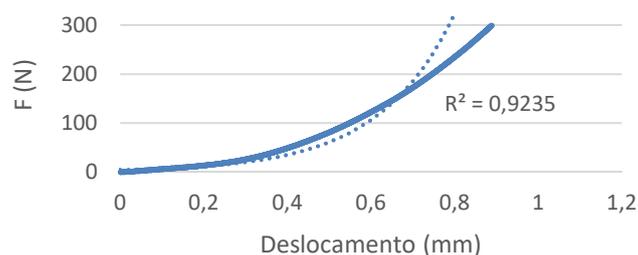
Observando os gráficos 4.1, 4.2 e 4.3, verifica-se que inicialmente ocorrem deslocamentos superiores à variação de força. Os gráficos podem ser equiparados a linhas de tendência exponenciais crescentes. Em todas as linhas de tendência, o valor de R-quadrado é próximo de 1 e, por isso, estas linhas ajustam-se aos dados quase perfeitamente, como se pode observar nas figuras 4.1, 4.2 e 4.3. Verifica-se que o grupo 1 é o que apresenta maior deslocamento para iguais valores de força aplicada, seguido do grupo 3 e, por último, do grupo 2.



**Figura 4.2** - Gráfico Força-Deslocamento para o grupo 1.



**Figura 4.1** - Gráfico Força-Deslocamento para o grupo 2.



**Figura 4.3** - Gráfico Força-Deslocamento para o grupo 3.

Pode-se observar na tabela 4.1, o deslocamento médio ocorrido nos 5 ensaios para cada grupo, para três valores de força, 120 N, 240 N e 300N.

**Tabela 4.1** - Deslocamento médio da máquina de compressão para a força de 120 N, 240 N e 300 N, para cada grupo.

Grupo	Força [N]	N*	Média [mm]	Desvio Padrão [mm]
<b>1</b>	120	5	0,78	0,041
	240	5	1,01	0,042
	300	5	1,10	0,042
<b>2</b>	120	5	0,44	0,035
	240	5	0,61	0,038
	300	5	0,67	0,039
<b>3</b>	120	5	0,6	0,013
	240	5	0,81	0,020
	300	5	0,89	0,023

\*Número de ensaios

Na tabela 4.1 verifica-se que o grupo 1 é o grupo que apresenta maiores valores médios de deslocamento, com 0,778 mm, 1,01 mm e 1,10 mm, para o valor de força 120 N, 240 N e 300 N, respetivamente. De seguida, o grupo 3 foi o que apresentou maior valor médio de deslocamento, com, aproximadamente, menos 20% do que o grupo 1 e, por fim, o grupo 2, que apresentou menos 40% de deslocamento em relação ao grupo 1.

#### 4.1.1. Extensómetros lineares

Os extensómetros lineares medem as deformações ao longo do eixo principal do extensómetro. Como os extensómetros foram posicionados na direção de aplicação da força, estes mediram a deformação longitudinal no osso, ao longo do seu eixo vertical. As deformações de sinal positivo representam casos de tração e as deformações de sinal negativo representam casos de compressão.

Os valores médios de deformações medidas pelos extensómetros lineares encontram-se na tabela 4.2. Estes encontram-se em microstrains ( $\epsilon \times 10^{-6}$  *strains*).

**Tabela 4.2** - Deformação média medida pelo extensómetro linear para a força de 120 N, 240 N e 300 N, para cada grupo.

Grupo	Força [N]	N*	Média [ $\mu\epsilon$ ]	Desvio Padrão [ $\mu\epsilon$ ]
<b>1</b>	120	5	71,4	5,6
	240	5	146,8	4,0
	300	5	184,6	4,0
<b>2</b>	120	5	8,6	1,0
	240	5	11,4	2,6
	300	5	17,8	1,9
<b>3</b>	120	5	-30,0	6,0
	240	5	-74,6	3,3
	300	5	-89,2	2,9

\*Número de ensaios

Pela análise da tabela 4.2, observa-se que o grupo 1 sofreu deformações positivas (tração) e o grupo 3 sofreu deformações negativas (compressão). Os valores das deformações observadas no grupo 2 são bastante pequenos, pelo que foram desprezados. O grupo que apresentou maiores valores absolutos de deformação foi o grupo 1, seguido do grupo 3 e por fim, do grupo 2. Assim, relativamente ao grupo 1, o grupo 3 apresenta menos 50% de deformação e o grupo 2 apresenta menos 90% de deformação.

#### 4.1.2. Roseta

Como as direções principais de deformação não são conhecidas, utilizou-se uma roseta com 3 extensómetros que, aplicados a um ponto, permitem determinar as amplitudes das deformações principais e a direção em que elas ocorrem. Utilizou-se uma roseta retangular, com três extensómetros colocados em  $\alpha_A = 0^\circ$ ,  $\alpha_B = 45^\circ$  e  $\alpha_C = 90^\circ$ , como se pode observar pela representação esquemática da figura 4.4.

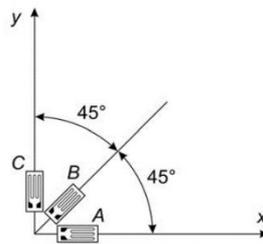


Figura 4.4 - Representação esquemática da roseta retangular.

Admite-se que se está em estado plano de deformação, pelo que  $\varepsilon_{zz} = 0$ . Foram medidas as deformações dos extensómetros A, B e C,  $\varepsilon_A$ ,  $\varepsilon_B$ ,  $\varepsilon_C$ , respetivamente, equação (1):

$$\begin{aligned}\varepsilon_A &= \varepsilon_{xx} \cos^2 \alpha_A + \varepsilon_{yy} \sin^2 \alpha_A + \gamma_{xy} \cos \alpha_A \sin \alpha_A \\ \varepsilon_B &= \varepsilon_{xx} \cos^2 \alpha_B + \varepsilon_{yy} \sin^2 \alpha_B + \gamma_{xy} \cos \alpha_B \sin \alpha_B \\ \varepsilon_C &= \varepsilon_{xx} \cos^2 \alpha_C + \varepsilon_{yy} \sin^2 \alpha_C + \gamma_{xy} \cos \alpha_C \sin \alpha_C\end{aligned}\tag{1}$$

Tendo em conta as simplificações trigonométricas, calculam-se as componentes cartesianas da deformação, equação (2):

$$\begin{aligned}\varepsilon_{xx} &= \varepsilon_A \\ \varepsilon_{yy} &= \varepsilon_C \\ \gamma_{xy} &= 2\varepsilon_B - \varepsilon_A - \varepsilon_C\end{aligned}\quad (2)$$

As deformações principais determinam-se pela equação (3):

$$\begin{aligned}\varepsilon_1 &= \frac{1}{2} (\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy}) + \frac{1}{2} \sqrt{(\varepsilon_{xx} - \varepsilon_{yy})^2 + \gamma_{xy}^2} \\ \varepsilon_2 &= \frac{1}{2} (\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy}) - \frac{1}{2} \sqrt{(\varepsilon_{xx} - \varepsilon_{yy})^2 + \gamma_{xy}^2}\end{aligned}\quad (3)$$

Na tabela 4.3, pode-se observar as deformações principais  $\varepsilon_1$  e  $\varepsilon_2$  em  $\mu\varepsilon$ , calculadas para cada grupo em estudo. Teve-se em conta a média das deformações medidas por cada extensómetro para a força de 120 N, 240 N e 300 N em cada grupo.

**Tabela 4.3** - Deformações principais para cada grupo.

Força [N]	Grupo 1		Grupo 2		Grupo 3	
	$\varepsilon_1$ [ $\mu\varepsilon$ ]	$\varepsilon_2$ [ $\mu\varepsilon$ ]	$\varepsilon_1$ [ $\mu\varepsilon$ ]	$\varepsilon_2$ [ $\mu\varepsilon$ ]	$\varepsilon_1$ [ $\mu\varepsilon$ ]	$\varepsilon_2$ [ $\mu\varepsilon$ ]
120	138	-250	35	-50	130	-92
240	280	-507	90	-113	182	-229
300	346	-627	115	-155	224	-299

Através da tabela 4.3, observa-se que os valores absolutos das deformações principais  $\varepsilon_1$  e  $\varepsilon_2$  foram superiores para o grupo 1, seguido do grupo 3 e por fim do grupo 2. Relativamente à deformação principal máxima  $\varepsilon_1$ , para a força de 240 N, observa-se que para o grupo 1 apresenta  $\varepsilon_1 = 280 \mu\varepsilon$ , o grupo 3 apresenta  $\varepsilon_1 = 182 \mu\varepsilon$  e o grupo 2 apresenta  $\varepsilon_1 = 90 \mu\varepsilon$ . Assim, o grupo 3 apresenta, aproximadamente, menos 35% e o grupo 2, aproximadamente, menos 70 % de deformação  $\varepsilon_1$ , relativamente ao grupo 1.

Em relação à deformação principal mínima  $\varepsilon_2$  e para força de 240 N, o grupo 1 apresenta  $\varepsilon_2 = -507 \mu\varepsilon$ , o grupo 3 apresenta  $\varepsilon_2 = -229 \mu\varepsilon$  e o grupo 2 apresenta  $\varepsilon_2 = -113 \mu\varepsilon$ . O grupo 3 apresenta, aproximadamente, menos 55% e o grupo 2, aproximadamente, menos

80 % de deformação  $\varepsilon_2$  relativamente ao grupo 1.

Na figura 4.5, pode-se observar as deformações de von Mises, calculadas a partir da equação (4), para cada grupo em estudo.

$$\varepsilon_v = \sqrt{\varepsilon_1^2 - \varepsilon_1 \varepsilon_2 + \varepsilon_2^2} \quad (4)$$

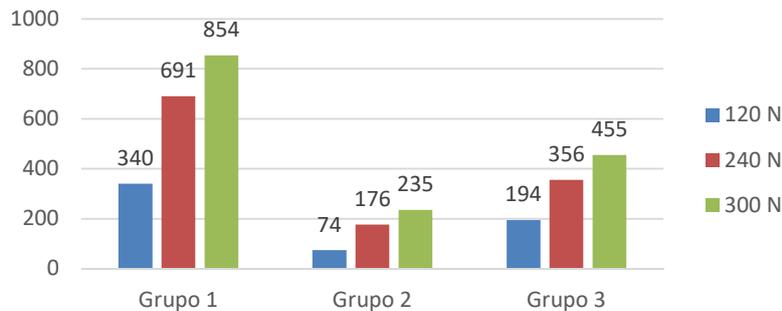


Figura 4.5 - Deformações de von Mises para cada grupo.

Como seria expectável, observa-se também valores de deformações de von Mises superiores para o grupo 1, seguido do grupo 3 e, por fim, do grupo 2. Os valores das deformações de von Mises para força 240 N foram: para o grupo 1  $\varepsilon_v = 691 \mu\varepsilon$ , para o grupo 3  $\varepsilon_v = 356 \mu\varepsilon$  e para o grupo 2  $\varepsilon_v = 176 \mu\varepsilon$ . Deste modo, relativamente ao grupo 1, o grupo 3 apresenta, aproximadamente, menos 50% e o grupo 2, aproximadamente, menos 75% de deformações de von Mises.

## 4.2. Método DIC

Com o DIC foi possível analisar os deslocamentos e as deformações em várias zonas dos modelos em estudo. Em cada grupo, o estudo foi focado em determinadas localizações: na região onde está instalado o extensómetro linear, de modo a poder ser feita uma comparação entre os dois métodos; na face lateral da PPR; no gancho da PPR; ao longo osso e no tecido mole. Vai-se realizar uma discussão de resultados para as imagens correspondentes à força de 240 N, pelo que as imagens correspondentes à força de 120 N encontram-se apenas para se observar a evolução.

De realçar que, por padrão, o eixo X é o eixo horizontal, o eixo Y é o eixo vertical (direção do carregamento) e o eixo Z é o eixo fora do plano. Relativamente aos deslocamentos, U ( $\mu\text{m}$ ) é o deslocamento ao longo do eixo do X e V ( $\mu\text{m}$ ) é o deslocamento ao longo do eixo do Y.

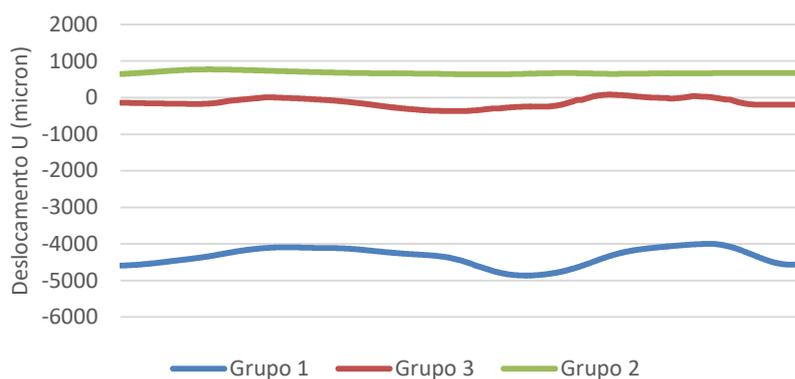
Em relação aos outros dados fornecidos pelo DIC, sabe-se que:

- $\varepsilon_{xx}$  corresponde à deformação na direção X;
- $\varepsilon_{yy}$  corresponde à deformação na direção Y;
- $\varepsilon_1$  corresponde à deformação principal máxima;
- $\varepsilon_2$  corresponde à deformação principal mínima.

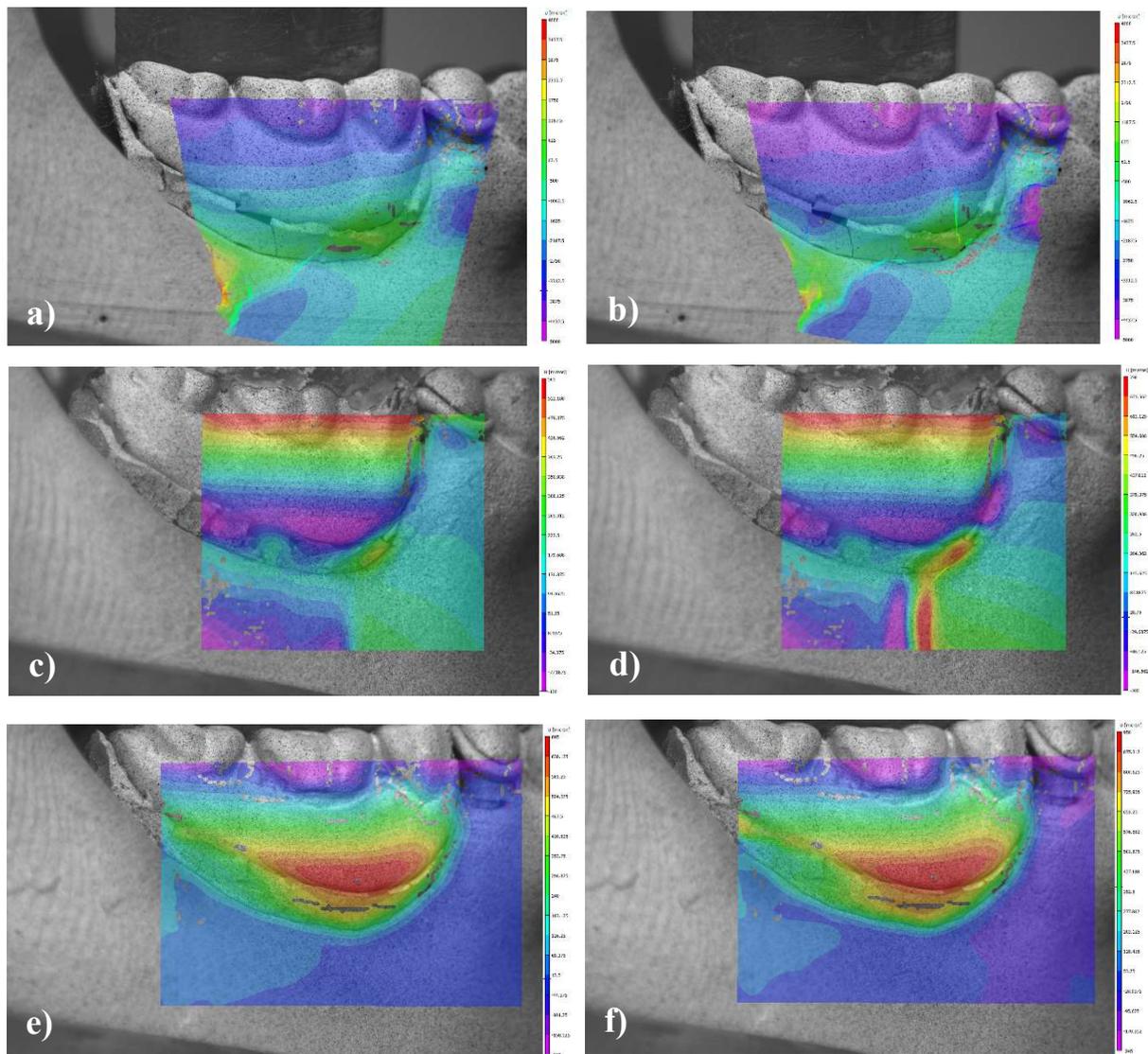
O eixo das abcissas das figuras 4.6 e 4.8 corresponde aos pontos ao longo de uma linha horizontal situada nos dentes artificiais da prótese, desde a região posterior à anterior. O eixo das abcissas das figuras 4.10, 4.11, 4.14 e 4.16 corresponde aos pontos ao longo de uma linha situada a meia espessura do tecido mole, desde a região posterior à anterior.

#### a) Deslocamento U

As figuras do deslocamento U em toda a estrutura (figura 4.7) têm uma escala automática e, por isso, diferente para cada grupo. Esta configuração permite uma melhor visualização da evolução de deslocamento em cada estrutura para cada grupo, através da mudança de cor em cada intervalo de valores. Os valores do deslocamento vêm em micrómetros ( $1 \times 10^{-6}$  m).



**Figura 4.6** - Deslocamento U ao longo da prótese para força de 240 N.



**Figura 4.7** - Deslocamento U: **a)** Grupo 1, F=120 N; **b)** Grupo 1, F=240 N; **c)** Grupo 2, F=120 N; **d)** Grupo 2, F=240 N; **e)** Grupo 3, F=120 N; **f)** Grupo 3, F=240 N.

Analisando a figura 4.6, verifica-se que, ao longo da prótese, o grupo 1 sofreu um deslocamento U negativo, de magnitude aproximadamente  $-4500 \mu\text{m}$ , o grupo 2 apresenta deslocamento positivo, de magnitude inferior a  $1000 \mu\text{m}$  e o grupo 3 apresenta deslocamento praticamente nulo. Na figura 4.7 verifica-se que, no grupo 1, o máximo de deslocamento U na prótese ocorre nas regiões mais superiores e ocorre um decréscimo em direção ao tecido mole. No tecido mole observa-se uma região entre os primeiros dentes artificiais da prótese, onde o deslocamento é positivo, sendo na sua restante extensão negativo. No gancho observa-se valores negativos de deslocamento U de elevada magnitude, da ordem de  $-4000 \mu\text{m}$ .

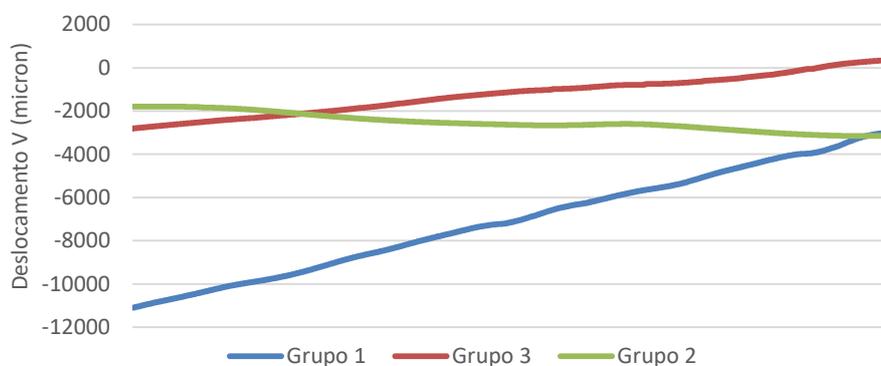
Por outro lado, observando a figura 4.7, verifica-se que, no grupo 2, o deslocamento máximo U é positivo e ocorre na região superior da prótese (cor vermelha),

de magnitude aproximadamente 700  $\mu\text{m}$ , ocorrendo um decréscimo da sua magnitude em direção ao tecido mole. No osso, observa-se uma região entre os dois primeiros dentes artificiais da prótese de deformação positiva, de aproximadamente 700  $\mu\text{m}$ . No tecido mole observa-se na região central deslocamento U positivo, com os extremos do tecido a apresentar deslocamento negativo. O gancho apresenta deslocamento U positivo.

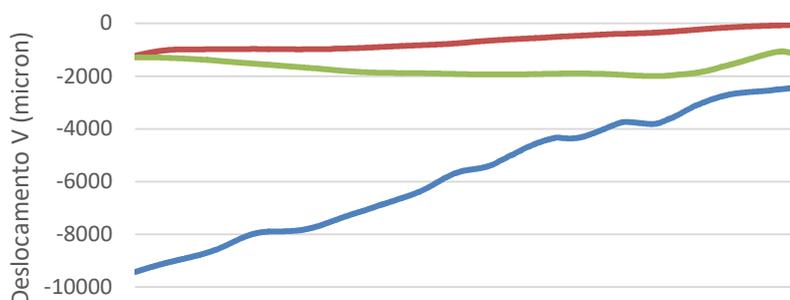
Relativamente, ao grupo 3, observando a figura 4.7 verifica-se que ocorre deslocamento U negativo nas regiões mais superiores da prótese. Seguidamente, nas regiões abaixo dos dentes artificiais da prótese, o deslocamento U é positivo e é máximo perto do tecido mole (cor vermelha), de magnitude aproximadamente 900  $\mu\text{m}$ . No tecido, observa-se que, em toda a sua extensão, o deslocamento U é positivo, sendo máximo na região central, de magnitude 800  $\mu\text{m}$ . No gancho, o deslocamento é negativo, de magnitude 150  $\mu\text{m}$ .

### b) Deslocamento V

As figuras do deslocamento V em toda a estrutura (figura 4.10) apresentam também uma escala automática, pelas mesmas razões.



**Figura 4.8** – Deslocamento V ao longo da prótese para força de 240 N.



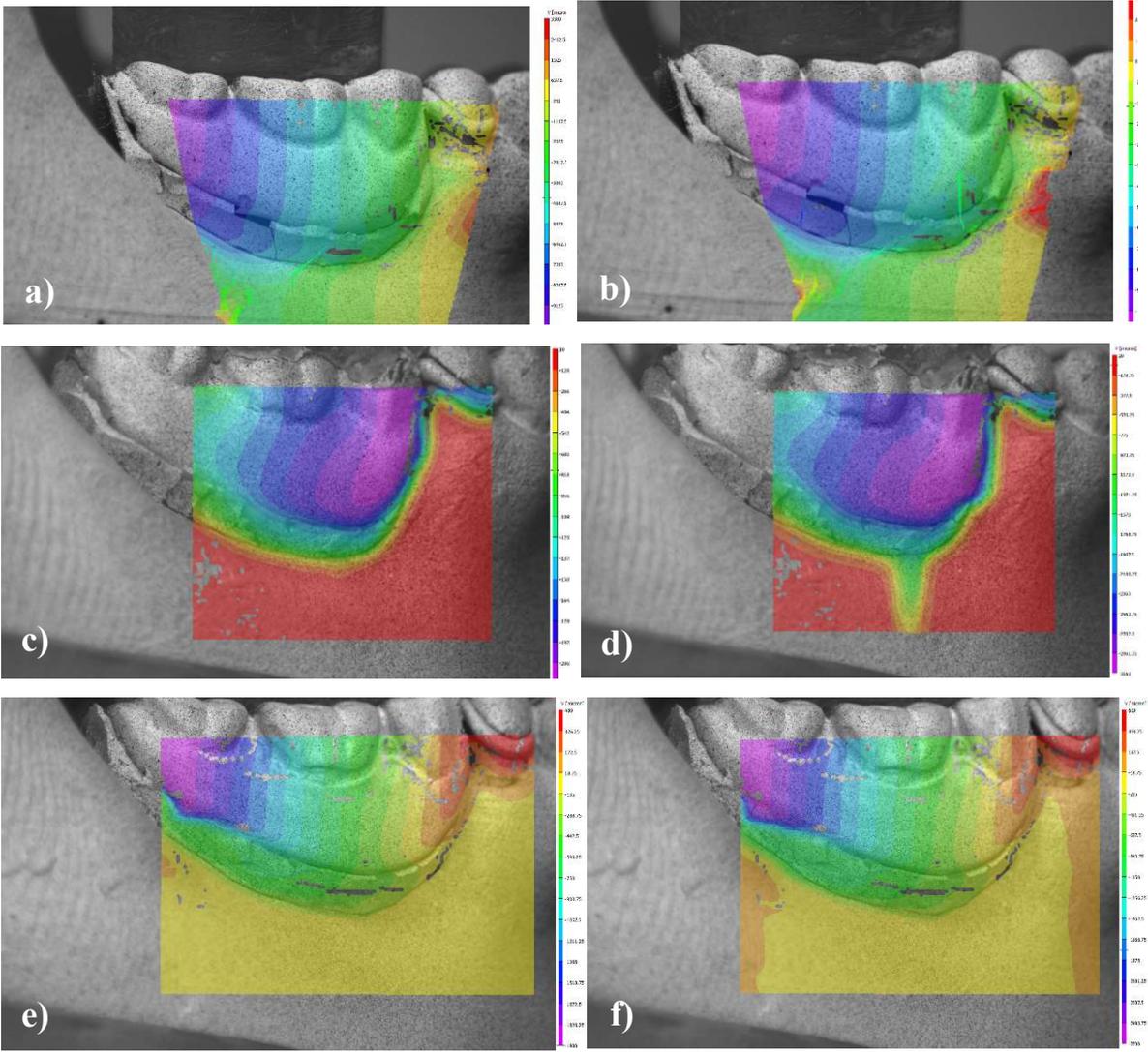
**Figura 4.9** - Deslocamento V ao longo do tecido mole para força de 240 N.

Analisando a figura 4.8, verifica-se que, a prótese do grupo 1 é a que sofre maior deslocamento V, com um máximo negativo na região mais posterior, superior a  $-10000 \mu\text{m}$  e uma diminuição gradual, quase linear, desse valor no sentido do dente suporte. Na figura 4.10 esta região de deslocamento máximo está a cor-de-rosa, sendo visível a diminuição gradual. Na figura 4.9 verifica-se também esta evolução no tecido mole, com um máximo de deslocamento inferior a  $-10\ 000 \mu\text{m}$ . É no osso que se observa os menores deslocamentos. No gancho da PPR observa-se um descolamento negativo na zona não ativa e positivo na zona ativa.

Por outro lado, observando a figura 4.8, verifica-se também que a prótese do grupo 2 e do grupo 3 sofrem sensivelmente o mesmo descolamento V, de aproximadamente  $-3000 \mu\text{m}$ . No entanto, a variação de deslocamento ao longo da prótese é menor no grupo 2, de  $-1000 \mu\text{m}$ , enquanto que o grupo 3 sofre uma variação de  $-3000 \mu\text{m}$ .

No grupo 2, o máximo de deslocamento dá-se na região mais anterior da prótese de magnitude da ordem dos  $-3000 \mu\text{m}$ , com um decréscimo gradual, quase linear, no sentido da extremidade posterior da prótese. Na figura 4.10 observa-se a região de máximo deslocamento da prótese a cor-de-rosa e a de menor deslocamento a cor azul claro. Em quase toda a extensão do osso o deslocamento é nulo, exceto numa região alinhada na transição entre o 1º e 2º dente da prótese, que se observa um deslocamento negativo (cor verde) de magnitude aproximadamente  $-1000 \mu\text{m}$ . No tecido mole deteta-se um valor praticamente constante de deformação ao longo da sua extensão, de  $-2000 \mu\text{m}$ , com uma variação de  $1000 \mu\text{m}$  desde a situação inicial, como se pode ver na figura 4.9 e 4.10. No gancho da prótese observa-se também um deslocamento negativo.

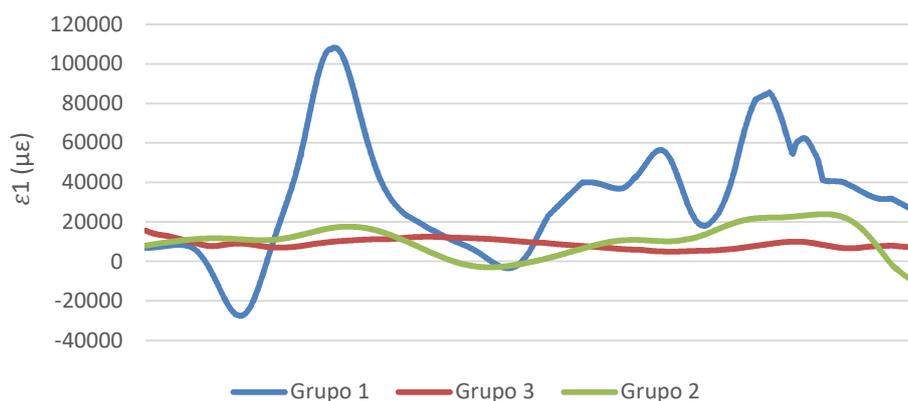
Relativamente ao grupo 3, na figura 4.8 avalia-se um valor máximo negativo, inferior a  $-2000 \mu\text{m}$ , na região mais posterior da prótese e um aumento gradual, quase linear, no sentido do dente pilar, na extremidade anterior da prótese, onde o deslocamento é praticamente nulo. Na figura 4.10 verifica-se que o valor máximo corresponde à zona posterior a cor-de-rosa e um descolamento positivo do gancho, visível a cor vermelha. Em toda a extensão do tecido mole (fig. 4.9), o deslocamento é negativo, observando-se um máximo na região mais anterior de magnitude da ordem de  $-1000 \mu\text{m}$ . O gancho apresenta deslocamento positivo. No osso os deslocamentos são praticamente nulos.



**Figura 4.10** - Deslocamento V: **a)** Grupo 1, F=120 N; **b)** Grupo 1, F=240 N; **c)** Grupo 2, F=120 N; **d)** Grupo 2, F=240 N; **e)** Grupo 3, F=120 N; **f)** Grupo 3, F=240 N.

### c) Deformação principal $\varepsilon_1$

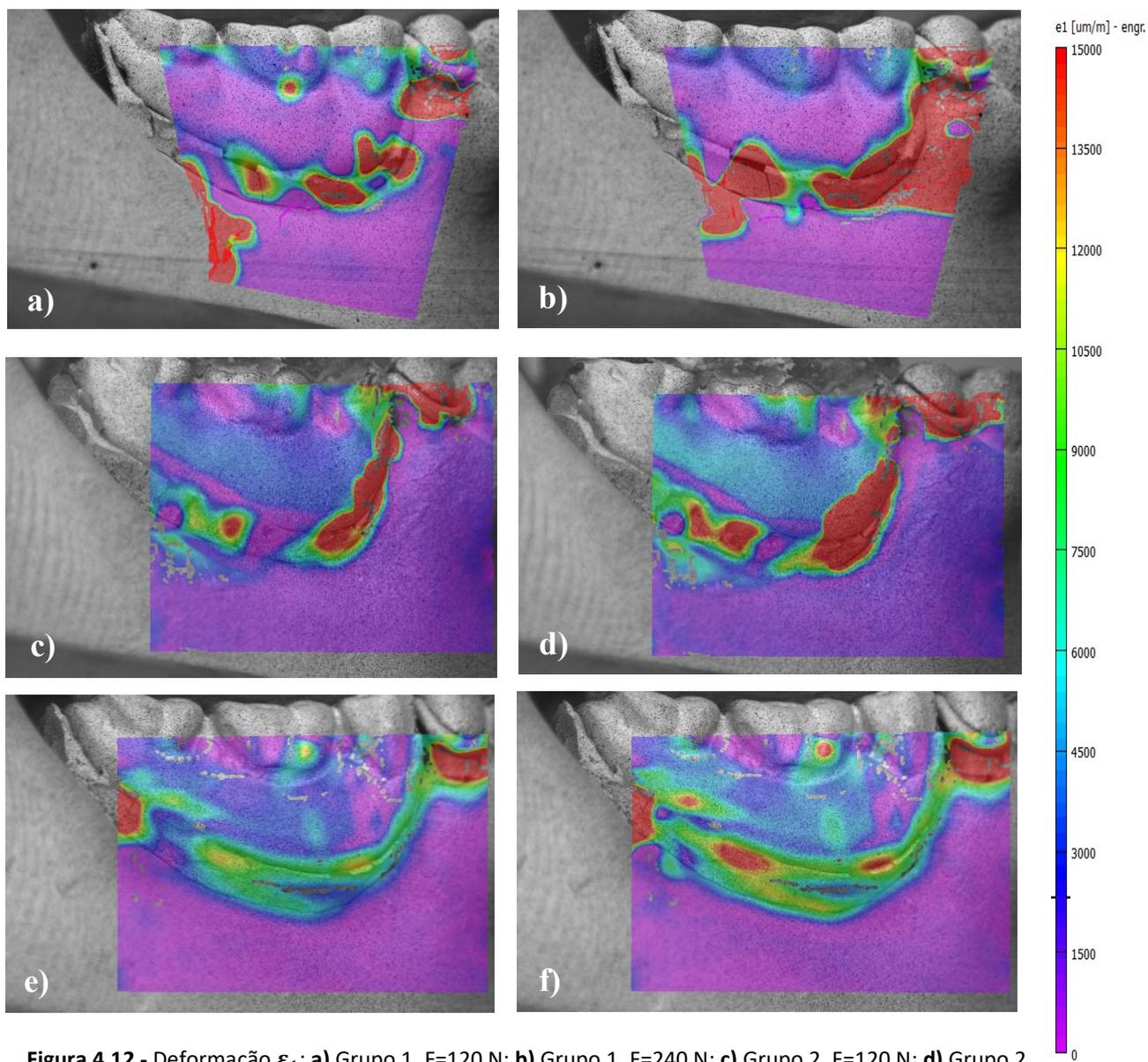
A deformação  $\varepsilon_1$  corresponde à deformação principal máxima. Os seus valores são maioritariamente positivos, representando casos de tração. A escala das figuras da deformação  $\varepsilon_1$  em toda a estrutura (figura 4.12) foi limitada a  $[15000; 0] \mu\epsilon$ , de modo a ser possível realizar uma comparação mais adequada entre os 3 grupos. A direção principal máxima pode ser observada através de vectores, para cada grupo, no apêndice A.



**Figura 4.11** - Deformação  $\varepsilon_1$  ao longo do tecido mole para força de 240 N.

Analisando a figura 4.11, verifica-se que, ao longo do tecido mole, o grupo 1 é o que apresenta maior deformação  $\varepsilon_1$ , com um máximo superior a  $100000 \mu\epsilon$ ; o grupo 3 apresenta valores inferiores a  $20000 \mu\epsilon$  em toda a extensão e o grupo 2 apresenta um máximo superior a  $20000 \mu\epsilon$  numa região posterior, seguido de uma transição para deformações negativas de valor máximo aproximadamente  $-10000 \mu\epsilon$ .

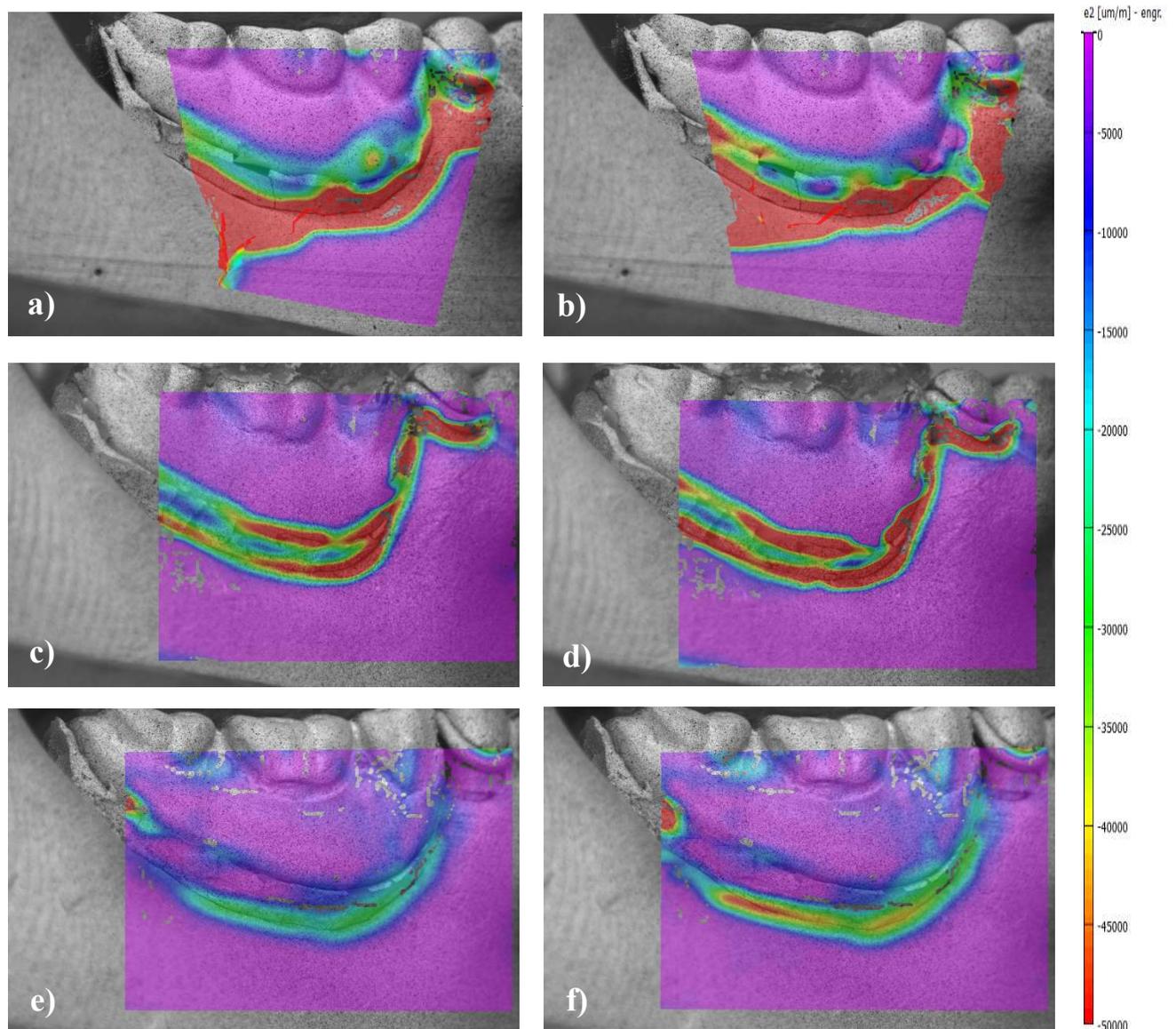
Analisando as zonas de contacto entre o tecido mole e o osso, através da figura 4.12, verifica-se que o grupo 1 apresenta regiões de deformações  $\varepsilon_1$  positivas elevadas (cor vermelha) ao longo de quase todo o contacto, enquanto que, no grupo 2 esse valor só é encontrado em regiões anteriores e por fim, no grupo 3 não se encontra regiões significativas com valores desta magnitude. Observa-se, também que, nos três grupos, a região de contacto entre o dente pilar e osso é bastante solicitada à tração.



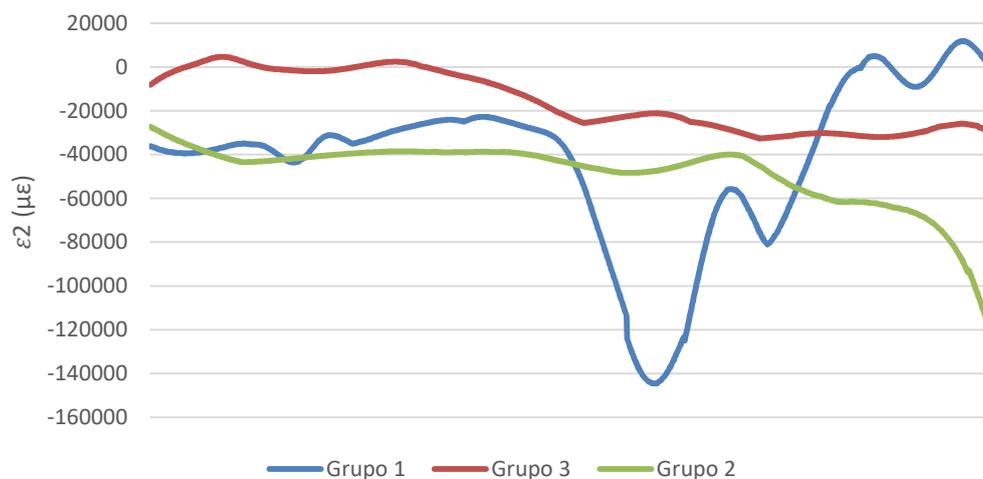
**Figura 4.12** - Deformação  $\varepsilon_1$ : **a)** Grupo 1, F=120 N; **b)** Grupo 1, F=240 N; **c)** Grupo 2, F=120 N; **d)** Grupo 2, F=240 N; **e)** Grupo 3, F=120 N; **f)** Grupo 3, F=240 N.

#### d) Deformação principal $\varepsilon_2$

A deformação  $\varepsilon_2$  corresponde à deformação principal mínima. Os seus valores são maioritariamente negativos, representando casos de compressão. A escala das figuras da deformação  $\varepsilon_2$  em toda a estrutura (figura 4.13) foi limitada a  $[0; -50000]$   $\mu\varepsilon$ , pela mesma razão anterior. A direção principal mínima pode ser observada através de vetores, para cada grupo, no apêndice B.



**Figura 4.13** - Deformação  $\varepsilon_2$ : **a)** Grupo 1, F=120 N; **b)** Grupo 1, F=240 N; **c)** Grupo 2, F=120 N; **d)** Grupo 2, F=240 N; **e)** Grupo 3, F=120 N; **f)** Grupo 3, F=240 N.



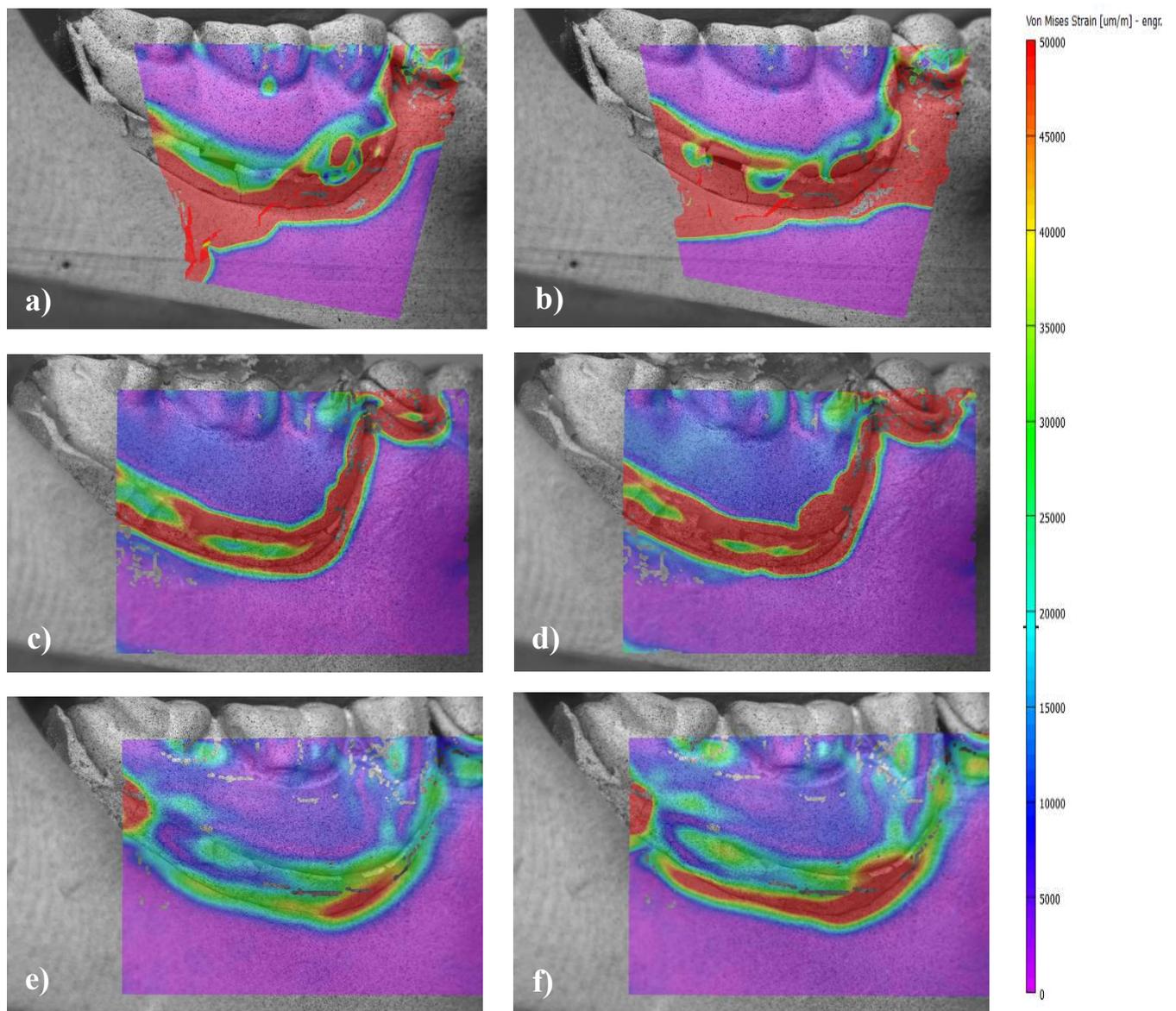
**Figura 4.14** - Deformação  $\epsilon_2$  ao longo do tecido mole para força de 240 N.

Relativamente às deformações  $\epsilon_2$  ao longo do tecido mole, na figura 4.13 observa-se que o grupo 1 é o grupo que apresenta maior deformação, com deformação na região mais posterior entre -20000 e -40000  $\mu\epsilon$ , seguido de um aumento na região central de valor máximo superior a -140000  $\mu\epsilon$ , observando-se na região anterior uma diminuição de deformação e transição para deformação positiva inferior a 20000  $\mu\epsilon$ . O grupo 2 apresenta deformações praticamente constantes de ordem -40000  $\mu\epsilon$  em quase toda a extensão, exceto na região posterior onde corre um aumento acentuado de deformação com um máximo de -120000  $\mu\epsilon$ . Relativamente ao grupo 3, os valores de deformação  $\epsilon_2$  são menores, sendo praticamente nulas na metade posterior e de magnitude, aproximadamente, -30000  $\mu\epsilon$  na metade anterior do tecido mole.

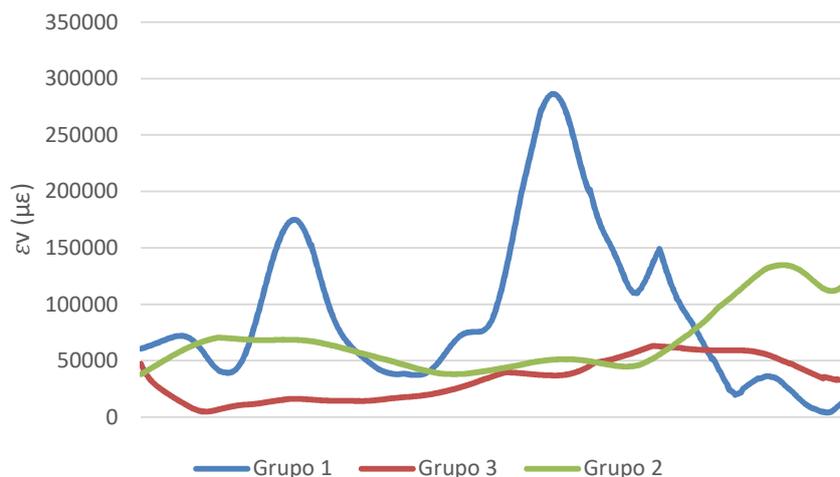
Analisando as zonas de contacto entre o tecido mole e o osso, através da figura 4.14, verifica-se que o grupo 1 apresenta regiões de deformações  $\epsilon_2$  negativas, de compressão, elevadas (cor vermelha) ao longo de todo o contacto, enquanto que, no grupo 2 esse valor é encontrado maioritariamente em regiões anteriores e por fim, no grupo 3 não se encontra valores desta magnitude neste contacto. Observa-se que, no grupo 3, a região do gancho é solicitada à tração, enquanto que no grupo 1 e 2 é solicitada à compressão.

### e) Deformação de von Mises

A deformação  $\varepsilon_v$  corresponde à deformação calculada pela equação (4). Os seus valores são sempre positivos. A escala das figuras da deformação  $\varepsilon_v$  em toda a estrutura (figura 4.15) foi limitada a [50000; 0]  $\mu\varepsilon$ , pela mesma razão anterior.



**Figura 4.15** - Deformação  $\varepsilon_v$ : **a)** Grupo 1, F=120 N; **b)** Grupo 1, F=240 N; **c)** Grupo 2, F=120 N; **d)** Grupo 2, F=240 N; **e)** Grupo 3, F=120 N; **f)** Grupo 3, F=240 N.



**Figura 4.16** - Deformação  $\epsilon_v$ , ao longo do tecido mole para força de 240 N.

Relativamente às deformações  $\epsilon_v$  ao longo do tecido mole, na figura 4.16 observa-se que o grupo 1 é o grupo que apresenta maior deformação, com um máximo de aproximadamente 275000  $\mu\epsilon$  numa região central, seguido do grupo 2 com um máximo de aproximadamente 140000  $\mu\epsilon$  numa região posterior e por fim, do grupo 3 com um máximo de aproximadamente 6000  $\mu\epsilon$ . Na figura 4.15 observa-se que o grupo 1 e o grupo 2 apresentam valores de elevada deformação (cor vermelha) em todo o contacto entre o tecido mole e o osso. O grupo 1 apresenta elevada deformação numa grande área do osso, o que não acontece no grupo 2. O grupo 3 é o grupo que apresenta menor área de elevada deformação no contacto entre a o tecido e o osso, não apresentando deformações no osso fora deste contacto.



---

## 5. DISCUSSÃO DE RESULTADOS

O objetivo deste estudo foi a comparação dos movimentos e das deformações de modelos de PPR convencional, PPR dento-implanto-suportada com o implante localizado na região do 1º molar e PPR dento-implanto-suportada com o implante localizado na região do 2º pré-molar, quando sujeitos a carga oclusal. Para tal, foram elaborados três modelos experimentais das próteses e respectivas mandíbulas a partir de dados médicos individuais de um paciente com classe I de Kennedy. De seguida, implementou-se uma montagem experimental recorrendo à extensometria elétrica e à técnica DIC, para medir as deformações e, simultaneamente, os deslocamentos, no caso da última. Utilizou-se uma máquina de tração/compressão equipada com uma célula de carga e uma placa de carga concebida para o efeito, que aplicou uma força máxima de 300 N.

Na análise de deformações das estruturas orais, os estudos *in vitro* têm sido mais amplamente utilizados do que os estudos *in vivo*, devido ao facto de que um ensaio *in vivo* não pode ser repetido nas mesmas condições com os mesmos dentes e mucosa oral, porque as estruturas histográficas dos tecidos periodontais e a consistência óssea variam de um paciente para outro [23,24]. No entanto, na interpretação dos resultados deste estudo, tem de se considerar a diferença do comportamento mecânico dos materiais utilizados para simular as estruturas orais, nomeadamente o osso mandibular, o ligamento periodontal e os tecidos moles. O uso de uma resina (VISIJET) para representação do osso cortical com menor módulo de elasticidade (+1GPa) que o osso cortical (+20GPa) pode ter levado a maiores deformações do que aquelas que ocorrem nas mandíbulas de pacientes parcialmente desdentados.

Os resultados do presente estudo demonstram que o uso de implantes na região do rebordo residual para apoiar uma PPR de base de extensão distal, reduz o deslocamento da prótese em direção ao rebordo residual, diminui as deformações em redor dente pilar e as deformações no osso, relativamente à PPR convencional. Esta diminuição de deslocamentos e deformações poderá estar relacionada com o tipo de apoios das próteses dento-implanto-suportadas e sua maior rigidez.

De acordo com os resultados do método DIC, pode-se concluir que as PPR dento-implanto-suportadas apresentaram menor deslocamento vertical que a PPR convencional, resultados semelhantes a estudos anteriores [25,26], que indicam que o movimento do implante é menor do que o dos tecidos periodontais, diminuindo o movimento da base da prótese em direção ao rebordo residual. Os valores do deslocamento no modelo da PPR convencional sugerem a existência de um momento de força, com o ponto de aplicação no dente pilar, criando uma situação de *cantilever*. O deslocamento vertical no sentido do rebordo residual está diretamente relacionado com o suporte da prótese e vários estudos in vivo [12,13] relataram que, em comparação com PPR convencionais, as PPR dento-implanto-suportadas apresentam melhorias na retenção e estabilidade e também na capacidade mastigatória, por apresentarem apoios com capacidade retentiva. Como foi verificado na presente montagem experimental, a utilização de implantes com *attachments* com propriedades retentivas diminui o deslocamento vertical da prótese, o que tem sido associado a uma menor acumulação de alimentos debaixo das bases de extensão distal, resultando numa melhor capacidade mastigatória e conforto (menor dor e inflamação do tecido mole) [12].

Relativamente às deformações no tecido mole medidas pelo DIC, observa-se que a PPR convencional é a que apresenta maiores valores de deformação. Estes resultados estão em concordância com um estudo que relata uma diminuição de transmissão de carga na região do rebordo residual com a utilização de implantes na extensão distal em comparação com PPR convencional [25]. Em relação às PPR dento-implanto-suportadas, a PPR com o implante na região do 2º pré-molar apresentou menor valor de deformações ao longo do tecido, enquanto que a PPR com o implante na região do 1º molar apresentou deformação superior na região anterior do tecido. Cunha *et al* [26] concluíram que a aproximação do implante ao dente suporte fornece uma melhor distribuição da pressão no tecido mole, o que corrobora os resultados encontrados.

Apesar da grande magnitude das deformações verificadas no silicone representativo dos tecidos moles, clinicamente será expectável que a mucosa oral tenha níveis semelhantes ou até superiores de deformação devido às diferentes propriedades do silicone e da última. A hiperelasticidade do silicone permite grandes deformações no domínio elástico com rápida recuperação aquando do alívio da carga. Contrariamente, a mucosa tem sido descrita como tendo propriedades viscoelásticas, apresentando uma

---

resposta variável com a aplicação de carga e uma deformação com tempo de recuperação total de cerca de 24h [27].

No que diz respeito às deformações ocorridas no osso medidas pelo DIC, observou-se deformações principais superiores no modelo da PPR convencional que nos modelos de PPR dento-implanto-suportados. O modelo de PPR com o implante localizado na região do 2º pré-molar apresentou menores deformações do que no caso do implante localizado na região do 1º molar. A Lei de Wolf representa uma visão dinâmica da estrutura óssea como consequência da sua adaptabilidade a estímulos externos. De acordo com Frost [28], quando o osso é solicitado a cerca de 2000  $\mu\epsilon$ , os mecanismos de remodelação óssea conseguem facilmente recuperar os danos mas, acima de 4000  $\mu\epsilon$ , estes podem ficar oprimidos, o que pode levar a falhas por fadiga do osso trabecular ou de todo o osso. No caso da PPR convencional, em toda a extensão do osso em contacto com o tecido mole, as deformações medidas foram bastantes superiores a estes valores. Ainda que os valores experimentais possam estar hiperbolizados devido às propriedades da resina usada para a impressão da mandíbula e devido ao sistema de fixação desta numa base acrílica individualizada, o padrão de deformações sugere a possibilidade de ocorrer reabsorção óssea como sequela da carga da PPR. Suenaga *et al* [29] reportam alterações metabólicas com aumento da condição inflamatória no osso após inserção de PPR convencional de sela distal livre, o que a longo prazo pode reverter-se em perda óssea na área desdentada.

Relativamente aos resultados do extensómetro linear localizado perto do dente pilar, o modelo da PPR convencional apresentou maiores valores de deformação, relativamente aos modelos de PPR dento-implanto-suportadas, resultados similares a outros estudos [25,30–32]. Em relação aos modelos de PPR dento-implanto-suportados, o grupo 3 apresentou maiores valores de deformação do que o grupo 2, o que está de acordo com os resultados de um estudo de extensometria *in vitro* [33], em que os autores encontraram menor deformação em redor do dente pilar com implantes colocados distalmente do que mesialmente em PPR dento-implanto-suportadas com *attachments* em bola. O grupo 2 apresentou deformações bastante baixas, praticamente insignificantes e desprezáveis. No caso do grupo 1, as deformações positivas ou de tração medidas no extensómetro linear, sugerem a existência do momento de força aplicado sobre o dente suporte. Estas deformações são mais nocivas para o osso e ligamento periodontal [34]. No grupo 3, a localização do implante perto do extensómetro pode ser a razão de este apresentar esforços

de compressão. Neste caso, o implante absorve grande parte da carga, anulando os esforços sobre o retentor direto. Assim, o material envolvente é sujeito a esforços de compressão e o dente pilar não é solicitado como na situação de PPR convencional.

Relativamente as deformações medidas pela roseta, observou-se que, perto da base da prótese, ocorreu maior deformação na PPR convencional e menor deformação na PPR dento-implanto-suportada com o implante no 1º molar.

Os resultados apresentados pelo DIC e pelos extensómetros, relativamente às próteses dento-implanto-suportadas, diferem e apresentam uma ordem de grandeza bastante díspar. Karl *et al* [35] sugerem que os extensómetros medem a média das deformações ao longo do seu comprimento, o que pode levar a valores inferiores relativamente aos reais, o que pode explicar as diferenças nos resultados obtidos. Não é possível fazer uma comparação direta entre os resultados das rosetas e do DIC, visto que estas foram colocadas num plano não vertical, não permitindo a medição do DIC.

Relativamente ao gancho, a PPR convencional apresentou deformações muito superiores em relação às PPR dento-implanto-suportadas. Estas deformações medidas podem ser a causa de complicações clínicas observadas nos ganchos, como perda de retenção e eventual fratura [36].

Durante este estudo teve-se em consideração o facto das superfícies dos modelos capturadas pelo DIC não serem completamente planas em relação às câmaras, o que pode levar a algum grau de incerteza na apresentação dos resultados nos pontos mais distantes do centro da imagem devido a distorção óptica e perda de profundidade de campo.

## 6. CONCLUSÕES

Através da análise e discussão dos resultados obtidos para cada grupo em estudo, pode-se retirar as seguintes conclusões:

1. os modelos das PPR dento-implanto-suportadas apresentam maior suporte do que o modelo da PPR convencional, verificando-se uma diminuição significativa de deslocamento vertical;
2. as deformações em redor do dente pilar são inferiores nos modelos de PPR dento-implanto-suportadas do que no modelo de PPR convencional;
3. as deformações no gancho são inferiores nos modelos de PPR dento-implanto-suportadas do que no modelo de PPR convencional;
4. os modelos de PPR dento-implanto-suportadas permitem uma diminuição de transmissão de carga na região do rebordo residual, verificando-se deformações inferiores no tecido mole, relativamente ao modelo de PPR convencional;
5. os modelos das PPR dento-implanto-suportadas apresentam uma diminuição significativa de deformações no osso, relativamente ao modelo de PPR convencional.

### 6.1. Trabalhos futuros

As PPR dento-implanto-suportadas foram sugeridas como uma opção viável para melhorar o prognóstico e diminuir os problemas associados das PPR de Classe I de Kennedy. No entanto, os estudos sobre a análise de deslocamento e deformação raramente abordam a complexidade deste tipo de reabilitação. De seguida serão mencionadas três sugestões de trabalhos que poderão ser realizados futuramente:

- medição das deformações e dos deslocamentos na superfície lingual, através do mesmo método experimental;
- utilização de um sistema tátil de mapeamento de pressão, de modo a realizar um estudo comparativo de pressão entre os mesmos modelos;
- comparação do modelo experimental com um modelo numérico.



---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

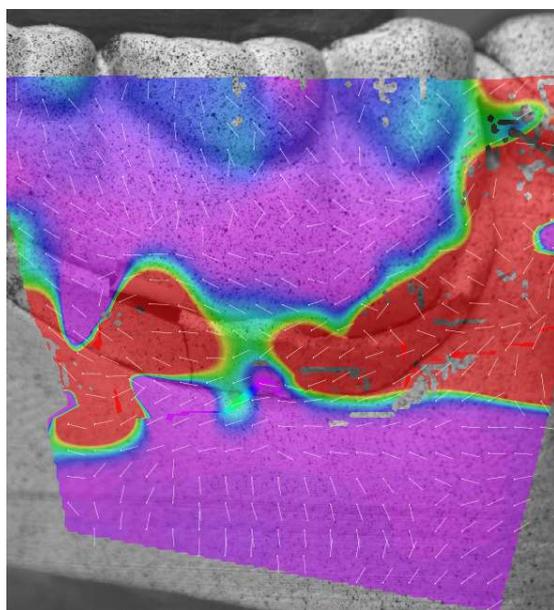
1. Petersen PE, Bourgeois D, Ogawa H, Estupinan-Day S, Ndiaye C. The global burden of oral diseases and risks to oral health. Vol. 83, Bulletin of the World Health Organization. 2005. p. 661–9.
2. Felton DA. Edentulism and Comorbid Factors. J Prosthodont [Internet]. 2009 Feb 1;18(2):88–96. Available from: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00437.x>
3. Polzer I, Schimmel M, Müller F, Biffar R. Edentulism as part of the general health problems of elderly adults\*. Int Dent J [Internet]. 2010;60(3):143–55. Available from: [http://https://doi.org/10.1922/IDJ\\_2184Polzer13](http://https://doi.org/10.1922/IDJ_2184Polzer13)
4. Moreira Carneiro AC, Maia Correia AR, Reis Campos JC, Fonseca P, Mesquita P, Figueiral MH. Caracterização da desdentação parcial numa amostra populacional de uma Faculdade de Medicina Dentária. Rev Port Estomatol Med Dent e Cir Maxilofac. 2013;54(2):60–7.
5. Pellizzer EP, Almeida DADF, Falcón-Antenucci RM, Sánchez DMIK, Zuim PRJ, Verri FR. Prevalence of removable partial dentures users treated at the Aracatuba Dental School - UNESP. Gerodontology. 2012;29(2):140–4.
6. Basker RM. After Kennedy [Internet]. Vol. 52, Int Dent J . [rmbasker@freecall-uk.co.uk](mailto:rmbasker@freecall-uk.co.uk) ; 2002. p. 99–112. Available from: [internal-pdf://195.27.215.181/Basker-2002-International\\_Dental\\_Journal.pdf](internal-pdf://195.27.215.181/Basker-2002-International_Dental_Journal.pdf)
7. Phoenix RD, Cagna DR, DeFreest CF. Stewart’s clinical removable partial prosthodontics . Quintessence ; 2003.
8. Atwood DA. Reduction of residual ridges: A major oral disease entity. J Prosthet Dent. 1971;26(3):266–79.
9. Carr AB, Brown DT. McCracken’s removable partial prosthodontics . Elsevier Health Sciences ; 2010.
10. ELSyad MA, Omran AO, Fouad MM. Strains Around Abutment Teeth with Different Attachments Used for Implant-Assisted Distal Extension Partial

- Overdentures: An In Vitro Study. *J Prosthodont.* 2017;26(1):42–7.
11. Costa MM, Da Silva MAMR, Oliveira SAG, Gomes VL, Carvalho PM, Lucas BL. Photoelastic study of the support structures of distal-extension removable partial dentures. *J Prosthodont.* 2009;18(7):589–95.
  12. Wismeijer D, Tawse-Smith A, Payne AGT. Multicentre prospective evaluation of implant-assisted mandibular bilateral distal extension removable partial dentures: Patient satisfaction. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(1):20–7.
  13. Ohkubo C, Kobayashi M, Suzuki Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal-extension removable partial dentures: in vivo assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(6).
  14. Shahmiri R, Aarts JM, Bennani V, Das R, Swain M V. Strain distribution in a Kennedy class i implant assisted removable partial denture under various loading conditions. *Int J Dent.* 2013;2013.
  15. Jensen C, Meijer HJA, Raghoobar GM, Kerdiijk W, Cune MS. Implant-supported removable partial dentures in the mandible: A 3–16 year retrospective study. *J Prosthodont Res [Internet].* 2017;61(2):98–105. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2016.07.002>
  16. Suzuki Y, Osada H, Kobayashi M, Katoh M, Kokubo Y, Sato J, et al. Long-term clinical evaluation of implant over denture. *J Prosthodont Res.* 2012;56(1):32–6.
  17. Rodrigues RCS, Faria ACL, Macedo AP, de Mattos M da GC, Ribeiro RF. Retention and stress distribution in distal extension removable partial dentures with and without implant association. *J Prosthodont Res.* 2013;57(1):24–9.
  18. Li J, Fok ASL, Satterthwaite J, Watts DC. Measurement of the full-field polymerization shrinkage and depth of cure of dental composites using digital image correlation. *Dent Mater.* 2009;25(5):582–8.
  19. Tiozzi R, Lin L, Rodrigues RCS, Heo YC, Conrad HJ, de Mattos M da GC, et al. Digital image correlation analysis of the load transfer by implant-supported restorations. *J Biomech [Internet].* 2011;44(6):1008–13. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.02.015>
  20. Çehreli MC, Iplikçioglu H. In Vitro Strain Gauge Analysis of Axial and Off-Axial Loading on Implant Supported Fixed Partial Dentures. *Implant Dent [Internet].* 2002;11(3). Available from: [https://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/2002/07000/In\\_Vitro\\_Strain\\_Gauge\\_](https://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/2002/07000/In_Vitro_Strain_Gauge_)
-

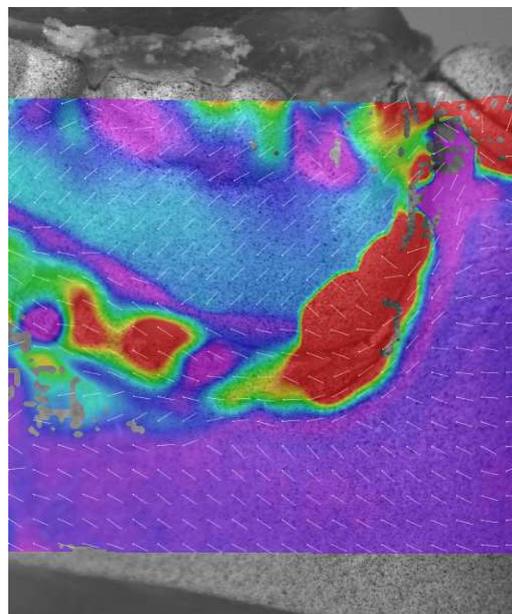
- Analysis\_of\_Axial\_and.15.aspx
21. Stafford GD, Glantz P-O. Intraoral strain gauge measurements on complete dentures: a methodological study. *J Dent* [Internet]. 1991;19(2):80–4. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/030057129190094F>
  22. ASTM International. F2792-12a - Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies. *Rapid Manuf Assoc* [Internet]. 2013;10–2. Available from: <http://www.ciri.org.nz/nzrma/technologies.html>
  23. Asundi, A and Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of invivo strain and invitro stress distribution in human dental supporting structures. *Arch Oral Biol*. 2000;45(7):543.
  24. Shohet H. Relative magnitudes of stress on abutment teeth with different retainers. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018 Feb 25;21(3):267–82. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913\(69\)90290-X](http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(69)90290-X)
  25. Verri FR, Pellizzer EP, Rocha EP, Pereira JA. Influence of Length and Diameter of Implants Associated With Distal Extension Removable Partial Dentures. *Implant Dent* [Internet]. 2007;16(3). Available from: [https://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/2007/09000/Influence\\_of\\_Length\\_and\\_Diameter\\_of\\_Implants.8.aspx](https://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/2007/09000/Influence_of_Length_and_Diameter_of_Implants.8.aspx)
  26. Cunha LDAP, Pellizzer EP, Verri FR, Pereira JA. Evaluation of the Influence of Location of Osseointegrated Implants Associated with Mandibular Removable Partial Dentures. *Implant Dent* [Internet]. 2008;17(3). Available from: [https://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/2008/09000/Evaluation\\_of\\_the\\_Influence\\_of\\_Location\\_of.9.aspx](https://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/2008/09000/Evaluation_of_the_Influence_of_Location_of.9.aspx)
  27. Chen J, Ahmad R, Li W, Swain M, Li Q. *Biomechanics of oral mucosa*. 2015;
  28. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. Vol. 64, *Angle Orthodontist*. 1994. p. 175–88.
  29. Dds HS, Dds MY. Bone metabolism of residual ridge beneath the denture base of an RPD observed using NaF-PET / CT. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2012;56(1):42–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2011.04.002>
  30. Ohkubo C, Kurihara D, Shimpo H, Suzuki Y, Kokubo Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: in vitro assessment. *J Oral Rehabil*. 2007;34(1):52–6.

31. Sato M, Suzuki Y, Kurihara D, Shimpo H, Ohkubo C. Effect of implant support on mandibular distal extension removable partial dentures: Relationship between denture supporting area and stress distribution. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2013;57(2):109–12. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2013.01.002>
32. Kihara M, Matsushita Y, Tokuhisa M, Hoshi M, Koyano K. The effect of implant support for extended removable partial dentures: Experimental studies in a model missing mandibular posterior teeth. *J Jpn Soc Oral Implant*. 2003;16:214–25.
33. Hegazy SAF, Elshahawi IM, ElMotayam H. Stresses Induced by Mesially and Distally Placed Implants to Retain a Mandibular Distal-Extension Removable Partial Overdenture: A Comparative Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2013 Apr;28(2):403–7. Available from: <http://10.0.45.87/jomi.2155>
34. Natali AN, Carniel EL, Pavan PG, Sander FG, Geiger M. A Visco-Hyperelastic-Damage Constitutive Model for the Analysis of the Biomechanical Response of the Periodontal. 2016;130(June 2008):1–8.
35. Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Influence of Fixation Mode and Superstructure Span upon Strain Development of Implant Fixed Partial Dentures. *J Prosthodont* [Internet]. 2008 Jan 1;17(1):3–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00236.x>
36. Rehmann P, Ferger P. Treatment Outcomes with Removable Partial Dentures : 2013;26(2):147–51.

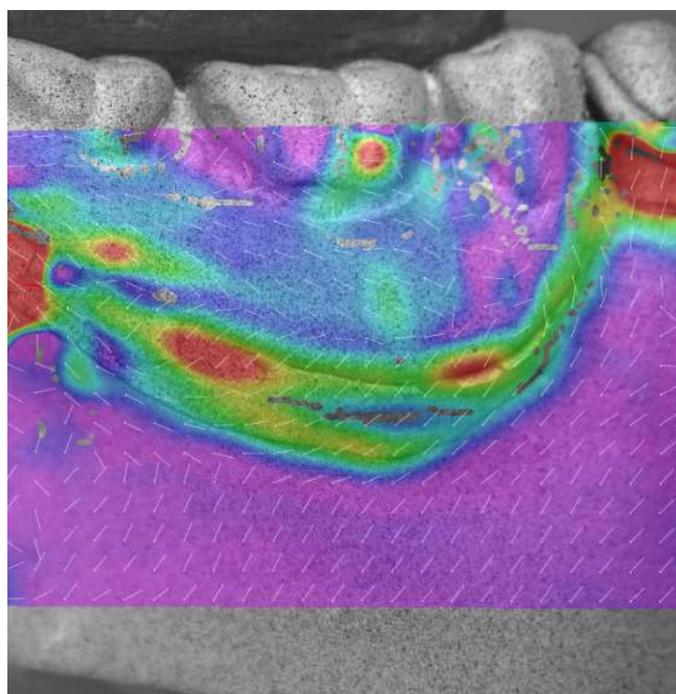
## APÊNDICE A



**Figura Ap.0.1** – Vetores direção principal máxima, no grupo 1,  $F = 240$  N.



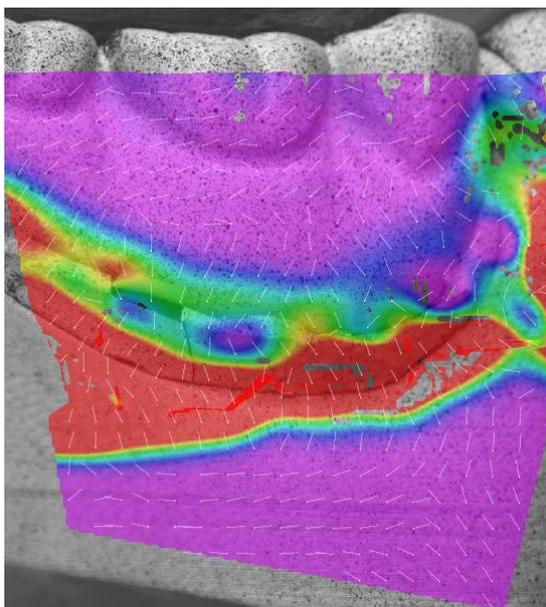
**Figura Ap.0.2** - Vetores direção principal máxima, no grupo 2,  $F = 240$  N.



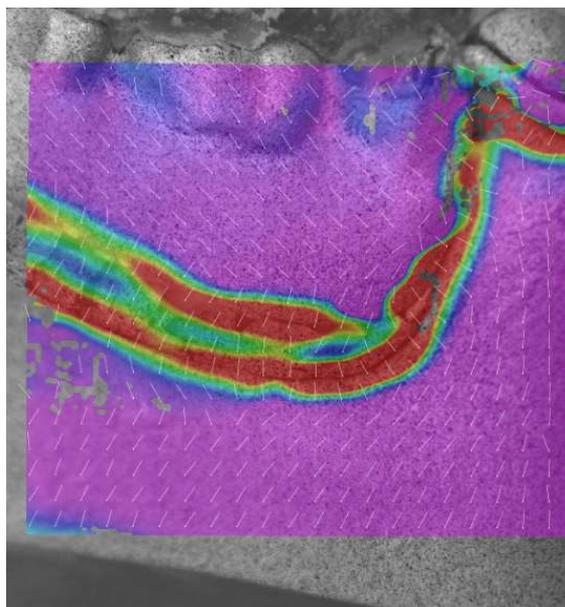
**Figura Ap.0.3** - Vetores direção principal máxima, no grupo 3,  $F = 240$  N.



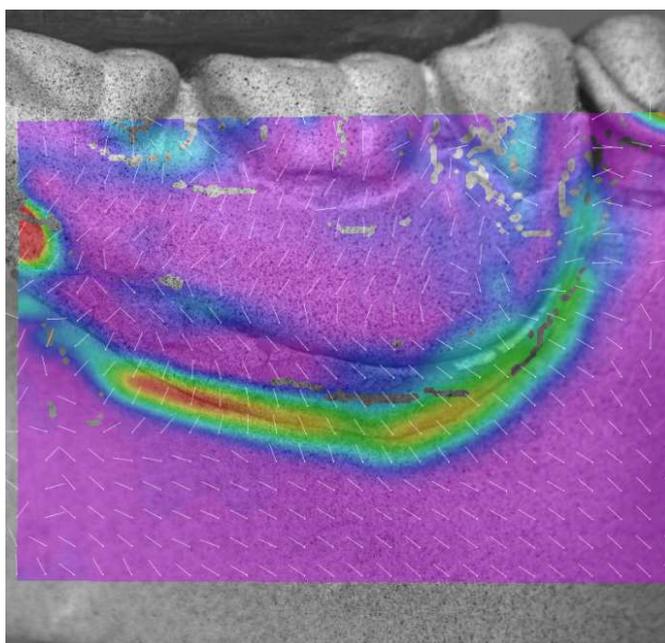
## APÊNDICE B



**Figura Bp0.1** - Vetores direção principal mínima, no grupo 1,  $F = 240$  N.



**Figura Bp0.2** - Vetores direção principal mínima, no grupo 2,  $F = 240$  N.



**Figura Bp0.3** - Vetores direção principal mínima, no grupo 2,  $F = 240$  N.