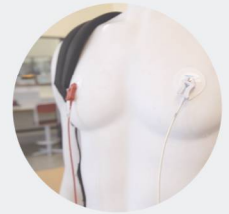




Simulação biomecânica de implantes dentários ?all-on-four? recorrendo a método sem malha

CARLOS MANUEL CARVALHO PEREIRA

novembro de 2021



Simulação biomecânica de implantes dentários all-on-four recorrendo a método sem malha

CARLOS MANUEL CARVALHO PEREIRA
Outubro de 2021



Simulação biomecânica de implantes dentários “all-on-four” recorrendo a método sem malha

Carlos Carvalho Pereira

Engenheiro(a) Biomédico(a) pelo Instituto Superior de Engenharia do Porto

“Dissertação apresentada no Instituto Superior de Engenharia do Porto para a obtenção de grau de Mestre em Engenharia Biomédica”

Orientador: Jorge Belinha

Outubro de 2021

"O mais competente não discute, domina a sua ciência e cala-se."

Voltaire

Agradecimentos

Em primeiro lugar gostaria de agradecer à minha namorada e companheira, por estar sempre disponível nos bons e nos maus momentos.

Aos meus pais e à minha irmã pelo apoio incondicional não só na minha vida académica como também em todas as etapas pessoais.

A toda a minha família e a todos os meus amigos pelo incentivo, pois onde quer que estivessem tinham sempre uma palavra de encorajamento.

Ao ISEP, instituição que me acolheu durante estes cinco anos académicos e que muita alegria me proporcionou.

Ao professor Jorge Belinha por toda a disponibilidade e toda a orientação dada ao longo deste tempo.

A todos os que diretamente ou indiretamente fizeram parte da minha formação.

A todos vocês, o meu sincero agradecimento.

Resumo

O edentulismo, ou perda dentária, é dos piores problemas a nível da saúde oral. Normalmente, é o resultado de efeitos acumulativos de outras doenças orais combinados com alguns fatores socioeconómicos. A falta de dentes tem um impacto direto na qualidade de vida da pessoa, uma vez que, esta perda dentária leva a uma capacidade funcional deficiente, bem como a desafios nutricionais, estéticos e psicológicos, como baixa autoestima e baixa integração social. Estima-se que no ano de 2010, existiam cerca de 158 milhões de pessoas afetadas com esta condição [1].

Os implantes dentários surgiram como solução para este problema, existindo presentemente várias soluções em forma e em tipo de material. No sentido de garantir o sucesso a longo prazo do implante, é de extrema importância que este seja o mais adequado para determinada situação e patologia. Adicionalmente, é necessário que o implante seja confortável (mimetize a dentição natural) e que os materiais utilizados resistam às cargas instaladas.

Para realizar estes estudos biomecânicos, surgem as simulações numéricas, como o Método dos Elementos Finitos e Método Sem Malha. Hoje em dia, o método numérico mais utilizado para simular problemas dentários é o Método dos Elementos Finitos. No entanto, este apresenta algumas desvantagens numéricas. Assim, a comunidade científica tem presenciado a implementação e desenvolvimento dos Métodos Sem Malha, que são métodos numéricos mais flexíveis e precisos, principalmente na obtenção do campo de tensões.

O objetivo deste trabalho passa pela extensão dos Métodos Sem Malha à análise elástica e estática de implantes em barra complexos, bem como estudar as implicações numéricas da interface osso-implante.

Palavras-chave: próteses dentárias; simulação biomecânica; Método dos Elementos Finitos; Métodos Sem Malha.

Abstract

Edentulism, or tooth loss, is one of the worst oral health problems. It is usually the result of cumulative effects of other oral diseases in combination with some socio-economic issues. Tooth loss has a direct impact on a person's quality of life, since tooth loss leads to poor functional ability, as well as nutritional, aesthetic and psychological challenges, such as low self-esteem and poor social integration. It is estimated that in the year 2010, there were about 158 million people affected with this condition [1].

Dental implants have emerged as the most viable solution to this problem, evolving from its type, removable or fixed prostheses, as well as the materials used. To ensure the long-term success of the implant, it is extremely important to select the most appropriate solution for the given situation. In the case of a removable prosthesis, it is necessary to assure that support points do not yield to fatigue; and in the case of a fixed prosthesis, it is required to verify if the fixation points will experience damage or if the stress field is beyond the yield limit.

To perform these biomechanical studies, numerical simulations arise, such as the Finite Element Method and Meshless Method. Nowadays, the most used numerical method to simulate dental problems is the Finite Element Method. However, this method presents some inaccuracy on the obtained stress field, particularly in discontinuities zones and material-change areas. Thus, to suppress this need, the scientific community has witnessed the implementation and development of the Meshless Methods, which are more flexible and accurate, especially in obtaining the stress field [2].

The objective of this work is the extension of the Meshless Methods to the static elastic analysis of complex dental prostheses, as well as to study the numerical implications of the bone-implant interface.

Key words: dental implants; biomechanical simulation; Finite Element Method; Meshless Methods.

Índice

1.	INTRODUÇÃO.....	3
1.1.	MOTIVAÇÃO	3
1.2.	OBJETIVOS.....	3
1.3.	ESTRUTURA.....	4
2.	TECIDO ÓSSEO	7
2.1.	MORFOLOGIA DO TECIDO ÓSSEO	7
2.1.1.	<i>Ossos Faciais</i>	8
2.1.1.1.	Maxila	9
2.1.1.2.	Mandíbula.....	10
2.1.2.	<i>Músculos Mastigatórios</i>	11
2.1.3.	<i>Dentes</i>	12
2.2.	ESTRUTURA E COMPOSIÇÃO DO OSSO	14
2.2.1.	<i>Matriz óssea</i>	15
2.2.2.	<i>Células Ósseas</i>	16
2.2.3.	<i>Densidade do Osso</i>	17
3.	PRÓTESES DENTÁRIAS E IMPLANTES EM BARRA.....	21
3.1.	PERDA DENTÁRIA.....	21
3.2.	IMPACTO SOCIOECONÓMICO.....	22
3.3.	PRÓTESES E IMPLANTES	23
3.3.1.	<i>Constituição</i>	23
3.3.2.	<i>Geometria do Implante e da Rosca</i>	24
3.3.3.	<i>Materiais Utilizados e Propriedades Mecânicas</i>	26
3.3.3.1.	Metais e Ligas Metálicas	27
3.3.3.2.	Materiais Cerâmicos	28
3.3.3.3.	Materiais Poliméricos	30
3.4.	PRÓTESES ALL-ON-4	31
4.	MÉTODOS NUMÉRICOS	35
4.1.	MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	35
4.2.	MÉTODOS SEM MALHA	36
4.2.1.	<i>Conectividade Nodal</i>	37
4.2.1.1.	RPIM	37
4.2.1.2.	NNRPIM	38
4.2.2.	<i>Integração Numérica</i>	39

4.2.2.1.	RPIM	39
4.2.2.2.	NNRPIM	41
4.2.3.	<i>Funções de forma</i>	44
5.	MECÂNICA DOS SÓLIDOS.....	50
5.1.1.	<i>Fundamentos</i>	50
5.1.2.	<i>Formulação fraca</i>	53
5.1.2.1.	Formulação fraca de Galerkin	53
5.1.2.2.	Sistema de Equações Discretas	55
6.	ESTADO DE ARTE	60
6.1.	MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	60
6.1.1.	<i>Evolução dos modelos</i>	63
6.1.2.	<i>Materiais: Osso e materiais do implante</i>	64
6.1.2.1.	Materiais Isotrópicos	64
6.1.2.2.	Materiais Anisotrópicos	65
6.1.3.	<i>Condições de Fronteira</i>	66
6.1.1.	<i>Cargas</i>	67
6.1.2.	<i>Geometria do Implante</i>	68
6.1.3.	<i>Interface Osso – Implante</i>	69
6.1.4.	<i>Implantes all-on-4</i>	69
6.2.	MÉTODOS SEM MALHA	70
7.	TRABALHO PRÁTICO	73
7.1.	3D SLICER	73
7.2.	SOLIDWORKS	73
7.3.	FEMAP	74
7.4.	FEMAS	74
7.5.	TRABALHO PRÁTICO PRELIMINAR	74
7.5.1.	<i>Análise MEF</i>	78
7.5.2.	<i>Análise RPIM e NNRPIM</i>	82
7.6.	BARRA DE ESPESSURA VARIÁVEL – <i>ALL-ON-4</i>	85
7.6.1.	<i>Análise MEF</i>	86
7.6.1.	<i>Análise RPIM e NNRPIM</i>	89
8.	CONCLUSÕES	95
9.	REFERÊNCIAS	98

Lista de Figuras

Figura 1: Esqueleto axial (cinzento) e esqueleto apendicular [3].	8
Figura 2: Vista Lateral Direita do Crânio. Adaptado de [3].	9
Figura 3: Maxila direita e suas estruturas: (a) plano anterior (b) plano superior. Adaptado de Anatomy Standard [8].	10
Figura 4: Constituição anatômica da mandíbula humana. Adaptado de Encyclopaedia Britannica [9].	11
Figura 5: Músculos da Mastigação: (a) Músculo masséter - vista lateral esquerda; (b) Músculo temporal - vista lateral esquerda; (c) Músculo pterigoide medial - vista lateral esquerda; (d) Músculo pterigoide lateral - vista posterior. Adaptado de [8].	12
Figura 6: Constituição do dente. Adaptado de [9].	13
Figura 7: Ilustração do tecido ósseo [2].	15
Figura 8: Células ósseas (a) osteoblastos numa superfície pré-existente como cartilagem ou osso. Os prolongamentos celulares dos osteoblastos unem-se; (b) os osteoblastos maduros produzem matriz óssea, passando a ser designados por osteócitos. Adaptado de [3].	17
Figura 9: Classes de Qualidade óssea. Adaptado de [19]	17
Figura 10: Prevalência do edentulismo em 50 países [24].	22
Figura 11: Constituição do implante dentário [38].	24
Figura 12: Geometria do implante (a) implante cilíndrico; (b) implante cônico; (c) implante com corpo cilíndrico e ápice cônico [43].	25
Figura 13: Parâmetros capazes de modificar a área de superfície funcional por unidade de comprimento de rosca do implante [44].	26
Figura 14: Diferentes tipos de forma da rosca do implante: A- Forma em V; B – Contraforte; C – Contraforte reversa; D – Quadrada. [37].	26
Figura 15: Próteses all-on-4 e all-on-6. Adaptado de [67].	31
Figura 16: Discretização de um modelo exemplo aplicando o MEF (a) original, e (b) malha obtida após a discretização, constituída por elementos e nós.	36
Figura 17: Exemplos de diferentes tipos de domínios de influência: (a) domínio de influência com tamanho fixo e forma retangular; (b) domínio de influência com tamanho fixo e forma circular; (c) domínio de influência com tamanho variável e forma circular [2].	38
Figura 18: Célula de influência: (a) 1º grau; (b) 2º grau [37].	39

Figura 19: Malha de integração: (a) Gaussiana ajustada; (b) Gaussiana geral [2].	40
Figura 20: Integração numérica RPIM. (a) Quadrilátero inicial da célula; (b) Transformação do quadrilátero inicial num quadrado isoparamétrico, e aplicação da regra do ponto de quadratura 2×2 . (c) Retorno à forma quadrilateral inicial [2]	40
Figura 21: (a) Diagrama inicial de Voronoï; (b) Triangulação Delaunay [71]... 41	
Figura 22: (a) Célula de Voronoï e respetivos pontos de interseção PI_i ; (b) Pontos médios MI_i e os respetivos quadriláteros obtidos; (c) Quadrilátero $nIMI4PI4MI5$ [51]	42
Figura 23: (a) Célula de Voronoï e respetivos pontos de interseção PI_i ; (b) Pontos médios MI_i e os respetivos triângulos obtidos; (c) Triângulo $nPI8MI1$ [51].	42
Figura 24: Triângulo e quadrilátero e os respetivos pontos de integração, xI [51]	43
Figura 25: Triângulo e quadrilátero e os respetivos pontos de integração xI , utilizando o esquema de integração de Gauss-Legendre [37].	44
Figura 26: Curva Tensão-Deformação. Adaptado de [82].	50
Figura 27: Corpo contínuo sujeito a forças de volume e forças externas [2].	54
Figura 28: Aplicação de Brekelmans et al. do MEF na biomecânica ortopédica: (a) divisão dos elementos no fémur; (b) análise das tensões para diferentes cargas com pontos de aplicação diferentes[89]; (c) reprodução do estudo numa análise 3D, realizado por Rohlmann et al [94]......	61
Figura 29: Número de publicações relacionadas com o MEF aplicado à análise biomecânica. Fonte: Scopus.	61
Figura 30: Número de publicações do método dos Elementos Finitos aplicado na área da implantologia. Fonte: Scopus.....	62
Figura 31: Exemplo de uma representação do modelo de elementos finitos: (a) bidimensional [98]; (b) tridimensional [104].	63
Figura 32: Dois tipos de considerações para as condições de fronteira: Condições de fronteiras fixas definidas em campo mais distante [140]; (b) condições de fronteira que consideram os músculos da mastigação (setas pretas) e a articulação temporomandibular (triângulos verdes) [145].	66
Figura 33: Comparação da máxima tensão de von Mises, no osso circundante, para três tipos de rosca diferentes. Adaptado de [43]......	68

Figura 34: Procedimento para a construção do modelo de treino: (a) Imagem DICOM resultante de uma TC ao crânio; (b) segmentação da mandíbula no 3D Slicer; (c) Desenho e construção da prótese no Solidworks; (d) Prótese com malha, utilizando o FEMAP.....	75
Figura 35: Identificação das condições de fronteiras utilizadas no modelo geométrico de teste.	76
Figura 36: Representação das 4 forças aplicadas no modelo.	76
Figura 37: Estudo de convergência para os três modelos para a F1, para os parâmetros da tensão máxima de von Mises.	77
Figura 38: Análise biomecânica ao longo de uma linha na parte superior da barra.	77
Figura 39: Variação da tensão de von Mises ao longo dos nós da superfície superior do modelo 1, para as quatro forças (F1, F2, F3 e F4).....	81
Figura 40: Distribuição das tensões principais ao longo do modelo 2, para as 4 forças: (a) σ_1 ; (b) σ_3	81
Figura 41: Variação da tensão de von Mises ao longo dos nós da superfície superior do modelo 2, para as quatro forças (F1, F2, F3 e F4), aplicando o RPIM.	84
Figura 42: Modelo com espessura variável.	85
Figura 43: Modelo de espessura variável: (a) malha constituída por 5376 elementos e 1487 nós; (b) - imposição das condições de fronteiras nos apoios.	86
Figura 44: Variação da tensão de von Mises ao longo dos nós da superfície superior do modelo de espessura variável, para as quatro forças (F1, F2, F3 e F4), aplicando o MEF.	88
Figura 45: Distribuição das tensões principais ao longo do modelo de espessura variável, para as 4 forças: (a) σ_1 ; (b) σ_3	88
Figura 46: Variação da tensão de von Mises ao longo dos nós da superfície superior do modelo de espessura variável, para as quatro forças (F1, F2, F3 e F4), aplicando o MEF: (a) RPIM; (b) NNRPIM.....	92
Figura 47: Distribuição das tensões principais ao longo do modelo de espessura variável, para as 4 forças: (a) σ_1 obtida pela análise RPIM; (b) σ_3 obtida pela análise RPIM; (c) σ_1 obtida pela análise NNRPIM; (d) σ_3 obtida pela análise NNRPIM.	93

Lista de Tabelas

Tabela 1: Propriedades mecânicas de alguns biometais utilizados na implantologia [46], [47], [49], [50].....	28
Tabela 2: Propriedades mecânicas de alguns materiais cerâmicos utilizados na implantologia [49], [50], [54], [58].	30
Tabela 3: Propriedades mecânicas do PEEK [63], [64].	31
Tabela 4: Valores do módulo de Young e coeficiente Poisson para alguns dos materiais mais utilizados em próteses dentárias, tal como reportado em [116].	65
Tabela 5: Valores atribuídos para as cargas: axial, horizontal e oblíqua e respetivo ângulo de inclinação.	67
Tabela 6: Comparação dos resultados obtidos para o modelo 1 e 2, para as quatro forças ao nível de deslocamento (u).....	78
Tabela 7: Comparação dos resultados obtidos para o modelo 1 e 2, para as quatro forças ao nível da tensão de von Mises (S_{ef}).	79
Tabela 8: Resultados obtidos para o modelo 2, para as quatro forças no parâmetro do deslocamento, para os MSM: RPIM e NNRPIM.	82
Tabela 9: Resultados obtidos para o modelo 2, para as quatro forças no parâmetro da tensão de von Mises, para os MSM: RPIM e NNRPIM.....	83
Tabela 10: Resultados obtidos para o modelo de espessura variável, para as quatro forças nos parâmetros do deslocamento e da tensão de von Mises.	86
Tabela 11: Resultados obtidos para o modelo 2, para as quatro forças no parâmetro do deslocamento, para os MSM: RPIM e NNRPIM:	89
Tabela 12: Resultados obtidos para o modelo de espessura variável, para as quatro forças no parâmetro da tensão de von Mises, para os MSM: RPIM e NNRPIM	90

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

1. Introdução

O presente documento enquadra-se no âmbito da unidade curricular Dissertação, do mestrado em Engenharia Biomédica, no Instituto Superior de Engenharia do Porto. A tese tem como objetivo a simulação biomecânica de próteses dentárias complexas, sendo que nesta monografia é apresentada parte da base teórica para a futura aplicação prática em casos clínicos.

1.1. Motivação

A perda dentária, ou edentulismo, é dos piores problemas a nível da saúde oral, sendo resultado de efeitos acumulativos de outras doenças orais em combinação com alguns fatores socioeconómicos. A nível mundial, no ano de 2010, esta condição afetou cerca de 158 milhões de pessoas em todo o mundo, cerca de 2,3% da população mundial.

Uma das soluções para este problema passa pela criação e implementação de próteses e implantes dentários nos indivíduos afetados pelo edentulismo. É muito importante, de modo a garantir o sucesso a longo prazo de um implante ou de uma prótese fixa ou removível, que este implante é o mais adequado para a determinada situação. No caso de uma prótese removível, é necessário garantir que os pontos de apoio não cedam à fadiga; e no caso da solução passar por uma prótese fixa, é necessário verificar se os pontos de fixação irão sofrer danos ou se o campo de tensão não ultrapassa o valor limite recomendado. No caso de um implante, é necessário garantir que anatomicamente a solução encontrada é semelhante à natural e que os materiais utilizados resistem às cargas instaladas. Assim, torna-se fulcral a realização de uma simulação numérica, eficiente e capaz de analisar todas essas características, de modo a prever problemas de implantação de implantes e próteses dentárias.

1.2. Objetivos

O principal objetivo deste trabalho é a extensão da aplicabilidade dos Métodos Sem Malha para a análise elástica e estática de implantes dentários complexos.

Para além disto, esta monografia visa o levantamento detalhado dos seguintes tópicos:

- Tecido ósseo: anatomia e biologia do sistema esquelético, a morfologia, estrutura, composição e propriedades mecânicas do tecido ósseo;
- Implantes dentários: impacto socioeconómico, tipos de implantes existentes e materiais utilizados;
- Métodos Numéricos: Método dos Elementos Finitos e Métodos Sem Malha.

1.3.Estrutura

Este documento está organizado, de modo que, seja fácil a sua compreensão e seguimento do fluxo de conteúdos. Assim esta monografia está dividida em 6 secções:

- I. O primeiro capítulo corresponde à Introdução, onde é feito um enquadramento do trabalho, explicando os objetivos principais e a motivação para a concretização do estudo;
- II. No segundo capítulo são abordados os conceitos básicos da anatomia e biologia do sistema esquelético e a morfologia, estrutura e composição do tecido ósseo;
- III. O terceiro capítulo é referente aos implantes dentários, o seu impacto socioeconómico, a importância do seu estudo, quais os tipos de implantes existentes e quais os materiais que são usados para fabricar esses implantes;
- IV. No quarto capítulo é retratada a teoria referente aos métodos numéricos aplicados neste estudo, nomeadamente o Método dos Elementos Finitos e do Método Sem Malha;
- V. No quinto capítulo é feita uma revisão geral da teoria da mecânica dos sólidos;
- VI. O sexto capítulo é referente à revisão do estado de arte relacionada com a implementação dos métodos numéricos na área da implantologia;
- VII. No capítulo sétimo, é descrito o trabalho prático realizado, quais os softwares utilizados e os resultados obtidos.
- VIII. No oitavo capítulo é feita uma conclusão relativamente à realização desta monografia;
- IX. Por fim, o último capítulo é referente às referências bibliográficas.

CAPÍTULO 2 – TECIDO ÓSSEO

2. Tecido Ósseo

Neste capítulo, serão abordados os conceitos básicos da anatomia e biologia do sistema esquelético, a morfologia, estrutura, composição e propriedades mecânicas do tecido ósseo, com mais especificidade nos ossos faciais.

2.1. Morfologia do Tecido Ósseo

O osso é, seguramente, um dos tecidos mais dinâmicos do corpo humano. O tecido ósseo sofre mudanças permanentes em resposta a diferentes estímulos relacionados às atividades fisiológicas diárias, participando continuamente no processo de remodelação, tendo a capacidade de se adaptar e reparar [2].

O Sistema Esquelético confere suporte e proteção, possibilitando os movimentos do corpo, armazena minerais e gordura, e é um local de produção de células sanguíneas. A nível de suporte e proteção, o osso está bem-adaptado para suportar pesos, sendo o principal tecido de suporte do nosso organismo, envolvendo diversos órgãos e protegendo-os contra choques exteriores. No que respeita a movimentação, os músculos esqueléticos inserem-se nos ossos através de tendões, que são bandas resistentes de tecido conjuntivo. A contração dos músculos esqueléticos faz mover os ossos, originando os movimentos do corpo. As articulações, que surgem onde dois ou mais ossos se reúnem, permitem o movimento entre ossos e os ligamentos unem os ossos entre si, mas limitam os movimentos excessivos. No que respeita ao armazenamento, alguns minerais, como o cálcio e o fósforo, presentes no sangue são captados pelos ossos e aí armazenados, assim, se o nível destes minerais no sangue diminuir, os ossos libertam esses minerais novamente para o sangue. Por fim, muitos ossos contêm cavidades cujo interior está preenchido por medula óssea, que dá origem a células sanguíneas e plaquetas [3].

O Sistema Esquelético pode ser dividido em dois grupos: o esqueleto axial, que inclui os ossos centrais como o crânio, coluna vertebral e esterno, e o esqueleto apendicular, que inclui os ossos constituintes dos membros, a escápula, a clavícula e a pelve. Na figura 1 são mostrados os ossos gerais que constituem nosso esqueleto e os distintos grupos [4].

Os ossos são os componentes do esqueleto, são um tecido vivo que começa a formar-se e a desenvolver-se antes do nascimento e podem ser divididos em 4 tipos: ossos curtos, longos, planos e irregulares [3].

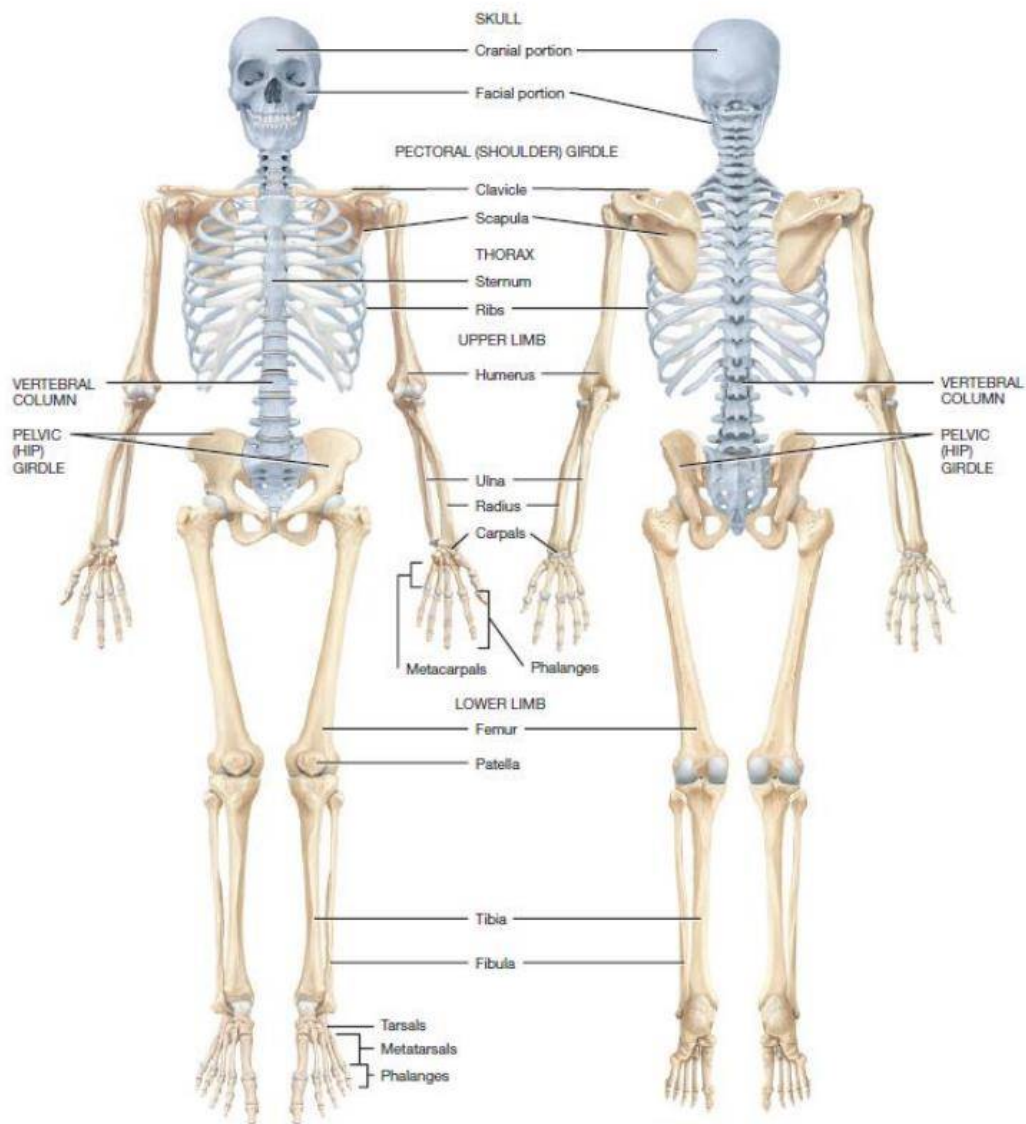


Figura 1: Esqueleto axial (cinzento) e esqueleto apendicular [3].

2.1.1. Ossos Faciais

A cabeça óssea (figura 2) protege o encéfalo, suporta os órgãos da visão, da audição, do olfato e do paladar; e funciona como suporte para as estruturas responsáveis pela entrada do ar, alimentos e água para o organismo [3].

A face é constituída por 14 ossos, como a maxila, palatino, nasal, concha nasal inferior, zigomático, lacrimal, vómer e mandíbula. Estes ossos faciais são responsáveis pela aparência e intervêm ativamente em funções de respiração e mastigação. A maxila

está interligada por articulações fibrosas, suturas, aos outros ossos que constituem a cabeça com a exceção da mandíbula que é unida ao crânio pela articulação sinovial, articulação temporomandibular. A maxila e a mandíbula são ossos irregulares que constituem os maxilares superior e inferior, respetivamente [5].

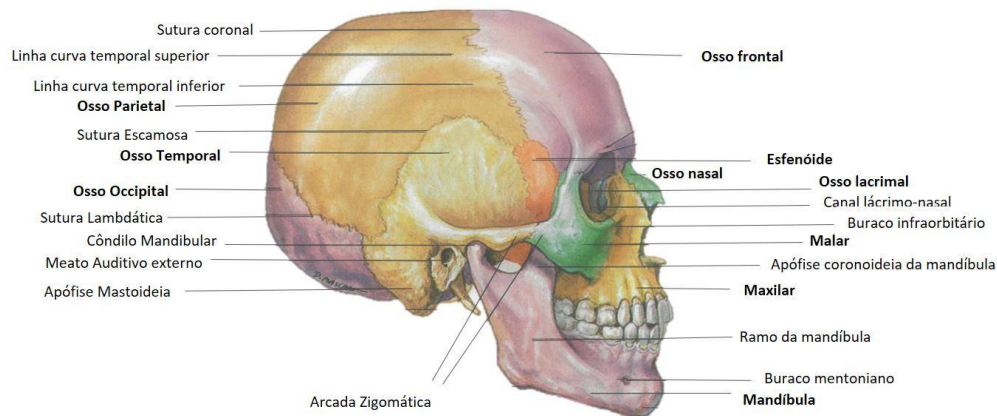


Figura 2: Vista Lateral Direita do Crânio. Adaptado de [3].

2.1.1.1. Maxila

A maxila, é uma estrutura vital do crânio. Está envolvida na formação da órbita, nariz e palato, mantém os dentes superiores e desempenha um papel importante na mastigação e na comunicação. Os ossos maxilares, constituídos pelos maxilares esquerdo e direito, unidos pela sutura intermaxilar, são compostos por um corpo que apresenta quatro superfícies: anterior (facial), posterior (infra temporal), orbital e nasal; e por quatro processos: frontal, zigomático, palatino e alveolar [6].

O corpo, maior área da maxila, possui um formato de pirâmide. É protegido por músculos faciais e contem um grande seio maxilar localizado nas regiões laterais ao nariz. Os seios maxilares produzem secreções mucosas que libertam as superfícies inferiores das cavidades nasais. A superfície orbital fornece proteção para o olho e para as restantes estruturas na órbita. O forame infra orbital penetra na superfície orbital e é responsável pelo caminho de um nervo sensorial principal do rosto [7].

Relativamente aos processos, o processo frontal articula-se com os ossos nasais, frontais, etmoidais e lacrimais e forma o limite posterior da fossa lacrimal. O processo zigomático é uma extensão que se articula com o processo maxilar do osso zigomático.

O processo palatino compõe a maioria do palato duro (superfície superior da cavidade oral) e articula-se com a placa horizontal do osso palatino. E, finalmente, o processo alveolar é uma extensão inferior da maxila, onde os dentes maxilares são inseridos, e é reabsorvida quando um dente é perdido [6].

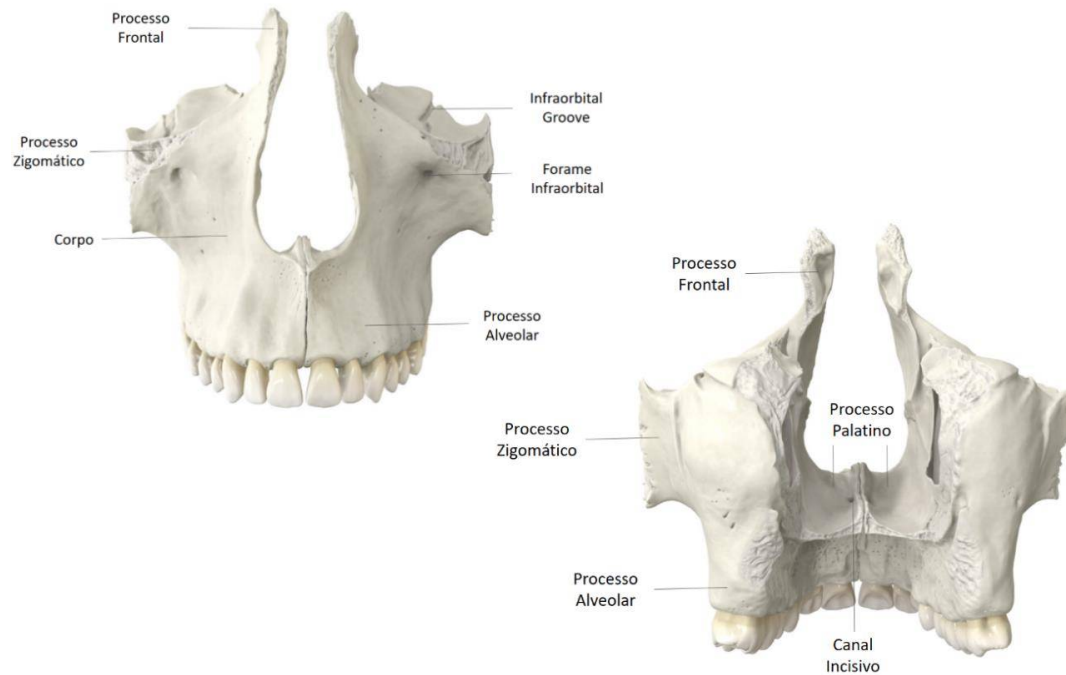


Figura 3: Maxila direita e suas estruturas: (a) plano anterior (b) plano superior. Adaptado de Anatomy Standard [8].

2.1.1.2. Mandíbula

A mandíbula é um osso com um formato distinto e simétrico, sendo o maior e o mais forte dos ossos faciais. É a parte móvel dos ossos envolvidos no processo da mastigação, e por esse motivo todos os músculos mastigatórios, incluindo os músculos pterigóideos medial e lateral, o músculo temporal e o músculo masséter inserem-se na mandíbula [5].

Anatomicamente, a mandíbula é inferior à maxila e articula-se posteriormente com o osso temporal. A mandíbula consiste em duas porções principais: o corpo, que se estende de diante para trás, e o ramo que se estende do ângulo da mandíbula para cima, na direção temporal. A extremidade superior do ramo apresenta o processo condilar, que forma um côndilo o qual se articula com a cavidade glenóidea do osso temporal, e o

processo coronoide, no qual se insere o poderoso músculo temporal. O bordo alveolar da mandíbula contém os dentes inferiores [3].

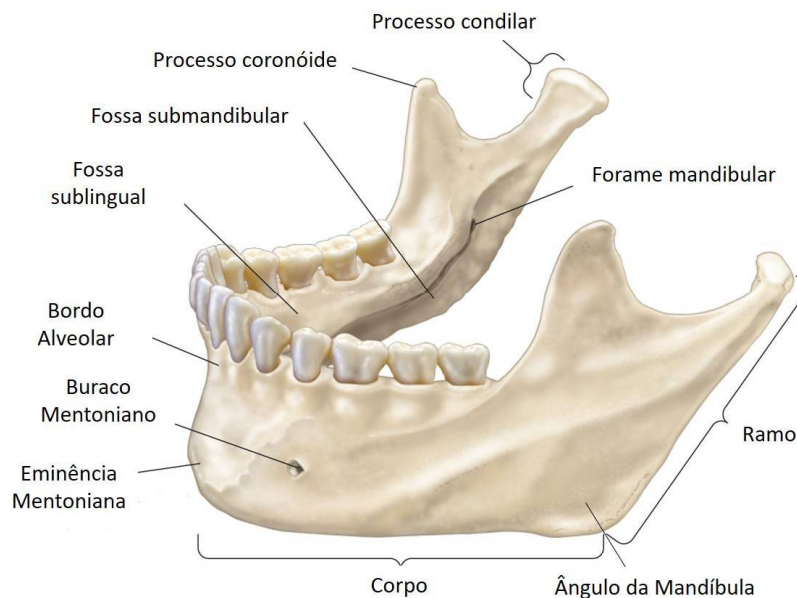


Figura 4: Constituição anatómica da mandíbula humana. Adaptado de Encyclopaedia Britannica [9].

A mandíbula é o único osso do crânio que não se articula com os ossos cranianos adjacentes através de suturas, interligando-se aos ossos cranianos apenas por ligamentos e músculos, movimentando-se através da articulação temporomandibular. Todos os músculos intervenientes na mastigação têm sua inserção na mandíbula [5].

2.1.2. Músculos Mastigatórios

A mastigação é o processo de quebra e redução dos alimentos em menores pedaços realizado no interior da cavidade oral, transformando o alimento num bolo alimentar. Além dos dentes e da língua, músculos como o temporal, o pterigóideo lateral e medial e o masséter, participam neste processo [5].

O temporal é inserido na porção anterior do ramo mandibular e do processo coronoide e é o responsável pela elevação da mandíbula e contribui para a protusão. O pterigóideo lateral responsável pela colocação da mandíbula em protusão e contribui para movimentos laterais e abertura bucal, inserindo-se no processo condilar. O pterigóideo

medial inserido na superfície medial da mandíbula eleva a mandíbula e auxilia na sua protusão. Por fim, o masséter, inserido na face lateral do ramo mandibular, também auxilia na elevação da mandíbula e na protusão [3], [10].

Na figura 5 são mostrados alguns dos músculos faciais, entre os quais podem ser vistos os músculos mencionados anteriormente. Apesar da contribuição de outros músculos no processo da mastigação, os músculos descritos apresentam um papel principal.

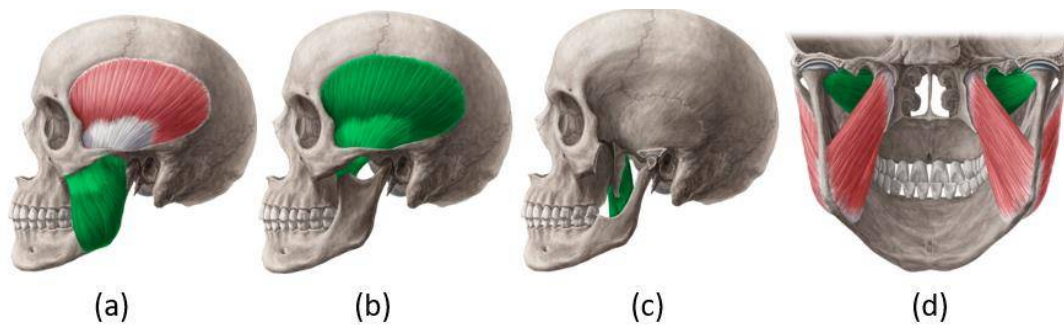


Figura 5: Músculos da Mastigação: (a) Músculo masséter - vista lateral esquerda; (b) Músculo temporal - vista lateral esquerda; (c) Músculo pterigoide medial - vista lateral esquerda; (d) Músculo pterigoide lateral - vista posterior. Adaptado de [8].

2.1.3. Dentes

Os dentes são uma das estruturas anatômicas e histológicas mais singulares e complexas do corpo. São constituídos por três tecidos mineralizados duros: o esmalte, a dentina e o cimento; e um componente de tecido mole: a polpa. O esmalte é de origem ectodérmica, enquanto todos os outros tecidos do dente são de origem mesodérmica [11]. A constituição do dente pode ser vista na figura 6.

O esmalte é a substância mais dura do corpo humano, consistindo de mais de 96% de material inorgânico. Forma uma cobertura protetora sobre a porção da coroa do dente. O esmalte não está presente na porção radicular. Embora seja extremamente duro, o esmalte é extremamente quebradiço devido ao seu elevado teor mineral. Ao contrário da dentina, do cimento ou do osso, o esmalte não apresenta uma formação contínua ao longo da vida.

A dentina é a maior constituinte do dente. Está presente tanto na parte da coroa como na parte da raiz. Não é normalmente exposta na superfície do dente, a menos que o

dente esteja muito desgastado. A dentina é mais resistente devido ao seu conteúdo orgânico, o colagénio. Suporta o esmalte e compensa a sua fragilidade [7].

O cimento é um tecido avascular duro que cobre as raízes dos dentes e é responsável pelo contacto entre as principais fibras do ligamento periodontal, que liga o dente ao osso alveolar. É possível distinguir o cimento em cimento acelular, concebido em conjunto com a raiz, e o cimento celular (secundário), concebido posteriormente à erupção dentária [12].

A polpa dentária é um tecido conjuntivo especializado que transporta e fornece sangue e nervos ao dente. Está alocada no núcleo do dente. A polpa está bem protegida pelas paredes rígidas da dentina à sua volta. A porção de polpa na coroa chama-se câmara polpar e a porção de polpa na raiz chama-se polpa radicular [7].

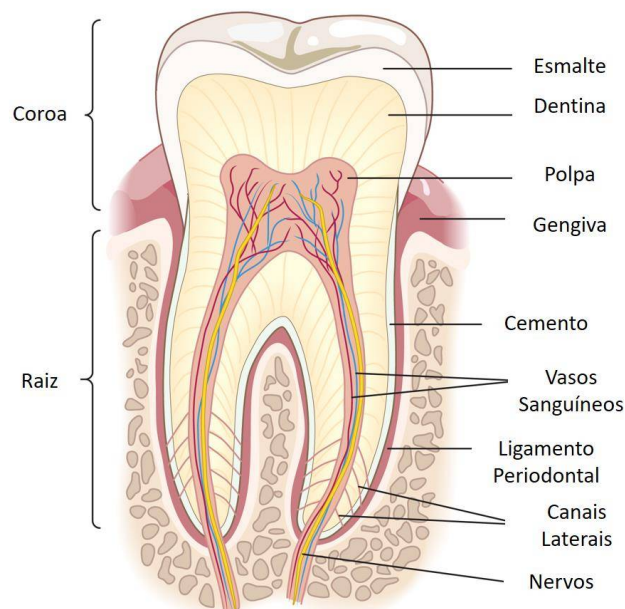


Figura 6: Constituição do dente. Adaptado de [9].

O ligamento periodontal ajuda a apoiar o dente e é composto pelo osso alveolar, o cimento, o ligamento periodontal e a gengiva. As fibras do ligamento periodontal, constituídas por colagénio e com menos de 1 milímetro de espessura, fornecem suporte para os dentes e resistência ao processo de mastigação, tendo capacidades de remodelação e adaptação. A gengiva é um tecido epitelial que cobre o processo alveolar e os dentes próximos à junção da coroa com a raiz, sendo a única parte visível do periodonto [11].

2.2. Estrutura e composição do osso

A estrutura do osso pode ser classificada consoante a escala de dimensões, macroscópica ou microscópica. Tanto a nível estrutural como histológico, os ossos da face, mais especificamente os ossos da maxila e da mandíbula, não diferem significativamente dos outros ossos do esqueleto.

A nível microscópico o osso pode ser dividido em osso reticular e em osso lamelar. A nível macroscópico, o osso pode ser dividido em osso cortical e osso trabecular [2].

O tecido ósseo classifica-se em osso reticular ou lamelar tendo em conta a organização das fibras de colagénio no seio da matriz óssea. No osso reticular (neoformado ou imaturo) as fibras de colagénio orientam-se de forma aleatória em diversas direções. É o primeiro a ser formado, quer no desenvolvimento fetal, quer na reparação de uma fratura, onde ocorre um processo designado de remodelação. O osso reticular é remodelado de modo a formar osso lamelar. O osso lamelar é osso maduro, organizado em finas camadas designadas de lamelas. Geralmente, as fibras de colagénio de cada lamela dispõem-se paralelamente uma às outras, mas encontram-se anguladas relativamente às fibras adjacentes [3].

O osso trabecular (esponjoso) é composto por placas e tubos ramificados que se cruzam e formam as trabéculas. É muito mais espesso e, normalmente, mais leve do que o osso cortical, mas pode suportar várias cargas de compressão e é mais adequado do que o osso cortical para lidar com tensões de diferentes direções. Está presente em regiões do osso onde não há tantas cargas ou onde as tensões chegam de várias direções. Apresenta 50-95% de porosidade, normalmente encontrado em ossos cuboídes, ossos planos e nas extremidades de ossos longos. Fornece suporte e proteção à medula óssea e o seu baixo peso facilita os movimentos dos músculos [3], [13].

O osso cortical, com 5-10% de porosidade e diferentes tipos de poros, é mais denso e responsável pela resistência à tensão de flexão e torção. Os vasos sanguíneos penetram na própria substância óssea, e os osteócitos e as lamelas do osso cortical orientam-se de forma predominante em torno desses vasos sanguíneos. Os vasos que correm paralelos ao longo do eixo do osso encontram-se dentro dos canais de *Havers*. Estes canais são revestidos pelo endóstio e contêm vasos sanguíneos, nervos e tecido conjuntivo laxo. O sistema de *Havers*, ou *osteon*, é o conjunto formado por um canal central, o seu conteúdo, e pelas lamelas concêntricas (camadas circulares concêntricas de

matriz óssea), e respectivos osteócitos, que rodeiam o canal. A superfície externa do osso cortical é constituída por lamelas circunferenciais e o osso situado entre os *osteons* consiste em lamelas intersticiais. A conexão dos *osteons* é garantida pelos canais de Volkmann, que conduzem os vasos sanguíneos [3], [13], [14].

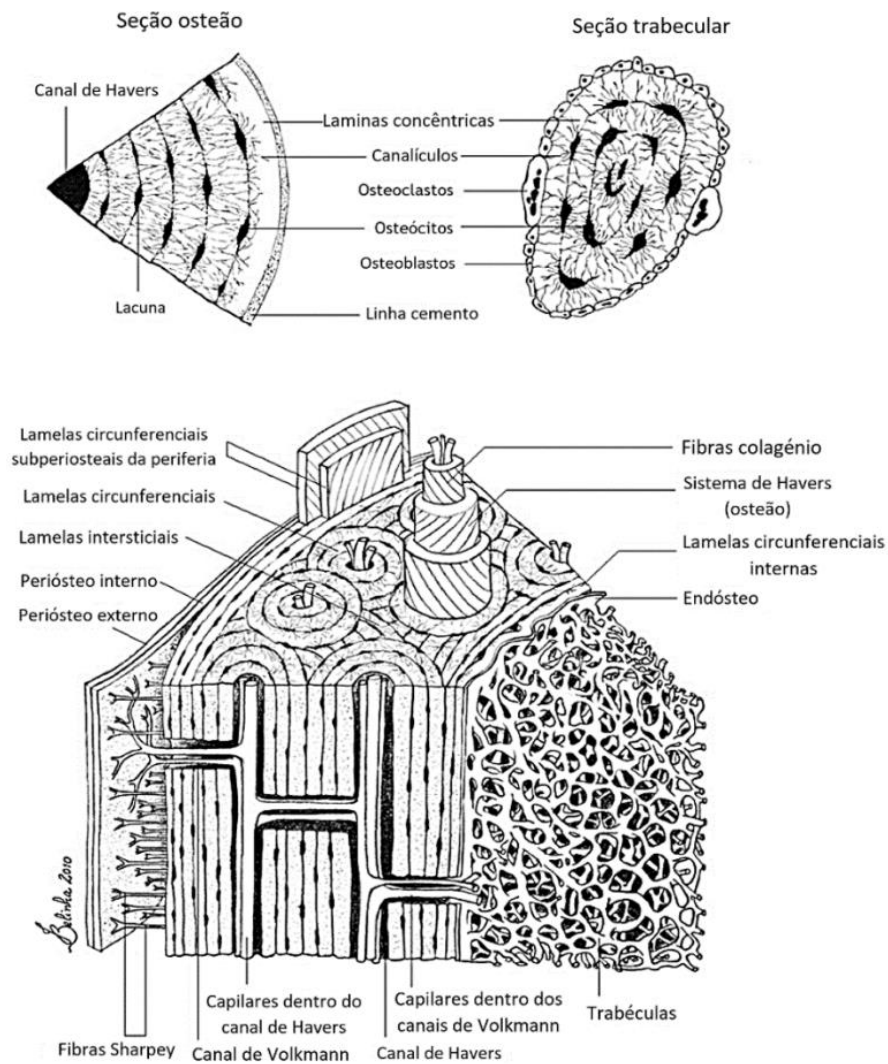


Figura 7: Ilustração do tecido ósseo [2]

2.2.1. Matriz óssea

A matriz óssea é constituída entre 30% a 35% por material orgânico e entre 65% a 70% de material inorgânico. O material orgânico consiste fundamentalmente em colagénio e proteoglicanos, tendo também na sua constituição, uma baixa percentagem de osteoblastos, osteócitos e osteoclastos. O material inorgânico consiste essencialmente

em hidroxiapatita e em pequenas quantidades de magnésio, sódio, potássio, cloreto, fluoreto e estrôncio [3], [15]

O colagénio e os componentes minerais são responsáveis pelas principais características funcionais do tecido ósseo. O colagénio confere uma resistência flexível à matriz, resistência às forças de corte de tração, enquanto que os componentes minerais conferem à matriz dureza, rigidez e resistência à compressão da estrutura óssea [2], [3].

2.2.2. Células Ósseas

As células ósseas podem ser classificadas em três tipos: osteoblastos, osteócitos e osteoclastos. Estas células apresentam funções e origens diferentes [3].

Os osteoblastos são constituídos por numerosos ribossomas e apresentam um retículo endoplasmático desenvolvido. São responsáveis pela produção de colagénio e proteoglicanos, que após serem armazenados no complexo de Golgi, são libertados da célula por exocitose. A matriz óssea mineralizada deve-se ao facto de os osteoblastos, formarem vesículas constituídas por iões de cálcio, iões de fosfato e enzimas, que após serem libertados por exocitose, são utilizados para formação dos cristais de hidroxiapatita [16].

A formação de osso por osteoblastos é designada de osteogénese. Este processo é caracterizado pela união dos prolongamentos celulares dos osteoblastos por junções comunicantes. Por fim, os osteoblastos formam uma matriz óssea extracelular que envolve as células e os seus prolongamentos [3].

Designa-se por osteócito quando o osteoblasto maduro fica rodeado por matriz óssea. Apesar da sua pouca atividade, estas células produzem componentes necessários para manter a matriz óssea e monitorizar as quantidades de proteínas e minerais. Ocupam pequenas câmaras, as lacunas, que se ligam entre si por longas extensões citoplasmáticas. Estas conexões são asseguradas pelos canalículos que permitem a permuta de nutrientes e a comunicação com os osteoblastos [16], [17].

Por fim, os osteoclastos são células com vários núcleos, com funções de reabsorção e/ou eliminação da estrutura óssea. São estas células responsáveis pela

destruição da parte orgânica e desmineralização da matriz óssea [3].

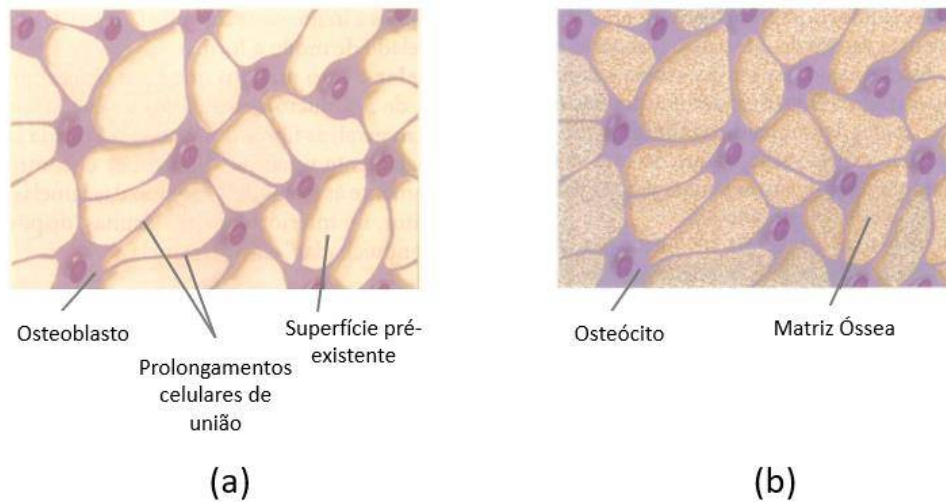


Figura 8: Células ósseas (a) osteoblastos numa superfície pré-existente como cartilagem ou osso. Os prolongamentos celulares dos osteoblastos unem-se; (b) os osteoblastos maduros produzem matriz óssea, passando a ser designados por osteócitos. Adaptado de [3].

2.2.3. Densidade do Osso

A densidade do osso é representativa da quantidade e da qualidade de osso que é influenciada pela presença de osso cortical e osso trabecular. As classificações utilizadas frequentemente foram recomendadas por Lekholm e Zarb [18], em 1985, que através da análise das regiões anteriores das maxilas identificaram 4 classes de qualidade, representadas na Figura 9.

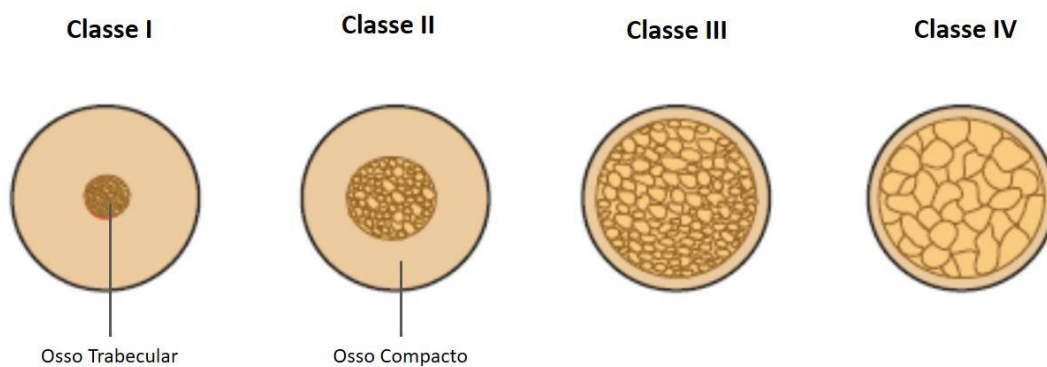


Figura 9: Classes de Qualidade óssea. Adaptado de [19]

Na classe I, o osso é apresenta essencialmente osso compacto homogéneo e por uma pequena percentagem de osso trabecular denso. Na segunda classe, o osso apresenta uma camada espessa de osso compacto, que circunda osso trabecular denso. Na terceira classe, o osso apresenta uma fina camada de osso cortical que rodeia o osso trabecular denso de força variável. Por fim, na classe IV, uma fina camada de osso cortical que envolve osso trabecular de baixa densidade.

As duas primeiras classes apresentam um módulo de elasticidade alto, enquanto que as classes III e IV apresentam um módulo de elasticidade baixo [20].

A mandíbula apresenta um osso da classe I na região anterior e um osso classe II e III na região posterior. No que diz respeito à maxila, apresenta um osso da classe III nas regiões anterior e pré-molar e classe 4 na região molar [21].

CAPÍTULO 3 – PRÓTESES DENTÁRIAS

3. Próteses Dentárias e Implantes em Barra

Neste capítulo, serão abordadas as próteses dentárias colocadas em implantes em barra, o seu impacto socioeconómico, a importância do seu estudo, quais os tipos de implantes existentes e quais os materiais que são usados para fabricar esses implantes.

3.1. Perda Dentária

A perda dentária, designada de edentulismo, é dos piores problemas a nível da saúde oral. Predominantemente, resulta de efeitos acumulativos de outras doenças orais em combinação com alguns fatores socioeconómicos. O número de dentes na cavidade oral afeta a qualidade de vida, uma vez que, a perda dentária leva a uma capacidade funcional deficiente, bem como a desafios nutricionais, estéticos e psicológicos, como baixa autoestima e baixa integração social [1].

Esta condição afetou cerca de 158 milhões de pessoas em todo o mundo em 2010, cerca de 2,3% da população mundial, sendo mais comum nas mulheres (com uma taxa de 2,7%) do que nos homens (com uma taxa de 1,9%) [22].

O edentulismo é um indicador importante de saúde oral uma vez que é resultante da falta de medidas preventivas e embora possa ser evitado, na maioria dos casos, o edentulismo, continua a ser um importante desafio de saúde pública [23].

Um estudo [24] realizado em 2016 estimou a percentagem de edentulismo em 50 países, usando os dados das Nações Unidas do ano de 2010. De destacar que, dos 50 países analisados, o Brasil foi o país que apresentou a percentagem mais elevada, com cerca de 15.2%. Portugal apresenta entre 6.4% a 8.3% de pessoas afetadas com este problema.

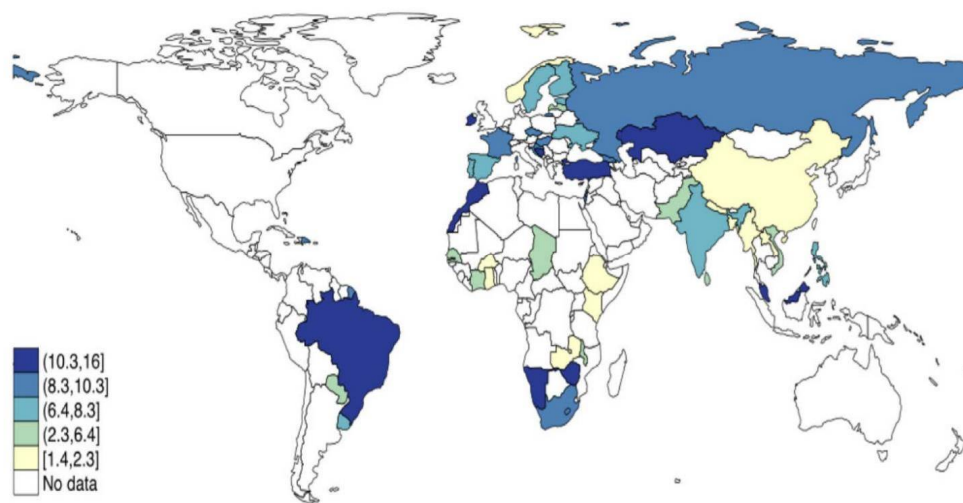


Figura 10: Prevalência do edentulismo em 50 países [24].

A perda dentária é influenciada por vários motivos que estão relacionados com a saúde oral. Existem diversos fatores, associados ao estilo de vida da pessoa, que incluem a alimentação, higiene oral, tabagismo e alcoolismo [25]. As principais patologias que levam à perda dentária são a cárie dentária e a doença periodontal. Outros fatores económicos, políticos e ambientais, como por exemplo, o acesso a serviços de saúde, podem levar à perda dentária. Em vários países pertencentes à África, Ásia e América Latina existe escassez de profissionais de saúde oral, sendo que, na maioria das vezes, os tratamentos são apenas limitados ao alívio da dor ou cuidados de emergência [26].

3.2. Impacto Socioeconómico

Os implantes dentários foram introduzidos no final da década de 1960 e início da década de 1970 como uma opção de tratamento para pacientes desdentados que tinham dificuldade em utilizar as próteses convencionais [27], [28].

Após alguns anos do aparecimento dos implantes dentários, vários estudos foram feitos para verificar o impacto dos mesmos na qualidade de vida das pessoas [29]–[31]. Os primeiros pacientes consideravam estes implantes uma parte integrante do seu corpo, o que claramente melhorava a sua autoestima e o seu dia a dia [32].

O facto de os implantes terem sido amplamente aceites pelas pessoas, juntamente com o aumento da pesquisa científica na área da implantologia faz prever uma perspectiva global de negócio crescente. Elani et al., [33] através de um estudo estatístico, prevê um aumento no uso de implantes dentários de cerca de 23% até 2026, nos Estados Unidos da América. Estes dados fornecem informações valiosas para a importância da investigação na área e para a indústria, que faz uma análise de mercado crescente. Apesar do número de pacientes que usam próteses dentária ter vindo aumentando, o custo elevado da implantação da prótese ainda é um fator limitante.

3.3. Próteses e implantes

A reabilitação oral com implantes dentários representa um procedimento altamente eficaz para tratar o edentulismo parcial ou total, com uma taxa de sucesso de mais de 90% [34]. As restaurações dentárias podem ser de dois tipos, ou removíveis ou fixas e são denominadas próteses dentárias removíveis e próteses dentárias fixas.

As restaurações fixas podem ser subdivididas em dois tipos principais, coroas e próteses dentárias fixas, também chamadas de pontes. No entanto, coroas unitárias não são consideradas uma subdivisão, uma vez que, por definição, as próteses fixas substituem um ou mais dentes e estão associadas a estruturas alveolares. As próteses fixas são frequentemente aplicadas nos casos em que o tecido mole é frágil. O número de pacientes em uso de prótese dentária fixa ao invés das próteses removíveis tem aumentado, essencialmente devido à melhor preservação da estrutura dos dentes adjacentes e melhor conforto, resultado estético, funcionalidade e estabilidade [35], [36].

3.3.1. Constituição

O implante dentário pode ser dividido em quatro componentes principais: a coroa, o parafuso, o pilar e o implante. A coroa representa a parte superior da restauração dentária, sendo por isso a parte visível, com design e cor semelhante ao dente humano. O implante é o componente que se encontra ligado ao osso. O pilar é o elemento que

estabelece a ligação entre a coroa e o implante, ou seja, conecta a prótese ao corpo do implante. Por sua vez, o parafuso, tem como função a conexão do pilar ao implante. Podemos ainda dividir a estrutura do implante em três partes: o ápice, parte do implante que fica mais submersa no osso e pode ter uma cavidade apical, para que o osso possa crescer através desse buraco, e ajudar a resistir a cargas de torção aplicadas no implante; o corpo, e o módulo de crista que é a parte do implante projetada para reduzir a acumulação de placa bacteriana após perda óssea, uma vez que, esta é uma região de tensão mecânica altamente concentrada [37]. Na Figura 11 podemos ver a constituição do implante dentário.

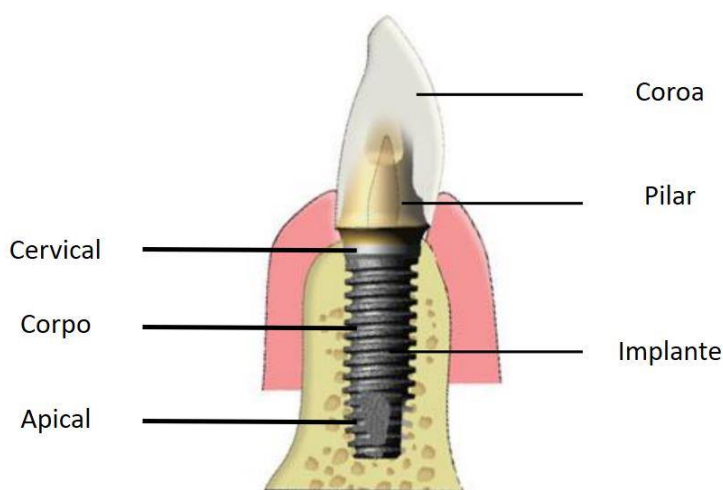


Figura 11: Constituição do implante dentário [38].

3.3.2. Geometria do Implante e da Rosca

A estabilidade do implante é influenciada por fatores como a densidade óssea [39] macro e micro geometria do implante [40], [41] e a técnica cirúrgica [42]. Assim, a estabilidade pode ser melhorada pela correta seleção da geometria do implante e do desenho da rosca [42].

Existem três diferentes formas que os implantes podem apresentar, nomeadamente cilíndrica, cônica e corpo cilíndrico com ápice cônico. Estas formas estão representadas na Figura 12. Tal como o nome indica, a estrutura cilíndrica apresenta a

mesma largura desde a crista do implante até ao ápice, a estrutura cônica vai diminuindo a sua largura à medida se que aproxima do ápice (em forma de cone) e por fim, a última forma é uma combinação das duas anteriores, apresentando o corpo da estrutura cilíndrica e o ápice da estrutura cônica.

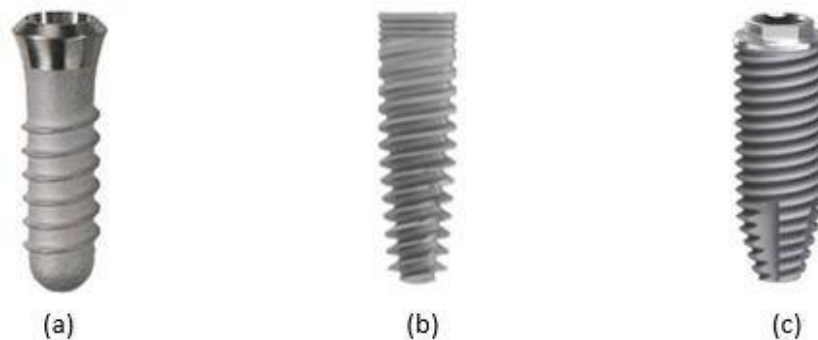


Figura 12: Geometria do implante (a) implante cilíndrico; (b) implante cônico; (c) implante com corpo cilíndrico e ápice cônico [43].

Geralmente os implantes têm rosca, como mostrado na figura anterior. Neste tipo de implantes, a área de superfície funcional por unidade de comprimento, pode ser modificada através da variação de 3 parâmetros: o passo, a forma e a profundidade da rosca, representados na figura 13. Quanto à forma, esta pode ser quadrada, em forma de V, contraforte e contraforte reversa, como visualizado na figura 14. Este parâmetros interferem na estabilidade primária no osso de baixa densidade ou na região com alta carga oclusal [44].

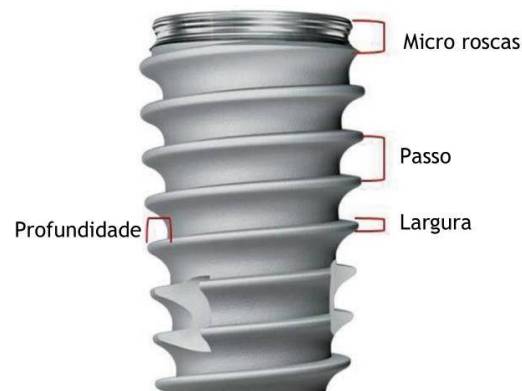


Figura 13: Parâmetros capazes de modificar a área de superfície funcional por unidade de comprimento de rosca do implante [44].

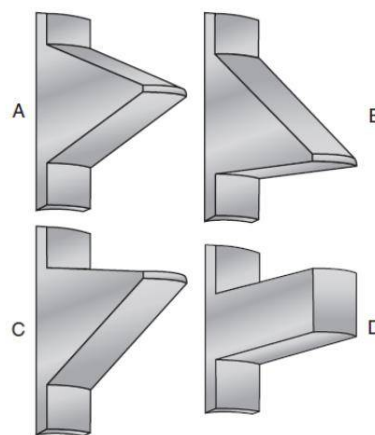


Figura 14: Diferentes tipos de forma da rosca do implante: A- Forma em V; B – Contraforte; C – Contraforte reversa; D – Quadrada. [37]

3.3.3. Materiais Utilizados e Propriedades Mecânicas

Os materiais utilizados na implantologia mudaram ao longo das décadas e no século XIX, além do ouro, outros metais e materiais passaram a ser utilizados, como é o exemplo da platina, chumbo e da porcelana. Em 1934, o cirurgião búlgaro Hans Abel foi o primeiro a usar um implante feito de uma liga de ferro. Três anos depois, Adams foi o primeiro a patentear implantes bifásicos, nos quais, após a cicatrização, elementos de retenção supra-gengivais eram fixados à raiz com o uso de um parafuso. O primeiro implante que se parecia com os atuais implantes foi criado por Strock em 1983 e era feito

de liga de cobalto-molibdênio [45]. Ao longo do tempo, têm sido desenvolvidos muitos materiais para implantes dentários. Um material ótimo teria de possuir características como a biocompatibilidade, resistência à corrosão, alta resistência ao desgaste, alta resistência mecânica e um módulo de elasticidade semelhante ao do osso. Assim, surgiram materiais na implantologia como metais e as ligas metálicas, os materiais cerâmicos e os materiais poliméricos.

3.3.3.1. Metais e Ligas Metálicas

Os metais são materiais muito utilizados para implantes devido às suas excelentes propriedades mecânicas. Metais e ligas metálicas como o titânio puro e ligas de titânio, ligas de ouro, ligas de cromo-cobalto, tântalo e outros são comumente utilizados na área da implantologia. Apesar dos vários metais aplicados na área, atualmente os mais utilizados são materiais à base de cobalto e de titânio [46].

Ligas à base de cobalto têm sido usadas ao longo das últimas décadas na área da implantologia. Estas ligas possuem uma resistência suficiente para suportar as forças oclusais aplicadas às estruturas de dentadura parcial, e embora não sejam tão resistentes à corrosão quanto o titânio, as ligas de cobalto exibem propriedades de biodegradação razoáveis quando expostas aos tecidos humanos [46]. Uma das ligas de cromo-cobalto mais conhecida é a liga Co-Cr-Mo, que inclui cobalto, cromo, e molibdênio, como elementos principais. Estes três elementos são essenciais em diferentes propriedades, o cobalto aumenta o módulo de elasticidade e a resistência mecânica da liga, já o cromo fornece resistência à corrosão através da superfície de óxido por fim o molibdênio é adicionado para aumentar a resistência à corrosão em massa [47]. Estas ligas podem apresentar complicações em alguns implantes devido ao facto de apresentarem um módulo de elasticidade cerca de dez vezes maior que o módulo de elasticidade do osso, e segundo a Lei de Wolff, se um implante constituído por um material mais rígido for colocado no osso, este por sua vez, será submetido a uma tensão mecânica reduzida, o que poderá levar à reabsorção óssea, fenómeno designado de *Stress Shielding* [48].

Por sua vez, o titânio e as suas ligas, como o titânio comercialmente puro (*cp-Ti*) e as ligas de titânio (*Ti-6Al-4V*, *Ti-6Al-4V ELI* e *Ti-Al-Nb*), apresentam um módulo de elasticidade apenas 5 vezes maior que o do osso, boas propriedades mecânicas, resistência à corrosão e biocompatibilidade faz com que sejam os materiais mais utilizados nos implantes dentários. A liga Ti-6Al-4V ELI foi considerada a principal liga de titânio na área da biomédica durante um longo período. No entanto, novos tipos de ligas como Ti-6Al-7Nb e Ti-5Al-2.5Fe foram desenvolvidas de modo a obter melhores desempenhos que a liga anterior [46].

Algumas propriedades mecânicas dos biometais falados anteriormente estão apresentados na tabela 4.

Tabela 1: Propriedades mecânicas de alguns biometais utilizados na implantologia [46], [47], [49], [50]

Metal/Liga Metálica	Módulo de Elasticidade (GPa)	Resistência à tração (MPa)	Resistência à compressão (MPa)	Resistência à fadiga (MPa)	Dureza (Vickers, kg/mm)
Liga Co-Cr	210	665 – 1277	655	200 – 300	300 – 400
Liga Co-Cr-Mo	155 – 240	665 – 889	-	-	300 – 400
cp-Ti	110	300 – 740	550	240	120 – 200
Liga Ti-6Al-4V	120	860 – 1140	860	280 – 600	310
Ti-6Al-4V ELI	118	970	930	-	310

3.3.3.2. Materiais Cerâmicos

Apesar do titânio e as ligas à base de titânio serem amplamente usados em implantes dentais atualmente, fatores como a sua cor cinzenta, que muitas vezes prejudica os resultados estéticos, efeitos colaterais galvânicos após o contacto com a saliva, e reações alérgicas que podem ocorrer em casos excepcionais, motivou o desenvolvimento de novos materiais [51]. Surgiram então os materiais cerâmicos, materiais inorgânicos e

fabricados através de compactação e sinterização a elevadas temperaturas, como é o exemplo da alumina, hidroxiapatita (HA), zircónia, fosfato tricálcico (TCP), nitreto de silício, biovidro entre outros.

Alumina, também chamada de óxido de alumínio, tem vindo a ser muito utilizado em implantes dentários devido à combinação da excelente resistência à corrosão, biocompatibilidade e alta resistência ao desgaste. A alumina foi introduzida pela primeira vez na década de 1970, mas as primeiras aplicações clínicas mostraram uma elevada taxa de fratura [52]. Em 1976, Schulte e Heimke introduziram o implante imediato Tübingen, que poderia ser usado para a restauração imediata de um dente extraído ou perdido, e era feito de um material cerâmico de alumina [53]. Nas últimas décadas, houve avanços notáveis nas propriedades mecânicas e métodos de fabrico da alumina. O tamanho do grão $<4\mu\text{m}$ e uma pureza de $>99,7\%$ melhoraram a resistência à flexão e a excelente resistência à corrosão [54], [55].

Um estudo realizado por Ogiso [56], evidenciou a possibilidade do uso de HA puro denso como implante dentário. Embora o HA exibisse excelente biocompatibilidade e estabilidade química e não pudesse ser reabsorvido *in vivo*, este material ainda não era considerado um candidato adequado para implantes dentários clínicos devido às suas fracas propriedades mecânicas. No entanto, a sua excelente bioatividade (capacidade de se unir biologicamente ao osso) faz da HA uma das cerâmicas bioativas mais utilizadas em implantes, com o objetivo de melhorar a fixação deste com o osso [57].

Relativamente aos implantes dentários de zircónia, estes ainda carecem de estudos e não podem ser uma recomendação na prática diária. Embora estejam disponíveis comercialmente no momento, apenas um número muito limitado de fabricantes pode oferecer estudos de pesquisa sobre os seus produtos. No entanto, os implantes dentários de zircónia têm potencial para se tornarem uma substituição aos implantes de titânio, mas ainda não foram usados no tratamento clínico de rotina [46].

Tabela 2: Propriedades mecânicas de alguns materiais cerâmicos utilizados na implantologia [49], [50], [54], [58].

Material Cerâmico	Módulo de Elasticidade (GPa)	Resistência à tração (GPa)	Resistência à compressão (GPa)	Resistência à fratura (MPa m ^{1/2})	Resistência à flexão (MPa)	Dureza (HV)	Densidade (g/cm ³)
Alumina	390	0.31	3.9	5.2	390	2000	3.9
Zircónia	205	0.42	3	12	1300	1150	6
HA	80 - 110	0.05	0.4 - 0.9	0.7 - 1.2	37	600	3.16

3.3.3.3. Materiais Poliméricos

Os materiais poliméricos são amplamente utilizados na área da biomédica e a sua aplicabilidade tem vindo a aumentar. Estes materiais desempenham um papel importante em diferentes aspetos da odontologia, como terapias preventivas, restauradoras e regenerativas. O uso de polímeros e filmes poliméricos em substituição de materiais tradicionais tem vindo a tornar-se mais comum devido às suas propriedades físicas, mecânicas e biológicas [59].

Os polímeros apresentam uma baixa resistência mecânica e um módulo de elasticidade baixo, comparativamente com os materiais cerâmicos e metais. Compostos poliméricos, como poliéter-eter-cetona (PEEK), foram desenvolvidos como substitutos adicionais. PEEK é um termoplástico policíclico linear sem cristalino que foi desenvolvido em 1978 [60], apresenta boa estabilidade a altas temperaturas (superior a 300 ° C) e alta resistência mecânica e química. Pode ser aplicado a materiais como uma superestrutura, pilar de implante ou corpo de implante [61].

Apesar de apresentarem um módulo de elasticidade mais baixo que o do osso, estes podem ser reforçados com fibras de carbono e alcançar um módulo de elasticidade mais próximo do osso cortical [62].

Na tabela 6 estão representadas algumas propriedades mecânicas do PEEK, um dos materiais poliméricos mais utilizados.

Tabela 3: Propriedades mecânicas do PEEK [63], [64].

Material Polimérico	Módulo de Elasticidade (GPa)	Resistência à tração (MPa)	Resistência à compressão (MPa)	Resistência à flexão (MPa)	Densidade (g/cm ³)
PEEK	3 - 4	90 - 100	118	72	1.32

3.4. Próteses all-on-4

Como foi mencionado anteriormente, os implantes podem ser aplicados para fixar próteses, normalmente é utilizado mais que um implante. Nos casos em que o paciente apresenta edentulismo total o conceito de *all-on-4* e *all-on-6* pode ser aplicado. Tal como sugere o nome, no conceito *all-on-4* são utilizados 4 implantes para a fixação e no *all-on-6* são utilizados 6 implantes. Apesar de atualmente ser mais utilizado o *all-on-6*, o *all-on-4* está a ser estudado como uma solução melhorada para a versão de 6 implantes, sendo esta menos invasiva, porque requer implantes menores a serem implementados no osso e pode ser mais barato para o paciente [65].

De acordo com este conceito, quatro implantes são suficientes para restaurações fixas inteiras. Normalmente, dois dos implantes são colocados na região alveolar anterior, e os outros dois são colocados mesmo em frente das regiões do forame mental direito e esquerdo. Os implantes anteriores são colocados verticalmente, mas os implantes posteriores são colocados aproximadamente 30 graus distalmente inclinados, devido à reabsorção óssea excessiva. Estas inclinações distais dos implantes posteriores são toleradas com pilares angulados [66][65].



Figura 15: Próteses all-on-4 e all-on-6. Adaptado de [67].

No entanto, o *all-on-4* apresenta algumas desvantagens já identificadas. Os valores de tensão são maiores quando o número de implantes é menor, pelo que o ajustamento do comprimento e largura dos implantes deve ser tido em conta na aplicação destas próteses. Para além disso, caso o volume do osso maxilar ou mandibular não ser suficiente, o osso pode não suporta a carga resultando no deslocamento frequente da prótese e possivelmente o deslizamento dos implantes [65]–[67].

CAPÍTULO 4 – MÉTODOS NUMÉRICOS

4. Métodos Numéricos

Os métodos numéricos tornaram-se uma ferramenta recorrente na engenharia. O avanço do poder computacional torna este método uma alternativa às experiências in vivo. Assim, a pesquisa da simulação computacional na biomédica aumentou exponencialmente nas últimas décadas e surgiu como uma ferramenta útil para complementar dados experimentais e análises, auxiliando no desenvolvimento de aplicações clínicas e *design* de dispositivos [68].

Neste capítulo, será feita uma breve introdução ao Método dos Elementos Finitos. Em seguida, é apresentada uma breve explicação dos Métodos Sem Malha, nomeadamente o “Radial Point Interpolation Method” (RPIM) e o “Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method” (NNRPIM). A última seção será uma breve explicação sobre a mecânica dos sólidos.

4.1. Método dos Elementos Finitos

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é um método numérico que permite a análise de sistemas complexos e irregulares, sendo amplamente utilizado no campo da ciência e da saúde. Este método permite obter uma solução aproximada da resposta real do problema, sendo capaz de executar uma simulação com alta precisão [69]. Como método de execução, o MEF divide o domínio do problema em partes discretas simples, chamados de elementos, sendo os elementos constituídos por nós, como podemos ver na figura 15. O sistema de equações do domínio global é então obtido através do conjunto de sistemas de equações local de cada elemento. Estes elementos podem assumir formas irregulares apresentando diferentes propriedades, permitindo assim a discretização de estruturas com propriedades combinadas [70].

Normalmente, este método resolve problemas que envolvem uma estrutura real que está sujeita a determinadas cargas. À medida que uma força é aplicada, os elementos que se encontram interligados irão sofrer um deslocamento e, através deste, é possível obter os estados de tensão e deformação ao longo de toda a geometria em estudo [71].

A obtenção de resultados com qualidade depende essencialmente do refinamento da malha do modelo, pelo que no caso de geometrias complexas, o aparecimento de elementos distorcidos é comum, o que pode comprometer o desempenho e a confiabilidade do método [71],[72].

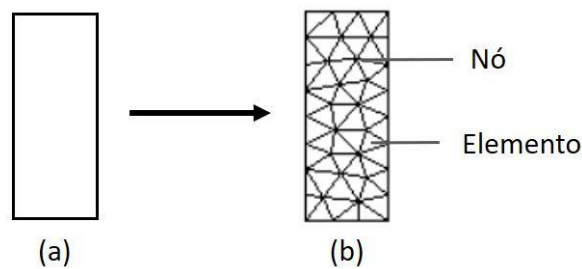


Figura 16: Discretização de um modelo exemplo aplicando o MEF (a) original, e (b) malha obtida após a discretização, constituída por elementos e nós.

A combinação do MEF com a teoria da elasticidade, permite prever vários campos variáveis, como o deslocamento, tensão e a deformação. Estes campos são dependentes do conjunto de suposições feitas na modelação da estrutura em estudo, tais como a geometria da estrutura, as propriedades dos materiais, as condições de fronteira, entre outros [73].

4.2. Métodos Sem Malha

As várias décadas de pesquisa na área da biomecânica computacional, revelaram algumas fraquezas no MEF, algumas delas bastante relevantes [74]. Uma malha de boa qualidade é fulcral para obter resultados precisos. No MEF, no caso de formas complexas (como, por exemplo, o cérebro), a criação de uma para um caso específico, de boa qualidade, torna-se difícil, uma vez que requer um processamento significativo de imagens, um longo período de tempo e, conseqüentemente, um processo caro, tornando-se incompatível com os fluxos de trabalho clínicos existentes [75].

Uma vantagem clara do MSM sobre o MEF é a existência de liberdade total de discretização computacional, permitindo assim obter campos de deslocamento, tensões e deformações mais eficientes e precisos, úteis para prever o processo de remodelação de tecidos biológicos e a rutura do modelo [76].

Apesar das vantagens, os MSM também apresentam limitações. A classe de MSM com funções de forma aproximadoras não satisfazem a propriedade delta Kronecker, o que impede a imposição directa das condições essenciais e naturais [77]. No entanto, tanto

o RPIM como o NNRPIM permitem a construção de funções de forma interpoladoras, que possuem a propriedade delta Kronecker.

Precisamente para resolver este problema, nos últimos anos foram desenvolvidos alguns MSM interpoladores como o *Point Interpolation Method* (PIM) [78], e o *Natural Element Method* (NEM) [79]. Tendo por base o PIM foi possível criar o RPIM (*Radial Point Interpolation Method*) [80], que utiliza uma função de base radial para construir as funções de forma, combinada com a função de base polinomial. Através da combinação do NEM e o RPIM, foi possível desenvolver o NNRPIM (*Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method*) [81].

O procedimento geral nos MSM pode ser dividido em três etapas. Primeiramente deve ser realizado o estudo da geometria do problema e o estabelecimento de um domínio sólido, bem como as suas condições de fronteira. Seguidamente, o domínio sólido deve ser discretizado numericamente por um conjunto nodal, com distribuição regular ou irregular sendo que a discretização nodal tem efeito direto no desempenho do método e consequentemente nos resultados. Como tal, uma distribuição nodal uniforme leva a resultados mais precisos. Após isto, a conectividade nodal pode ser imposta através de domínios de influência ou diagramas de Voronoï. Em seguida, é gerada uma malha de integração de fundo, recorrendo a malhas de integração gaussianas ajustadas ao domínio do problema [2]. Assim, os MSM requerem a combinação de três partes: conectividade nodal, integração numérica e funções de forma.

4.2.1. Conectividade Nodal

4.2.1.1. RPIM

De modo a encontrar a conectividade nodal, é necessário sobrepor o domínio de influência de cada nó. Os domínios de influência, que podem apresentar um tamanho e forma fixa ou variável, são encontrados através da procura de nós suficientes dentro de uma determinada área. Através da variação da forma ou do tamanho, obtém-se uma conectividade nodal diferente [2]. O RPIM conta com domínios de influência com tamanho variável, mas com um número constante de nós dentro do domínio. O RPIM usa a formulação fraca de Galerkin para obter o sistema de equações discretas. As funções de forma são construídas usando uma base polinomial e um RBF. É realizada uma busca radial, utilizando como centro um ponto de interesse, x_i , para encontrar os n nós mais próximos, como podemos ver na Figura 17 (c).

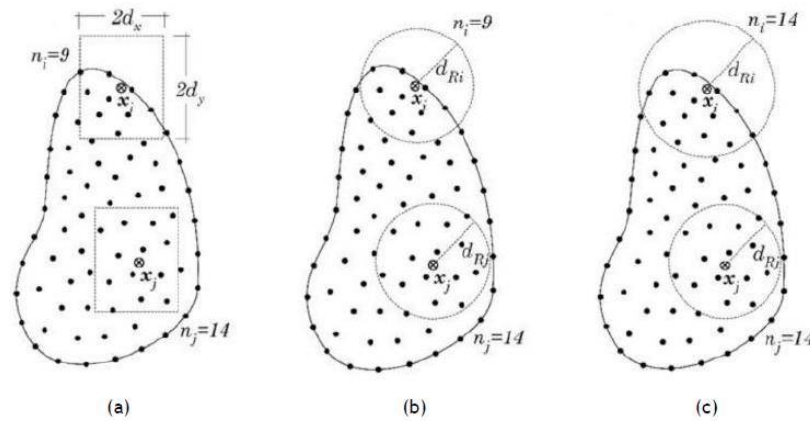


Figura 17: Exemplos de diferentes tipos de domínios de influência: (a) domínio de influência com tamanho fixo e forma retangular; (b) domínio de influência com tamanho fixo e forma circular; (c) domínio de influência com tamanho variável e forma circular [2].

4.2.1.2. NNRPIM

Apesar da conectividade nodal ser imposta pela sobreposição dos domínios de influência de cada ponto de interesse, a variação de tamanho ou forma desses domínios de influência ao longo do domínio do problema afeta o desempenho e a solução final do método sem malha. De modo a dar resposta a estas dificuldades, foi desenvolvido o conceito de célula de influência, onde é utilizado o diagrama de Voronoï e a triangulação de Delaunay para determinar a conectividade nodal de cada nó pertencente ao conjunto nodal global [81].

A abordagem de célula de influência funciona de forma semelhante ao conceito de domínio de influência uma vez que, a conectividade nodal é imposta pela sobreposição das células de influência. A célula de influência também é constituída por um conjunto de n nós que contribuem para a interpolação do ponto de interesse x_I . No entanto, o conjunto de n nós é encontrado através da utilização do Diagrama de Voronoï, ao invés de distâncias radiais.

Relativamente à conectividade nodal, as células de influência podem ser células de “influência de primeiro grau” (Figura 18 (a)), ou “influência de segundo grau” (Figura 18 (b)). Para encontrar as “células de influência de primeiro grau”, o ponto de interesse x_I , procura os primeiros nós vizinhos naturais, por sua vez, “as células de influência de segundo grau” contêm, não apenas os vizinhos naturais de primeiro grau, como também,

os vizinhos naturais de todos os nós pertencentes às células de influência de primeiro grau. Assim sendo, as células de influência de segundo grau são maiores do que as células de influência de primeiro grau e, portanto, levam a melhores resultados numéricos, quer a nível do 2D como a nível do 3D [37], [82] .

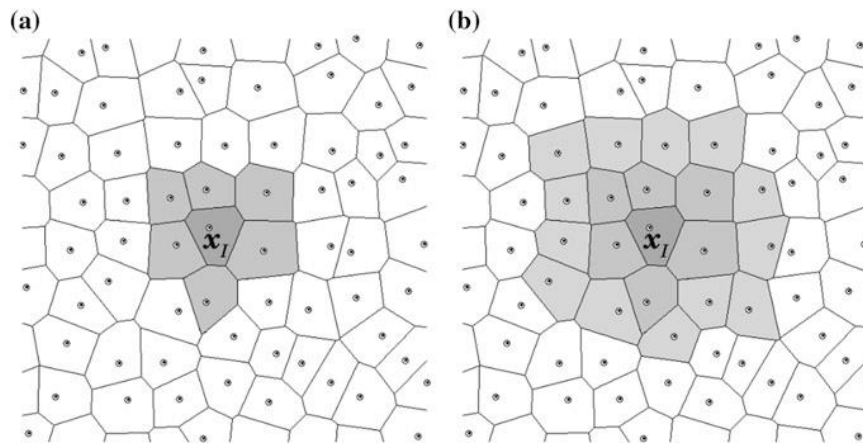


Figura 18: Célula de influência: (a) 1º grau; (b) 2º grau [37].

4.2.2. Integração Numérica

4.2.2.1. RPIM

O método RPIM utiliza o esquema de quadratura de Gauss-Legendre. Inicialmente, o domínio sólido é dividido em uma grelha regular. Seguidamente, cada célula é preenchida com pontos de integração, respeitando a regra de quadratura de Gauss-Legendre.

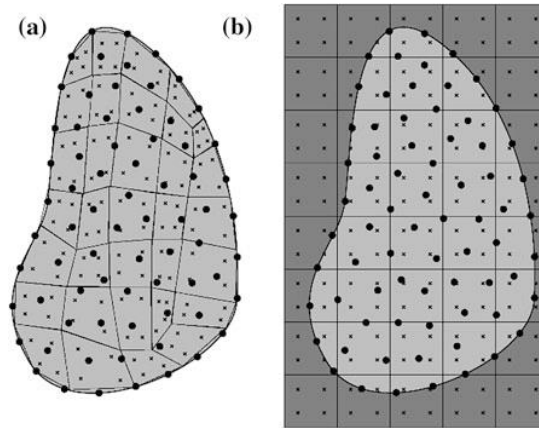


Figura 19: Malha de integração: (a) Gaussiana ajustada; (b) Gaussiana geral [2].

A obtenção das coordenadas cartesianas dos pontos de quadratura é através de funções de interpolação isoparamétricas. O peso de integração do ponto de quadratura é obtido através da multiplicação do peso isoparamétrico do ponto de quadratura com o inverso do determinante da matriz jacobiana da respectiva célula-grelha.

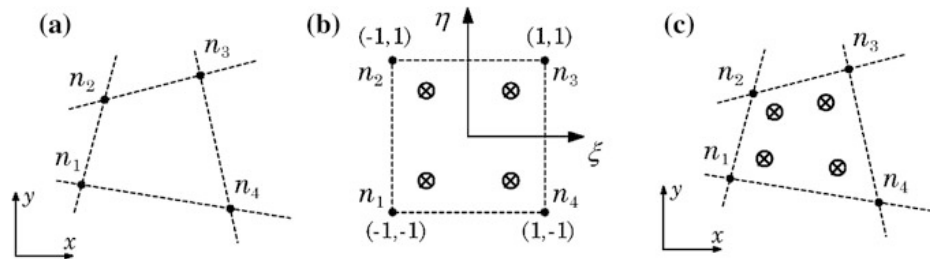


Figura 20: Integração numérica RPIM. (a) Quadrilátero inicial da célula; (b) Transformação do quadrilátero inicial num quadrado isoparamétrico, e aplicação da regra do ponto de quadratura 2x2. (c) Retorno à forma quadrilateral inicial [2]

Para realizar a integração numérica, considerando a função $F(\mathbf{x})$ definida no domínio Ω , a integração global é dada por,

$$\int_{\Omega} F(\mathbf{x}) d\Omega = \sum_{l=1}^{n_g} \hat{w}_l F(\mathbf{x}_l) \quad 4.1$$

onde \hat{w}_i é o peso do ponto de integração x_i .

4.2.2.2. NNRPIM

O esquema de integração utilizado no NNRPIM é baseado em nós, tendo sido proposto por Belinha et al. [2]. A vantagem mais importante deste esquema é que este é construído utilizando exclusivamente a informação espacial de distribuição nodal [91].

Para este método, é também necessária uma malha de integração de fundo, uma vez que é utilizada a forma fraca de Galerkin. Uma vez que não existe informação além da localização de cada nó que discretiza o domínio do problema, é necessário estabelecer além da conectividade nodal, também os pontos de integração [83].

Através da construção do diagrama de Voronoï obtém-se uma malha de integração que é definida tendo em conta a distribuição nodal [2], [81].

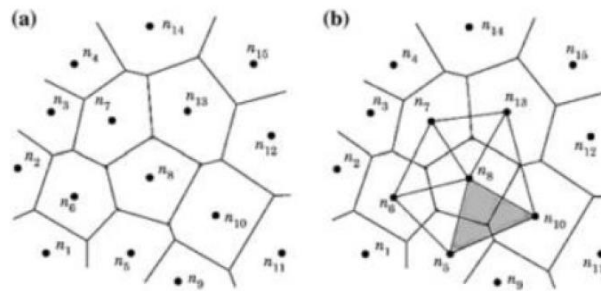


Figura 21: (a) Diagrama inicial de Voronoï; (b) Triangulação Delaunay [71].

É necessário dividir cada uma das células de Voronoï do diagrama de Voronoï previamente obtido, em sub-células menores. Na Figura 22 (a) é possível observar a célula de Voronoï contruída, V_I , do nó n_I , com base nos seus vizinhos naturais. Posteriormente, os cantos P_{li} da forma poligonal definida por V_I são determinados. Os pontos médios, M_{li} , entre o nó n_I e o seu vizinho, n_i , são obtidos, Figura 22 (b). Assim, as células de Voronoï são divididas em n sub-células do quadrilátero, S_{li} , em que n é o número de vizinhos naturais do nó n_I , como se pode observar na Figura 22 (b) e (c).

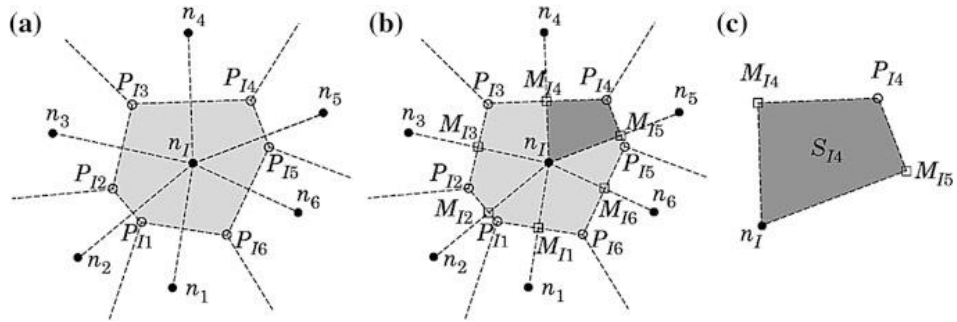


Figura 22: (a) Célula de Voronoï e respetivos pontos de interseção P_{Ii} ; (b) Pontos médios M_{Ii} e os respetivos quadriláteros obtidos; (c) Quadrilátero $n_I M_{I4} P_{I4} M_{I5}$ [51]

Assim, se os nós estiverem distribuídos irregularmente, as sub-células criadas são quadriláteras contudo se os nós de campo $\mathbf{N} = \{n_1, n_2, \dots, n_N\}$ apresentarem uma distribuição nodal regular, as sub-células de Voronoï, são divididas em triângulos. Devido ao facto de ser sempre possível dividir uma célula Voronoï, V_I , em n sub-células, S_{Ii} , sendo n o número total de vizinhos naturais de n_i , portanto, a área da célula de Voronoï, V_I , pode ser determinada através da área das n sub-células, S_{Ii} ,

$$A_{V_I} = \sum_{i=1}^n A_{S_{n_i}}, \quad \forall A_{S_{n_i}} \geq 0 \quad 4.2$$

sendo A_{V_I} a área da célula de Voronoï V_I , e $A_{S_{n_i}}$ a área da sub-célula S_{Ii} .

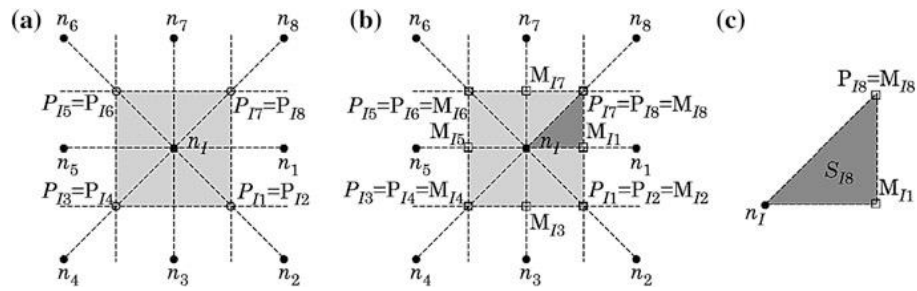


Figura 23: (a) Célula de Voronoï e respetivos pontos de interseção P_{Ii} ; (b) Pontos médios M_{Ii} e os respetivos triângulos obtidos; (c) Triângulo $n_I P_{I8} M_{I1}$ [51].

O esquema de integração mais simples que pode ser estabelecido, usando as sub-células em forma de triângulo e quadrilátero, é obtido através da inserção de um único ponto de integração no centro da sub-célula. Assim, a localização espacial de cada ponto

de integração é determinada em cada sub-célula, conforme ilustrado na Figura 24, sendo o peso de cada ponto de integração a área da respectiva sub-célula [91].

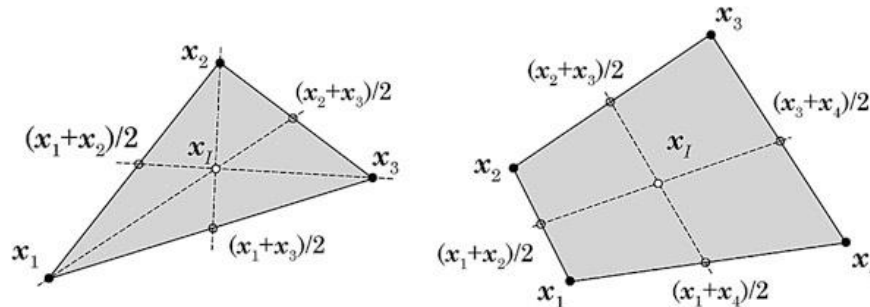


Figura 24: Triângulo e quadrilátero e os respectivos pontos de integração, x_I [51]

Assim, considerando uma sub-célula em forma de triângulo, a área é definida por:

$$A_I^\triangle = \frac{1}{2} \left| \det \begin{bmatrix} x_2 - x_1 & y_2 - y_1 \\ x_3 - x_1 & y_3 - y_1 \end{bmatrix} \right| \quad 4.3$$

E para a sub-célula em forma de quadrilátero:

$$A_I^\square = \frac{1}{2} \left| \det \begin{bmatrix} x_2 - x_1 & y_2 - y_1 \\ x_3 - x_1 & y_3 - y_1 \end{bmatrix} + \det \begin{bmatrix} x_4 - x_1 & y_4 - y_1 \\ x_3 - x_1 & y_3 - y_1 \end{bmatrix} \right| \quad 4.4$$

No exemplo da Figura 24 apenas é considerado um ponto de integração, no entanto, é possível adicionar mais pontos de integração. É possível aplicar a quadratura de Gauss-Legendre aos sub-quadriláteros obtidos, para obter os pontos de integração, sendo que neste processo cada sub-célula quadrilateral é preenchida com $k \times k$ pontos de integração. Na Figura 25 são apresentados esquemas de integração para a sub-célula triangular e quadrilateral.

O peso de integração para cada ponto de integração x_I é obtido através da seguinte expressão,

$$\widehat{w}_I = w_\eta w_\xi \left(\frac{A^\square}{4} \right) \quad 4.5$$

Sendo A^\square a área do sub-quadrilátero, que pode ser obtida através da equação 4.4, e w_η e w_ξ são os pesos da quadratura de Gauss-Legendre para uma célula quadrilateral isoparamétrica.

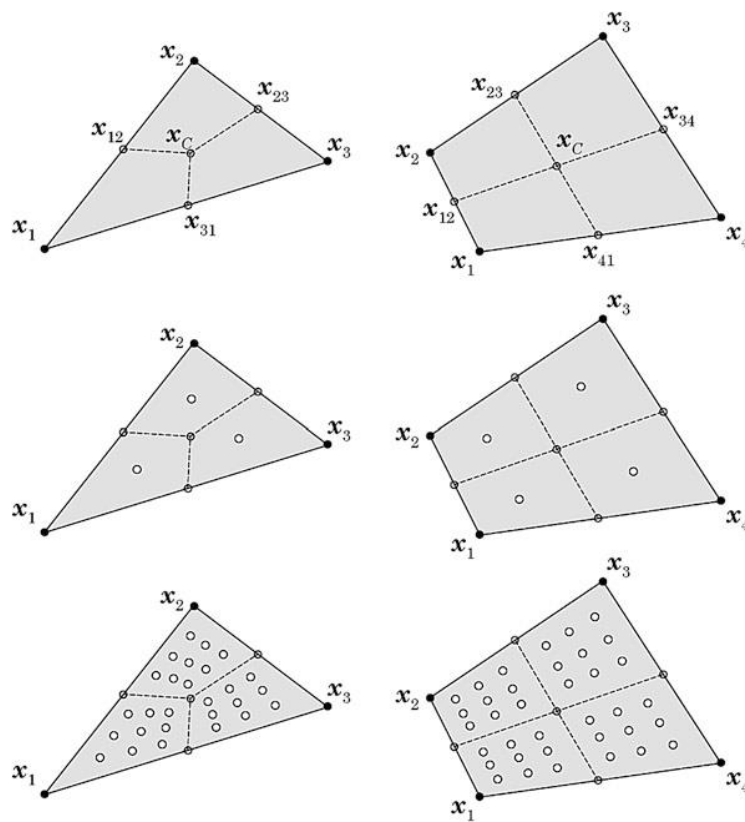


Figura 25: Triângulo e quadrilátero e os respectivos pontos de integração x_I , utilizando o esquema de integração de Gauss-Legendre [37].

4.2.3. Funções de forma

Nos MSM, foram desenvolvidas diversas técnicas para obter as funções de forma como a construção de funções de aproximação [84], [85]. No entanto, estas funções de

aproximação não apresentam a propriedade delta Kronecker, o que resulta em constrangimento na imposição das condições essenciais e naturais.

Assim, as funções de interpolação são resultado da junção dos métodos MLS [37] e o RPI [86]. A função resultante possui a propriedade delta Kronecker, satisfazendo a seguinte condição:

$$\varphi_i(\mathbf{x}_j) = \delta_{ij} \quad 4.6$$

onde δ_{ij} representa o delta de Kronecker, $\delta_{ij} = 1$ se $i = j$ e $\delta_{ij} = 0$ se $i \neq j$. Esta propriedade simplifica muito o processo de imposição das condições de fronteira essenciais, pois permite aplicá-las diretamente na matriz rigidez.

Considerando um ponto de interesse $\mathbf{x}_I \in \Omega$, com uma célula de influência contendo n nós, $\mathbf{X}_I = \{\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2, \dots, \mathbf{x}_n\} \in \Omega$, sendo $\mathbf{x}_I \in \mathbb{R}^d$ e $\mathbf{x}_I \in \mathbf{X}$. Por definição, assume-se que apenas os nós dentro de célula de influência do ponto de interesse \mathbf{x}_I têm efeito em $u(\mathbf{x}_I)$. Agora, considerando a função $u(\mathbf{x})$ definida no domínio $\Omega \subset \mathbb{R}^d$, sendo o valor da função $u(\mathbf{x}_I)$ no ponto de interesse \mathbf{x}_I definido por,

$$\begin{aligned} u(\mathbf{x}_I) &= \sum_{i=1}^n R_i(\mathbf{x}_I) \cdot a_i(\mathbf{x}_I) + \sum_{j=1}^m p_j(\mathbf{x}_I) \cdot b_j(\mathbf{x}_I) \\ &= \mathbf{R}(\mathbf{x}_I)^T \cdot \mathbf{a}(\mathbf{x}_I) + \mathbf{p}(\mathbf{x}_I)^T \cdot \mathbf{b}(\mathbf{x}_I) \end{aligned} \quad 4.7$$

Onde $R_i(\mathbf{x}_I)$ é a função de base radial (*Radial Basis Function* – RBF), n é o número de nós dentro da célula de influência \mathbf{x}_I . Os coeficientes $a_i(\mathbf{x}_I)$ e $b_j(\mathbf{x}_I)$ são coeficientes não constantes de $R_i(\mathbf{x}_I)$ e $p_j(\mathbf{x}_I)$, respetivamente. m é o termo polinomial que geralmente $m < n$. Os vetores da equação 4.7 são definidos como:

$$\begin{aligned} \mathbf{R}^T(\mathbf{x}_I) &= \{R_1(\mathbf{x}_I), R_2(\mathbf{x}_I), \dots, R_n(\mathbf{x}_I)\}, \\ \mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I) &= \{p_1(\mathbf{x}_I), p_2(\mathbf{x}_I), \dots, p_m(\mathbf{x}_I)\}, \end{aligned} \quad 4.8$$

$$\mathbf{a}^T(\mathbf{x}_I) = \{a_1(\mathbf{x}_I), a_2(\mathbf{x}_I), \dots, a_n(\mathbf{x}_I)\},$$

$$\mathbf{b}^T(\mathbf{x}_I) = \{b_1(\mathbf{x}_I), b_2(\mathbf{x}_I), \dots, b_m(\mathbf{x}_I)\}.$$

Em RBF a variável é a distância r_{li} entre o nó relevante \mathbf{x}_I e o nó vizinho \mathbf{x}_i . Assim para o espaço tridimensional temos:

$$r_{li} = \sqrt{(x_I - x_i)^2 + (y_I - y_i)^2 + (z_I - z_i)^2} \quad 4.9$$

Os termos das funções de base polinomiais são os seguintes, considerando uma análise 3D:

$$\mathbf{p}^T(\mathbf{x}) = \{1, x, y, z, x^2, xy, y^2, yz, z^2, zx\}; \quad m = 10 \quad 4.10$$

Considerando a equação 4.7 para cada nó dentro do domínio da célula de influência e incluindo uma equação extra, para garantir uma solução única,

$$\sum_{i=1}^n p_j(\mathbf{x}_i) a_i(\mathbf{x}_i) = 0, \quad j = 1, 2, \dots, m. \quad 4.11$$

obtem-se o seguinte um sistema de equações:

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ \mathbf{0} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_Q & \mathbf{P}_m \\ \mathbf{P}_m^T & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} = \mathbf{G} \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix}, \quad 4.12$$

Onde,

$$\mathbf{u}_s = \{u_1, u_2, \dots, u_n\}^T \quad 4.2$$

$$\mathbf{R}_Q = \begin{bmatrix} R(r_{11}) & R(r_{21}) & \dots & R(r_{l1}) \\ R(r_{21}) & R(r_{22}) & \dots & R(r_{2n}) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ R(r_{n1}) & R(r_{n2}) & \dots & R(r_{nn}) \end{bmatrix} \quad 4.14$$

e a base polinomial, para um problema 3D, é representada como,

$$\mathbf{P}_m = \begin{bmatrix} 1 & 1 & \dots & 1 \\ x_1 & x_2 & \dots & x_n \\ y_1 & y_2 & \dots & y_n \\ z_1 & z_2 & \dots & z_n \end{bmatrix}^T \quad 4.15$$

Deve-se notar que, a matriz geométrica \mathbf{G} é uma matriz simétrica, porque a distância é independente da direção, isto é, $R(r_{ij}) = R(r_{ji})$. Assim, é possível obter uma solução única:

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} = \mathbf{G}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ \mathbf{0} \end{Bmatrix} \quad 4.16$$

e substituindo na equação 4.7 obtém-se:

$$u(\mathbf{x}_I) = \{\mathbf{R}^T(\mathbf{x}_I), \mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I)\} \mathbf{G}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ \mathbf{0} \end{Bmatrix} = \varphi(\mathbf{x}_I) \mathbf{u}_s \quad 4.17$$

onde $\varphi(\mathbf{x})$ é a função de forma definida por,

$$\varphi(\mathbf{x}_I) = \{\varphi_1(\mathbf{x}_I), \varphi_2(\mathbf{x}_I), \dots, \varphi_n(\mathbf{x}_I)\} \quad 4.18$$

Desde que, como já referido, as funções de forma tanto de RPIM como NNRPIM, respeitem a propriedade delta Kronecker.

Podemos estabelecer as seguintes relações entre as funções de interpolação e de aproximação: as funções de interpolação passam por cada nó único dentro do domínio de influência, em oposição às funções de forma de aproximação; as funções de interpolação têm custos computacionais mais reduzidos, uma vez que permitem a aplicação de métodos de imposição direta das condições de limite essenciais e naturais [82].

CAPÍTULO 5 – MECÂNICA DOS SÓLIDOS

5. Mecânica dos Sólidos

A mecânica dos sólidos apresenta como principal objetivo a compreensão da relação entre a tensão e a deformação e a relação entre a deformação e o deslocamento [2].

Ao longo deste capítulo serão apresentados os fundamentos mecânicos utilizados nas aplicações numéricas apresentadas neste trabalho. Assim, é feita uma introdução à formulação contínua e à formulação Fraca utilizada e o consequente sistema de equações discretas.

5.1.1. Fundamentos

Quando é aplicada uma carga ou força num corpo, este fica por consequência direta sob tensão, sendo que estas tensões originam deformações que podem ser interpretadas como deslocamentos relativos [87].

Através da configuração estrutural e das características de cada material, é possível prever o seu comportamento através da curva tensão-deformação respetiva (Figura 26). Os sólidos podem ser considerados como anisotrópicos, onde propriedades mecânicas do material variam com a direção, ou elásticos, onde após a remoção da carga aplicada, o sólido retorna à sua forma inicial. Neste trabalho assumiu-se uma relação linear entre a tensão e a deformação, sendo por isso o modelo considerado linear-elástico [2].

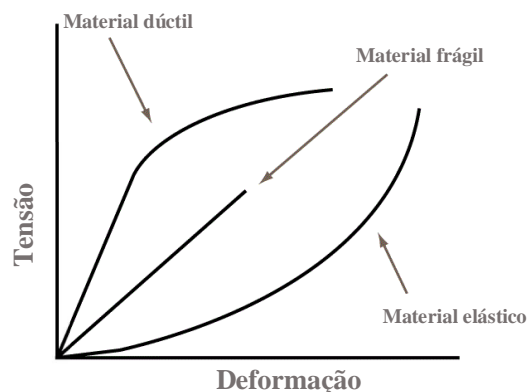


Figura 26: Curva Tensão-Deformação. Adaptado de [82].

A alteração da configuração do modelo permite representar o trabalho virtual como um integral sobre o volume corporal conhecido. Tanto o tensor das deformações como o tensor das tensões são referidos no mesmo estado deformado. O tensor de Cauchy, representado por Λ , representa as tensões de uma configuração atual e para um problema tridimensional, sendo definido como,

$$\Lambda = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zz} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \quad 5.1$$

Este trabalho utiliza a notação Voigt, reduzindo a sua ordem. Assim, o tensor de tensão Λ é reduzido ao vetor de tensão σ ,

$$\sigma = \{\sigma_{xx} \ \sigma_{yy} \ \sigma_{zz} \ \sigma_{xy} \ \sigma_{yz} \ \sigma_{zx}\}^T \quad 5.2$$

e o tensor de deformação, para o vetor de deformação ε ,

$$\varepsilon = \{\varepsilon_{xx} \ \varepsilon_{yy} \ \varepsilon_{zz} \ \varepsilon_{xy} \ \varepsilon_{yz} \ \varepsilon_{zx}\}^T \quad 5.3$$

Uma vez que os materiais considerados como anisotrópicos requerem um grande número de constantes para ser definido, tornou-se frequente nas simulações biomecânicas considerar-se o material como isotrópico, que apenas necessitam de duas variáveis independentes para serem definidos, que são, nomeadamente o módulo de elasticidade (E) e o coeficiente de Poisson (ν). Assim, a relação entre a tensão e a deformação no domínio sólido, é dada pela lei generalizada de Hooke,

$$\sigma = \mathbf{c} \ \varepsilon \quad 5.4$$

onde \mathbf{c} é a matriz constitutiva do material, definida por $\mathbf{c} = \mathbf{s}^{-1}$. A partir da equação 5.4 a seguinte relação pode ser estabelecida,

$$\varepsilon = \mathbf{c}^{-1} \ \sigma \quad 5.5$$

sendo $\mathbf{s} = \mathbf{c}^{-1}$ e definido para o caso 3D como,

$$\mathbf{s} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_{xx}} & -\frac{\nu_{yx}}{E_{yy}} & -\frac{\nu_{zx}}{E_{zz}} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xy}}{E_{xx}} & \frac{1}{E_{yy}} & -\frac{\nu_{zy}}{E_{zz}} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xz}}{E_{xx}} & -\frac{\nu_{yz}}{E_{yy}} & \frac{1}{E_{zz}} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xy}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{yz}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{zx}} \end{bmatrix} \quad 5.6$$

A matriz constitutiva do material, \mathbf{c} , é obtida pelo inverso da matriz material, \mathbf{s} , que é aqui definido para um material anisotrópico tridimensional. Os elementos da matriz \mathbf{s} são obtidos experimentalmente. E_{ii} é o módulo de elasticidade, ν_{ij} é o coeficiente de Poisson do material e G_{ij} é o módulo de corte nas direções i e j .

Relativamente ao campo de deslocamento dado por $\{u, v, w\}$, as componentes de deformação na direção x , y e z , são expressos como,

$$\varepsilon_{xx} = \frac{\partial u}{\partial x} \quad \varepsilon_{yy} = \frac{\partial v}{\partial y} \quad \varepsilon_{zz} = \frac{\partial w}{\partial z} \quad 5.7$$

$$\gamma_{xy} = \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \quad \gamma_{xz} = \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \quad \gamma_{yz} = \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y}$$

Assim o vetor de deformação pode ser expresso pela combinação de um operador diferencial e o campo de deslocamento, \mathbf{u} ,

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{L} \mathbf{u} \quad 5.8$$

Onde \mathbf{L} é dado por,

$$\mathbf{L} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} & \frac{\partial}{\partial z} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} \end{bmatrix}^T \quad 5.9$$

5.1.2. Formulação fraca

O sistema de equações diferenciais parciais que regem o fenómeno físico estudado, são as equações denominadas por Formulação Forte. No entanto, esta formulação apresenta algumas limitações. Em problemas mais complexos de engenharia, é preferencialmente utilizada a Formulação Fraca. A formulação fraca baseia-se num sistema de equações discreto, sendo estabelecida para cada ponto de integração. Apresenta uma menor consistência nas funções de aproximação ou interpolação, no entanto possui a capacidade de produzir sistemas de equações algébricas mais estáveis e com isto resultados aproximados [2].

5.1.2.1. Formulação fraca de Galerkin

A Formulação Fraca de Galerkin consiste num método variacional baseado no princípio da energia.

Considerando um sólido com um domínio Ω , delimitado por Γ , Figura 26, onde $\Gamma \in \Omega: \Gamma_u \cup \Gamma_t = \Gamma \wedge \Gamma_u \cap \Gamma_t = \emptyset$. A superfície sólida contínua na qual as forças externas \bar{t} são aplicadas é denotada por Γ_t (fronteira natural) e a superfície onde os deslocamentos são restritos é denotada como Γ_u (fronteira essencial), as equações de equilíbrio que regem o problema elasto-estático linear são definidas como,

$$\nabla \mathbf{\Lambda} + \mathbf{b} = \mathbf{0} \quad 5.10$$

em que ∇ é o operador de divergência, \mathbf{b} a força do corpo por unidade de volume, e $\mathbf{\Lambda}$ o tensor da tensão de Cauchy, conforme referido na equação 5.1.

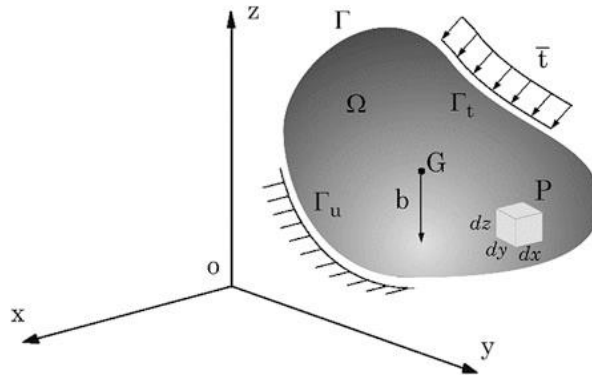


Figura 27: Corpo contínuo sujeito a forças de volume e forças externas [2].

Através da forma fraca de Galerkin, a solução real é a que minimiza o funcional Lagrangiano, L , é dada por,

$$L = T - U + W_f \quad 5.11$$

onde T representa a energia cinética, U a energia de deformação e W_f é o trabalho produzido pelas forças externas. A energia cinética é expressa por,

$$T = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega \quad 5.12$$

onde o volume sólido é definido por Ω , $\dot{\mathbf{u}}$ é a primeira derivada do deslocamento em relação ao tempo, e ρ é a densidade de massa sólida. A energia de deformação para materiais elásticos, é expressa por,

$$U = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega \quad 5.13$$

sendo $\boldsymbol{\varepsilon}$ o vetor deformação e $\boldsymbol{\sigma}$ o vetor tensão. O trabalho produzido pelas forças externas pode ser definido por,

$$W_f = \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t \quad 5.14$$

onde que \mathbf{u} representa o deslocamento, \mathbf{b} as forças do corpo e Γ_t a fronteira natural, onde as forças externas são aplicadas. Portanto, através da substituição na equação 5.12, negligenciando os efeitos dinâmicos, e após a manipulação das expressões obtém-se a Formulação Fraca de Galerkin, que pode ser reescrita como,

$$\int_{\Omega} (\delta \mathbf{L}\mathbf{u})^T \mathbf{c}(\mathbf{L}\mathbf{u}) d\Omega - \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega - \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t = 0 \quad 5.152$$

Obtemos assim a formulação genérica de Galerkin escrita em termos de deslocamento, com elevada aplicabilidade na mecânica dos sólidos.

5.1.2.2. Sistema de Equações Discretas

O sistema discreto de equações para métodos sem malha é obtido com base no princípio de trabalho virtual, utilizando as funções de forma como funções de teste. As variáveis de campo podem ser obtidas através das funções de interpolação [2]. A aproximação do campo variável num ponto de integração \mathbf{x}_I é dado por,

$$u(\mathbf{x}_I) = \sum_{i=1}^n \varphi_i(\mathbf{x}_I) u_i \quad 5.23$$

onde $\varphi_i(\mathbf{x}_I)$ representa a função de interpolação sem malha e u_i o vetor de deslocamento nodal dos n nós pertencentes ao domínio de influência do ponto de integração \mathbf{x}_I .

Relativamente aos deslocamentos virtuais dos nós, dentro do domínio de influência de um ponto de interesse, \mathbf{x}_I , estes causam um deslocamento virtual no próprio ponto de integração, e podem ser interpolados considerando as funções de interpolação. O deslocamento virtual é definido como,

$$\delta u(\mathbf{x}_I) = \sum_{i=1}^n \varphi_i(\mathbf{x}_I) \delta u_i \quad 5.24$$

Sendo que δu_i corresponde ao valor do nó para a função de teste. Este valor pode ser substituído na equação 5.22 obtendo-se,

$$\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \delta \mathbf{u}_i^T \int_{\Omega} \mathbf{B}_i^T \mathbf{c} \mathbf{B} d\Omega \mathbf{u} - \sum_{i=1}^n \delta \mathbf{u}_i^T \int_{\Omega} \varphi_i^T(\mathbf{x}_i) \mathbf{b} d\Omega - \sum_{i=1}^n \delta \mathbf{u}_i^T \int_{\Omega} \varphi_i^T(\mathbf{x}_i) \bar{\mathbf{f}} d\Omega = 0 \quad 5.25$$

onde a matriz deformação é dada por,

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} \frac{\partial \varphi_i}{\partial x} & 0 & 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial y} & 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial z} \\ 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial y} & 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial x} & \frac{\partial \varphi_i}{\partial z} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial z} & 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial y} & \frac{\partial \varphi_i}{\partial x} \end{bmatrix}^T \quad 5.26$$

sendo $i = \{1, 2, \dots, n\}$ a ordem do nó dentro do domínio de influência de \mathbf{x}_I .

A equação 5.25 pode ser representada da seguinte forma,

$$\delta \mathbf{u}^T (\mathbf{K} \mathbf{u} - \mathbf{F}) = 0 \quad 5.27$$

onde \mathbf{F} corresponde à soma do segundo e terceiro termo da equação 5.25.

Assim, a equação 5.27 pode ser traduzida na seguinte equação linear,

$$(\mathbf{K} \mathbf{u} - \mathbf{F}) = 0 \quad 5.28$$

Caso as funções de forma do MSM possuam a propriedade delta Kronecker, as condições de fronteira essenciais podem ser aplicados diretamente na matriz de rigidez \mathbf{K} . Considerando tanto os campos de deformação como os campos da tensão, o campo de densidade de energia de deformação (SED) para um ponto de interesse \mathbf{x}_I e um caso de carga específico pode ser determinado como:

$$U(\mathbf{x}_I) = \frac{1}{2} \int_{\Omega_I} \sigma(\mathbf{x}_I)^T \varepsilon(\mathbf{x}_I) d\Omega_I \quad 5.29$$

As tensões principais $\sigma(\mathbf{x}_I)$ para o ponto de interesse, \mathbf{x}_I , são obtidas através do tensor das tensões de Cauchy $\Lambda(\mathbf{x}_I)$ utilizando a expressão,

$$\det \left(\begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} - \sigma(\mathbf{x}_I) \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \right) = 0 \quad 5.30$$

Por sua vez, as direções principais $\mathbf{n}((\mathbf{x}_I)_i) = \{n_x((\mathbf{x}_I)_i), n_y((\mathbf{x}_I)_i), n_z((\mathbf{x}_I)_i)\}^T$ podem ser obtidas através da expressão,

$$\det \left(\begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} - \sigma(\mathbf{x}_I) \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \right) \begin{Bmatrix} n_x(\mathbf{x}_I)_i \\ n_y(\mathbf{x}_I)_i \\ n_z(\mathbf{x}_I)_i \end{Bmatrix} = 0 \quad 5.31$$

Através das tensões principais obtidas é possível obter a tensão efetiva de von Mises para cada ponto de interesse, \mathbf{x}_I , ou seja,

$$\begin{aligned} & \bar{\sigma}(\mathbf{x}_I) \\ &= \sqrt{\frac{1}{2} ((\sigma(\mathbf{x}_I)_1 - \sigma(\mathbf{x}_I)_2)^2 + (\sigma(\mathbf{x}_I)_2 - \sigma(\mathbf{x}_I)_3)^2 + (\sigma(\mathbf{x}_I)_3 - \sigma(\mathbf{x}_I)_1)^2)} \end{aligned} \quad 5.162$$

CAPÍTULO 6 – ESTADO DE ARTE

6. Estado de Arte

Neste capítulo, será feita uma análise do estado da arte relacionado a utilização dos métodos numéricos MEF e Métodos sem malha, na área da biomecânica, com mais especificidade nos implantes dentários.

6.1.Método dos Elementos Finitos

A análise através dos MEF foi aplicada no início dos anos 1960, para resolver problemas estruturais na indústria aeroespacial [88] mas esta aplicação rapidamente foi estendida para resolver problemas de transferência de calor, fluxo de fluidos, transporte de massa e a nível eletromagnético.

Em 1972, cerca de quinze anos após o MEF ter iniciado uma revolução nas análises de tensões de estruturas mecânicas na engenharia, este método foi utilizado na área da engenharia biomédica. Existia o interesse na ortopedia e ciências relacionadas com a ortopedia, nas tensões e deformações em ossos sob carga, mais especificamente no que diz respeito à relação entre a arquitetura e função de suporte de carga. Brekelmans et al. [89] e Rybicki et al. [90] apresentaram os primeiros trabalhos na área da biomecânica ortopédica, onde realizaram análises lineares elásticas de estruturas isotrópicas 2D de ossos humanos, como o fémur (Figura 27).

Os primeiros modelos 3D na área da biomecânica surgiram pouco depois, em meados do ano de 1975 [91]–[93]. Nestes trabalhos, ficou evidente que os problemas associados à manipulação, interpretação e apresentação de dados, frequentemente mais exigentes na análise 3D, combinados com um poder computacional baixo, foram um entrave à obtenção de resultados melhores. Mais tarde, em 1982, Rohlmann et al. [94] reproduziu o estudo de Brekelmans et al. numa malha 3D, obtendo um modelo mais complexo em três dimensões, essencialmente devido à introdução da Tomografia Computorizada (TC) como método para obtenção do modelo geométrico e definição dos diferentes materiais, por comparação com o nível de intensidade da escala de cinza, desenvolvida em 1972 pelo engenheiro Godfrey Hounsfield.

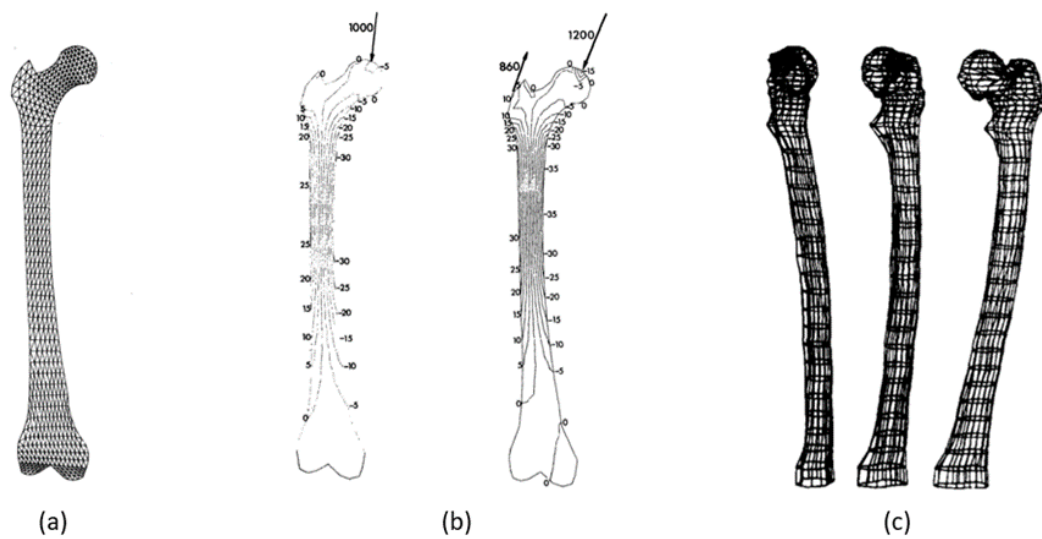


Figura 28: Aplicação de Brekelmans et al. do MEF na biomecânica ortopédica: (a) divisão dos elementos no fêmur; (b) análise das tensões para diferentes cargas com pontos de aplicação diferentes[89]; (c) reprodução do estudo numa análise 3D, realizado por Rohlmann et al [94].

Desde então, o MEF é a ferramenta numérica mais utilizada na análise biomecânica. Na figura 29, observa-se que o número de publicações relativas a este tipo de análises tem vindo a aumentar desde 1972, primeira publicação na área, até ao dia de hoje.

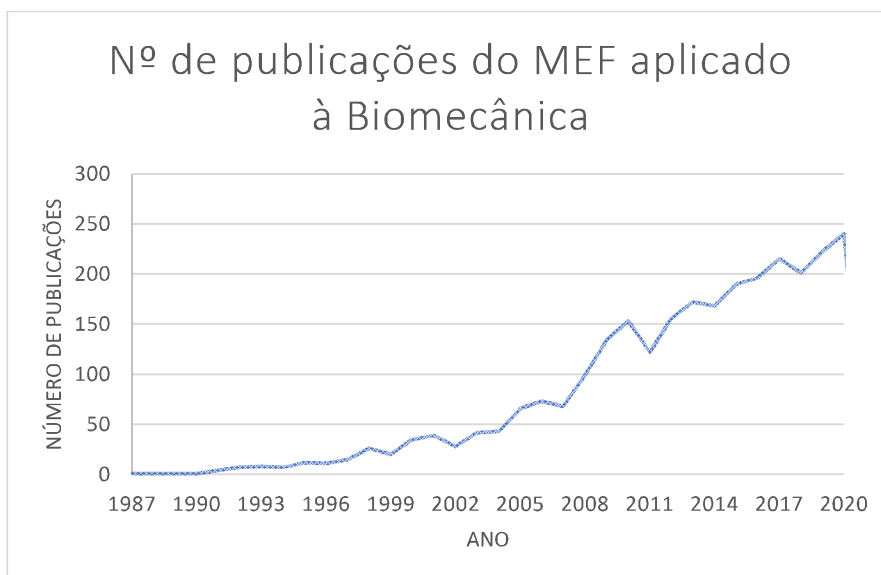


Figura 29: Número de publicações relacionadas com o MEF aplicado à análise biomecânica. Fonte: Scopus.

Capítulo - 5

O processo de modelação através do MEF na análise biomecânica, normalmente, pode ser dividido em três etapas principais: inicialmente é feita a discretização do problema, todos os métodos numéricos seguem uma abordagem discreta. Uma malha (nós e elementos) é a discretização de um sistema contínuo [95]. De seguida, é feito o processamento de imagem, onde a geometria e as propriedades do material podem ser adquiridas a partir da TC, por exemplo. O processamento da imagem médica é crucial e, muito provavelmente, a etapa mais demorada de toda a modelação. Por fim, é construída uma malha de elementos e são definidas as condições de fronteira, estando assim o modelo pronto para fazer análises de tensão e deformação, por exemplo [96], [97].

Após as primeiras aplicações do MEF na bioengenharia, rapidamente foi aplicado este método na área da medicina dentária [98], com o objetivo de estudar a tensão num dente homogéneo e não homogéneo, apresentando os campos de tensão e deslocamento resultantes da aplicação de uma única força.

Após este estudo, este método numérico foi aplicado na área da implantologia, em 1976, no trabalho realizado por Weinstein [99], onde foi obtido um modelo através de uma análise quantitativa de secções do implante inserido na mandíbula. Um modelo 2D, constituído por elementos retangulares e triangulares. Mais tarde, em 1982, Weinstein desenvolveu um modelo 3D, através da conexão de imagens 2D das secções bucal-lingual, formando uma rede tridimensional de elementos hexaédricos e tetraédricos [100]. Desde então, este método tem sido cada vez mais aplicado na área (Figura 30).

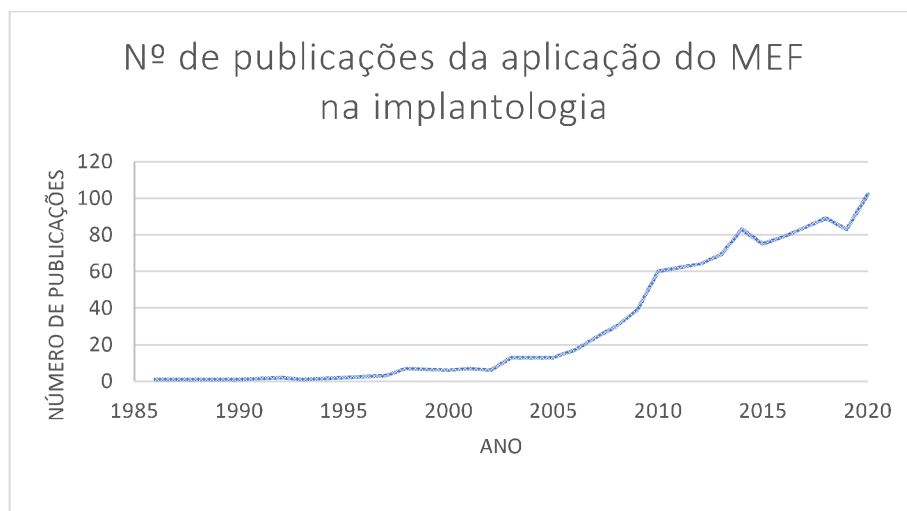


Figura 30: Número de publicações do método dos Elementos Finitos aplicado na área da implantologia. Fonte: Scopus.

6.1.1. Evolução dos modelos

Apesar do aparecimento dos modelos tridimensionais na área da implantologia [100]–[104], ainda são utilizados atualmente modelos bidimensionais [105]–[107], essencialmente devido à economia do tempo na criação do modelo em estudo e ao elevado poder computacional exigido pelos modelos em três dimensões. É de salientar também, que um modelo 2D é tão eficiente e preciso quanto um modelo 3D [108].

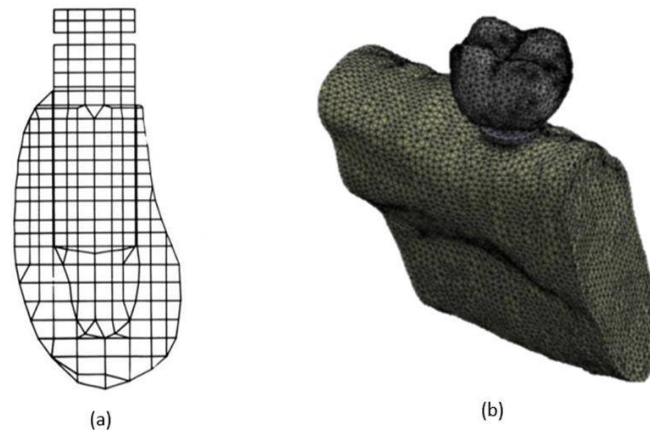


Figura 31: Exemplo de uma representação do modelo de elementos finitos: (a) bidimensional [98]; (b) tridimensional [104].

A construção do modelo apresenta um grau de dificuldade elevado devido às características mecânicas complexas do osso e à sua interação com os implantes. Assim são feitas várias simplificações a nível das propriedades mecânicas e na geometria do osso e do implante. Em alguns estudos, não é feita a diferenciação do tecido ósseo cortical do tecido trabecular da mandíbula, apresentando um comportamento isotrópico, homogêneo e linearmente elástico, caracterizado com um único módulo de Young e coeficiente de Poisson [109]–[111]. Conforme demonstrado em [112], esta suposição corresponde à aproximação de uma densidade óssea do tipo II. Outras contribuições, ao invés, consideraram uma lei anisotrópica mais realista [113]–[115] tentando capturar a mudança da densidade óssea em todas as direções espaciais.

Uma vez que o sucesso do estudo depende de uma boa modelação, o uso reduzido de aproximações aplicadas no modelo é o desejado para obter resultados mais fidedignos. Assim, este sucesso depende da precisão na simulação da geometria e estrutura da superfície do implante e do osso, das propriedades mecânicas do implante e do tecido ósseo, das condições de fronteira, das cargas aplicadas, bem como da interface biomecânica osso-implante [73], [116].

6.1.2. Materiais: Osso e materiais do implante

A atribuição das propriedades dos materiais envolvidos na análise de elementos finitos é um processo importante no estudo. Para este tipo de estudos, podem ser considerados materiais isotrópicos ou anisotrópicos [73].

Os materiais isotrópicos têm propriedades mecânicas e térmicas iguais em todas as direções. Em contraste, os materiais anisotrópicos apresentam diferentes características mecânicas e térmicas ao longo de diferentes direções sob as mesmas condições de carregamento. Os materiais ortotrópicos, que são um subgrupo dos materiais anisotrópicos, têm diferentes propriedades de materiais ao longo de três eixos mutuamente ortogonais [116].

6.1.2.1. Materiais Isotrópicos

Tanto na mandíbula como na maxila, podem ser distinguidos dois tipos de osso: cortical e esponjoso. Apesar de não o serem, em diversos estudos na área, o osso cortical e esponjoso são considerados como materiais isotrópicos [117]–[121][117][117][117][116] essencialmente devido à complexidade em determinar a orientação material do osso. Assim, o material é essencialmente caracterizado pelo módulo de Young e pelo coeficiente de Poisson [73].

O módulo de elasticidade (ou módulo de Young) dos ossos pode ser estimado a partir da imagem médica, uma vez que é possível converter os valores de densidade, representados em *Hounsfield units* (HU), em valores de módulo de elasticidade por meio de diferentes abordagens. Estas abordagens relacionam o valor de HU, o módulo de elasticidade e a densidade óssea aparente entre si. Os valores HU do osso podem ser obtidos através do *software* utilizado para o processamento da imagem médica e seguidamente, o módulo de elasticidade pode ser estimado através de alguns cálculos [116]. Vários autores estudaram esta relação [122]–[125].

Este método, onde se calcula o módulo de elasticidade a partir dos valores de HU permite atribuir propriedades mecânicas específicas para cada secção óssea. Assim, os modelos podem ser construídos de forma mais detalhada do que aqueles constituídos por um módulo de elasticidade único e contante para as camadas corticais e esponjosas [116].

Relativamente aos materiais dos implantes dentários, em simulações MEF, estes são considerados isotrópicos, homogéneos e linearmente elásticos [126], [104]. Na tabela 7, podemos ver os valores do módulo de Young e coeficiente Poisson para os materiais mais utilizados na implantologia [116].

Tabela 4: Valores do módulo de Young e coeficiente Poisson para alguns dos materiais mais utilizados em próteses dentárias, tal como reportado em [116].

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson	Fonte
Titânio Puro	104	0.3	[127]
	107	0.33	[128], [129]
	110	0.34	[103], [130]
	115	0.35	[131]
	120	0.36	[132]
Ligas de titânio	110	0.33	[133]
	114	0.34	[131]
Zircónia	205	0.22	[134]
	210	0.33	[135]
Alumina	420	0.27	[133]
Liga Crómio-Cobalto	218	0.31	[134]
	220	0.3	[111]
Ouro	89.5	0.3	[136]
	100	0.33	[137]

6.1.2.2. Materiais Anisotrópicos

Tal como visto anteriormente, o osso é muitas vezes considerado como sendo isotrópico. No entanto, tanto o osso cortical como o esponjoso são materiais anisotrópicos

e, para obter estudos mais fiáveis e precisos esta característica deve ser considerada, apesar de tornar a sua modelação num processo mais complexo [73].

Alguns estudos surgiram com o objetivo de comparar a consideração da anisotropia ou isotropia do osso nos modelos que utilizam o MEF como método de análise. O'Mahony et al. [138] verificou-se que a anisotropia do modelo aumentou os níveis de deformação e tensão na crista cortical, em 20 a 30% e por outro lado, diminuiu as tensões de corte em 40% na interface radial-vertical próximo ao ápice. Também Bonnet et al [118] verificou que a anisotropia do modelo aumentou os níveis de deformação e tensão em 23.7% e 31%, respetivamente, e Clelland et al. [105] verificou um aumento a rondar os 25%.

6.1.3. Condições de Fronteira

Relativamente à mandíbula, as condições de fronteira são descritas mais facilmente do que maxila. A maioria dos estudos definem as condições de fronteira da mandíbula como fixas [139]–[143].

Ao longo do tempo, começaram a surgir modelos tridimensionais, onde são simuladas as funções dos músculos de mastigação, o movimento dos ligamentos e da articulação temporomandibular[144], [145] . Estas considerações surgem com o objetivo de melhorar a precisão do modelo, evitando erros significativos na distribuição de tensão e deslocamento, como demonstrado por Röhrle e Pullan [146].

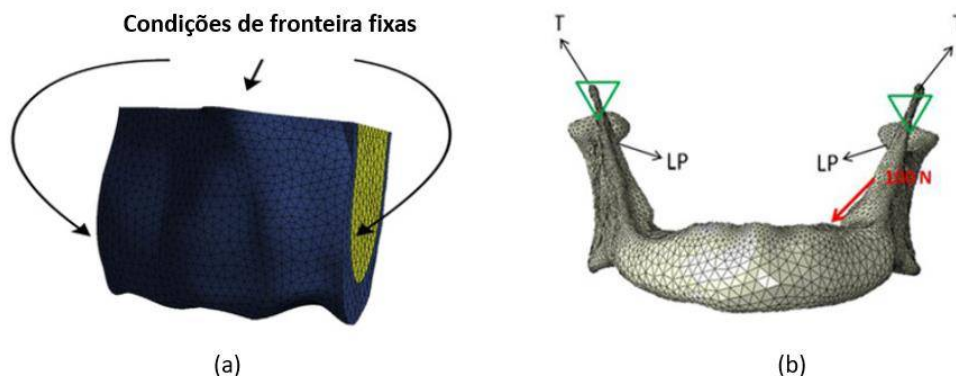


Figura 32: Dois tipos de considerações para as condições de fronteira: Condições de fronteiras fixas definidas em campo mais distante [140]; (b) condições de fronteira que consideram os músculos da mastigação (setas pretas) e a articulação temporomandibular (triângulos verdes) [145].

6.1.1. Cargas

As forças que atuam no implante durante o processo de mastigação e mordida, designadas de cargas oclusais, criam uma tensão no osso em torno do implante. Esta tensão, em sobrecarga pode causar reabsorção óssea ou o afrouxamento do implante, enquanto que em subcarga pode levar à atrofia por desuso e subsequente perda óssea [147], [148].

O implante está sujeito a um padrão complexo de combinações de forças horizontais e verticais. No entanto, os componentes da força não têm o mesmo impacto em relação à resistência do material e à incidência de falhas. As forças vetoriais que são direcionadas ao longo do eixo principal do implante são de natureza compressiva e permanecem abaixo da resistência do material na compressão [111]. Assim, em simulações biomecânicas, nomeadamente em estudos que utilizam o MEF, é importante considerar as cargas axiais, horizontais e oblíquas, com inclinações e magnitudes realistas, de modo a obter-se simulações mais precisas [149].

Na tabela 8, estão representados os valores considerados em alguns trabalhos para a carga axial, horizontal e oblíqua e respetivo ângulo de inclinação. Apesar da maioria dos trabalhos desenvolvidos considerarem estas cargas com estáticas, o efeito resultante das cargas dinâmicas e da fadiga deve ser considerado, de modo a evitar a fratura ou falha do implante [116]. Na literatura é descrito que se a condição de carga estática for substituída pela mesma magnitude de carga dinâmica, os valores máximos de tensão observados sobre o material podem aumentar em 20% [116], [150], [151].

Tabela 5: Valores atribuídos para as cargas: axial, horizontal e oblíqua e respetivo ângulo de inclinação.

Carga Horizontal (N)	Carga Vertical (N)	Carga oblíqua (N)	Ângulo	Fonte
23.4	114.6	-	-	[111]
50	100	-	-	[152][109][108][107][106][105][118]
10	35	70	120°	[153]
-	100	30	45°	[154]
-	-	100	11°	[155]

6.1.2. Geometria do Implante

A escolha da geometria do implante, influencia significativamente e diretamente a distribuição da tensão no implante e no osso circundante. Assim sendo, na literatura surgem vários estudos sobre esta influência [43].

Alguns autores estudaram o efeito de vários parâmetros, como efeito do comprimento do implante [156]–[158], diâmetro [159], [160], tipos de rosca [160], [161], da rugosidade da superfície [104], [162] e da inclinação de aplicação [163].

Um exemplo claro onde a geometria do implante influencia de forma direta a distribuição da tensão no osso é demonstrado por Majid et al [43], onde verificou que para as mesmas condições de simulação, o tipo de rosca cônica apresenta uma tensão máxima de von Mises cerca de 10 vezes superior (Figura 33), quando comparado com um implante cilíndrico.

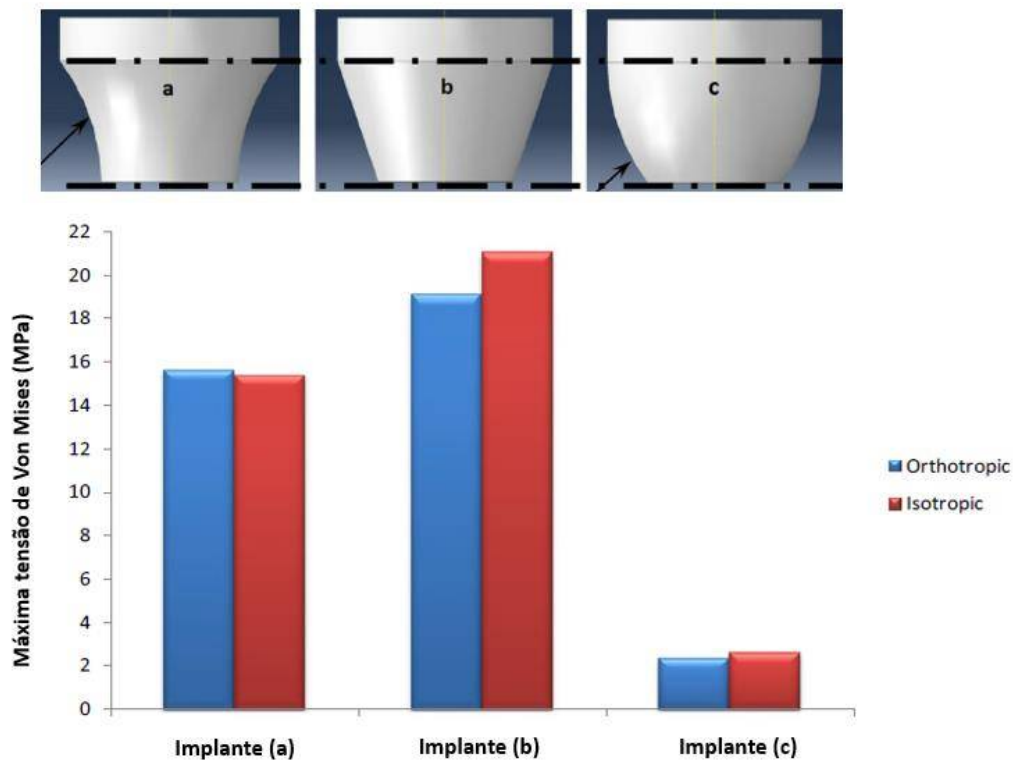


Figura 33: Comparação da máxima tensão de von Mises, no osso circundante, para três tipos de rosca diferentes. Adaptado de [43].

6.1.3. Interface Osso – Implante

Ao longo do tempo surgiram vários materiais com propriedades mecânicas adequadas, boa biocompatibilidade e resistência à corrosão para serem utilizados nos implantes. No entanto, é necessário garantir que a força de contacto na interface entre o implante e o osso seja suficiente para que a fixação biológica seja alcançada [164]. Em segundo, é necessário diminuir as incompatibilidades entre o módulo de elasticidade do implante e o osso, sendo que o sucesso ou fracasso de um implante pode ser determinado pela maneira como as tensões na interface osso-implante são transferidas para os ossos circundantes [165].

A osseointegração é a conexão direta estrutural e funcional entre o osso vivo e a superfície de implante, sendo que este termo surgiu na década de 1960, quando PI Branemark [166] utilizou esta palavra para explicar a aceitação e fixação de dispositivos de titânio colocados no osso da mandíbula, mais tarde designados de implantes [167].

A osseointegração total é aplicada na maioria dos estudos de MEF, isto é, considera-se o osso cortical e trabecular estão em contacto com o implante a 100% [27], [44], [131], [132]. No entanto, esta suposição é irrealista, uma vez que clinicamente não ocorre contacto perfeito entre implante e osso.

Para descrever a osseointegração na interface osso-implante de forma mais realista, surgiram novos modelos matemáticos, que têm em consideração fatores biológicos (sangue e modelação óssea) e mecânicos como o atrito entre as superfícies [167], [73].

6.1.4. Implantes *all-on-4*

Nos casos em que o paciente apresenta edentulismo total o conceito de *all-on-4* e *all-on-6* pode ser aplicado. Atualmente ser mais utilizado o *all-on-6*, o *all-on-4* está a ser estudado como uma solução melhorada para a versão de 6 implantes.

O implantologista português Paulo Malo e colegas, aplicaram o conceito *All-on-4* pela primeira vez em 1998 [168].

Existem vários estudos clínicos a curto prazo que comprovam o sucesso deste tipo de próteses, no entanto a longo prazo existem poucos estudos realizados. Além disso,

também há um estudo limitado sobre as tensões observadas nos implantes, pilares, próteses e osso peri-implantar de acordo com este tipo de próteses [169]

Ao logo dos anos têm surgido algumas análises biomecânicas a estes tipos de próteses com recurso às análises dos elementos finitos. Alguns autores utilizam este método para avaliar o efeito das forças sobre os implantes e nos apoios/cristas das próteses de quatro apoios [66]. Outros trabalhos focam-se no comportamento biomecânico da prótese suportada por implantes All-on-4 através de uma análise de elementos finitos através da comparação de 3 diferentes graus de inclinação dos implantes distais [67]. Outros autores estudaram a importância do *design* da barra e como a sua variação influencia a distribuição das tensões ao longo da prótese [170].

6.2. Métodos Sem Malha

Nas últimas décadas, ocorreu o aparecimento e crescimento de uma nova família de métodos numéricos, os Métodos Sem Malha (MSM) ou *Meshless/mesh-free*. No início da década de 1990, foi apresentado por Nayroles et al. [84] um novo método numérico designado por *Diffuse Element Method* (DEM), apresentado como sendo uma generalização do método amplamente utilizado, o Método dos Elementos Finitos. Segundo os autores, este novo método eliminava algumas das limitações do MEF.

Um dos primeiros métodos sem malha a surgir foi o *Smooth Particle Hydrodynamics* (SPH) apresentado por Lucy, Gingold e Monaghan [171]. Este método foi aplicado pela primeira vez na mecânica dos sólidos por Libersky et al. [172]. Uma vez que a versão original do método SPH apresentava algumas de instabilidades e inconsistências, foram incorporadas várias melhorias ao longo dos anos [171]. Em 1994, foi desenvolvido o Element Free Galerkin [173] Method, sendo um método variacional baseado no princípio de energia. Um ano mais tarde surgiu o *Reproducing Kernel Particle Method* (RKPM). Com o passar do tempo, foram surgindo outros métodos importantes como o *Meshless Local Petrov-Galerkin Method* (MLPG), o *Finite Point Method* (FPM) e o *Radial Basis Function Method* (RBFM) [174].

Apesar destes métodos terem sido aplicados com sucesso na mecânica computacional, estes métodos apresentavam alguns problemas, com a falta da

propriedade delta de Kronecker nas funções de aproximação, dificultando a imposição de condições essenciais e naturais [174].

Capazes de superar este problema, surgiram vários métodos de interpolação sem malha, tais como o *Point Interpolation Method* (PIM), o *Radial Point Interpolation Method* (RPIM), o *Natural Neighbour Finite Element Method* (NNFEM) o *Natural Element Method* (NEM), o *Natural Radial Element Method* (NREM) e o *Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method* (NNRPIM) [71].

De facto, o MSM têm evoluído consideravelmente, sendo que, constituem atualmente uma escolha cada vez mais atrativa para a aplicação em simulações biomecânicas [175]. Aliás, vários MSM têm vindo a ser desenvolvidos e implementados para realizar simulações cirúrgicas [176], [177].

Na dentária, os estudos onde são aplicados os MSM têm como principal objetivo a validação deste método e a comparação dos resultados com o MEF, no entanto começam a surgir estudos que comprovam as vantagens na aplicabilidade destes métodos em relação ao MEF. Assim, os MSM mostraram-se úteis para analisar o comportamento biomecânico de próteses dentárias [178]; prever as cargas que devem ser aplicadas aos implantes dentários para maximizar a densidade óssea perto do implante [179]; prever a osseointegração em torno da área de contato entre o osso e o implante [180]; estudar as interações entre o tecido ósseo e um implante e prever o comportamento biomecânico de dentes restaurados [181].

Duarte et al., aplicou o NNRPIM na análise de um sistema implante de barra única em 2D. Obtiveram tensões máximas muito semelhantes àquelas obtidas com o MEF, mas os campos de deformação e deslocamento mostraram-se muito mais suaves [182]. Tavares et al., [174] também utilizou o NNRPIM num modelo 2D, com o objetivo deste de observar como o tecido ósseo, nomeadamente o osso trabecular, reage à inserção de um implante. O osso trabecular começou a entrar na região plástica ao aplicar uma força de 113N a 80 graus e a 223 N o osso trabecular estava na região plástica.

Por sua vez, Moreira et al. (2013), que realizou uma análise a um incisivo central, concluiu no seu estudo que ainda é necessário superar alguns problemas numéricos, como a presença de contornos convexos, mas que apesar disso, obteve resultados positivos [183].

CAPÍTULO 7 – TRABALHO PRÁTICO

7. Trabalho Prático

Inicialmente é feita uma introdução aos *softwares* utilizados na parte prática deste trabalho. Ao longo deste capítulo, é feito um estudo preliminar, com um modelo de uma barra uniforme, cujo objetivo principal foi melhorar a aptidão no manuseio dos *softwares* e ao mesmo tempo criar um modelo de comparação para com a barra de espessura variável.

7.1. 3D Slicer

O 3D Slicer® é um software para visualização e análise de conjuntos de imagens médicas. Todos os conjuntos de dados comumente usados são suportados, como imagens, segmentações, superfícies, anotações e transformações. A visualização está disponível no desktop em 2D e 3D e em realidade virtual em 4D.

Assim, este o 3D Slicer® é capaz de transformar imagens num modelo 3D, uma vez que a caixa de ferramentas deste *software* permite importar dados de imagens médicas em formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) para um posterior tratamento e segmentação do modelo anatômico, criando assim modelos 3D muito aproximados à geometria real. Estes modelos tridimensionais podem ser usados como pontos de partida para uma análise biomecânica avançada através de simulações com malha de elementos finitos [184].

7.2. SolidWorks

Ao longo dos últimos 25 anos, o SOLIDWORKS® tem sido o software, baseado nas ferramentas CAD (*Computer Aided Design*), mais utilizado nas áreas do *design* e engenharia, especialmente na área aeroespacial, industrial, automóvel e médica. As soluções intuitivas de design 3D ajudam a criar, validar, comunicar, gerir e transformar os projetos em réplicas finais[185].

Uma vez que a anatomia de cada paciente é única e complexa, a projeção de dispositivos personalizados para impressão 3D ou a criação de modelos de elementos finitos para simulações biomecânicas com base na anatomia do paciente, pode ser um desafio complexo, como é o caso do projeto desenvolvido ao longo desta dissertação.

Com as ferramentas do SOLIDWORKS® é possível criar modelos mais precisos e representativos da anatomia do paciente [186].

7.3.FEMAP

O Femap® (*Finite Element Modeling And Postprocessing*), da Siemens PLM Software, é um programa de análise, essencialmente utilizado para construir modelos de elementos finitos em situações mais complexas na engenharia. Este *software* fornece ferramentas CAD de importação e modelação para criar um modelo de elementos finitos, mas também ferramentas de pós-processamento que permitem interpretar os resultados da análise. Após gerar a malha de elementos 1D, 2D e 3D no modelo, é possível implementar as condições de fronteira do mesmo [187].

7.4.FEMAS

O FEMAS® (*Finite Element Meshless Method Analysis Software*), desenvolvido pelo professor Jorge Belinha, é um software académico, implementado no *software* comercial MATLAB®, contendo uma interface gráfica de utilizador (GUI), permitindo a construção de modelos numéricos e a análise de problemas da mecânica computacional, através da aplicação do MEF e MSM (RPIM e NNRPIM).

Este software tem a capacidade, quer em modelo 2D ou 3D, quer para materiais de natureza isotrópica ou anisotrópica, realizar análises do tipo: *Linear- Elasto-static; Nonlinear- Elasto-plastic; Bone remodelling; Free vibrations; Buckling; Static fluid flow; Steady heat transfer e Brittle fracture.*

7.5.Trabalho Prático Preliminar

Inicialmente foram realizados alguns estudos preliminares, com base numa tomografia computadorizada exemplo, com dois objetivos essenciais: adquirir as competências computacionais necessárias relativas aos softwares de processamento de imagem médica e simulação biomecânica, tornando a sua utilização eficiente; avaliar o

comportamento da prótese, tendo em conta as condições de fronteira impostas, as forças aplicadas e o tipo de método numérico aplicado.

De modo a construir a prótese com as dimensões e a geometria adequada para o caso em estudo, foi feita uma segmentação da mandíbula, recorrendo ao *software* 3D Slicer. Esta mandíbula segmentada permitirá servir de base para a construção da prótese, aumentando o rigor da mesma. Para isto utilizou-se o SolidWorks. Após a prótese ter sido construída, através do FEMAP, procedeu-se à construção do modelo de elementos finitos, pronto a ser utilizado para as simulações biomecânicas realizadas no FEMAS. O procedimento é descrito na Figura 34.

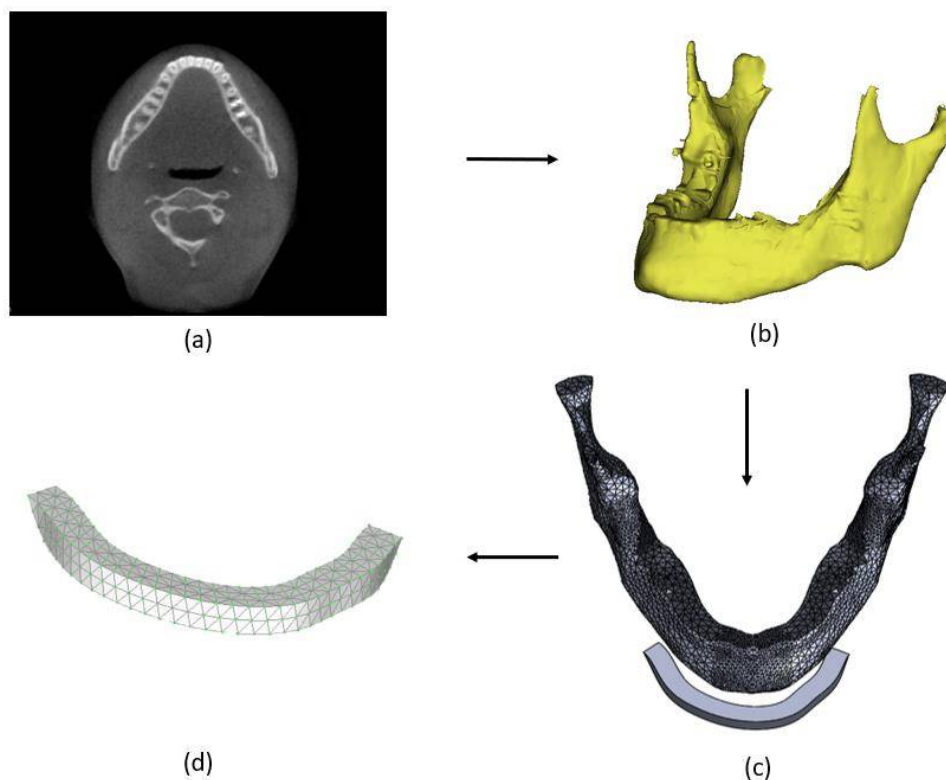


Figura 34: Procedimento para a construção do modelo de treino: (a) Imagem DICOM resultante de uma TC ao crânio; (b) segmentação da mandíbula no 3D Slicer; (c) Desenho e construção da prótese no Solidworks; (d) Prótese com malha, utilizando o FEMAP.

Assumiu-se que o modelo de treino fosse constituído por Titânio, considerando o Módulo de Young de 110 GPa e o Coeficiente de Poisson de 0.34, conforme a literatura. Após isto, tomou-se em atenção as condições de fronteira. Para este modelo de treino

idealizou-se a aplicação de 4 apoios, sendo assim considerados 4 condições de fronteira, como visualizamos na Figura 35.

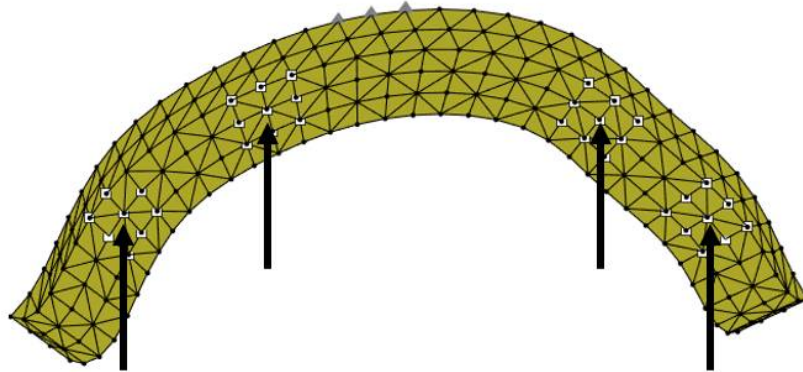


Figura 35: Identificação das condições de fronteiras utilizadas no modelo geométrico de teste.

A nível de aplicação de cargas, foi aplicada uma força F_1 , no centro da prótese, uma carga F_2 na extremidade do modelo e por fim uma força F_3 aplicada entre as duas condições fronteiras do lado esquerdo e uma força F_4 entre as duas condições de fronteira aplicadas no lado direito.

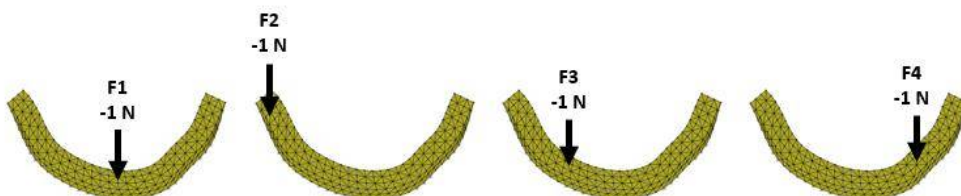


Figura 36: Representação das 4 forças aplicadas no modelo.

Para além disto, também foi feito um estudo de convergência da malha. De modo a verificar o impacto da densidade da malha na análise biomecânica, foram contruídos dois outros modelos, com mais nós e elementos. O primeiro modelo apresenta 408 nós e 1221 elementos, o segundo apresenta 1877 nós e 7299 elementos e o terceiro modelo apresenta 1963 nós e 7852 elementos.

Os resultados obtidos no modelo 2 e 3 foram semelhantes, o que nos indica que a malha gerada para o modelo 2 já seria suficiente para a realização do estudo biomecânico e que o aumento da densidade da malha não iria alterar significativamente os resultados obtidos e sim piorar a *performance* computacional. Na Figura 37, está demonstrado que o aumento do número de nós tende a convergir para uma solução, sendo que os valores máximos da tensão de von Mises e da deformação do modelo 2 e 3 foram similares.

Assim, com este estudo de convergência de malha tornou-se possível verificar que a densidade da malha do modelo 2 é a suficiente para o estudo, obtendo-se uma solução precisa e evitando o uso excessivo de recursos de computação.

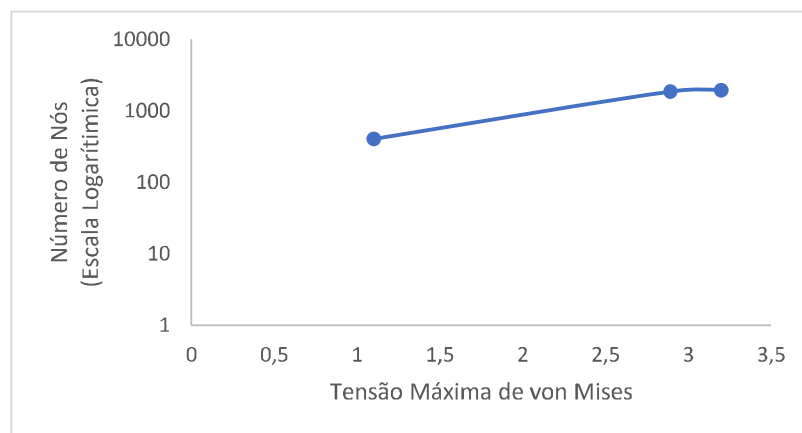


Figura 37: Estudo de convergência para os três modelos para a F1, para os parâmetros da tensão máxima de von Mises.

Por fim, decidiu-se analisar os resultados ao longo da parte superior da barra, como representado na Figura 38.

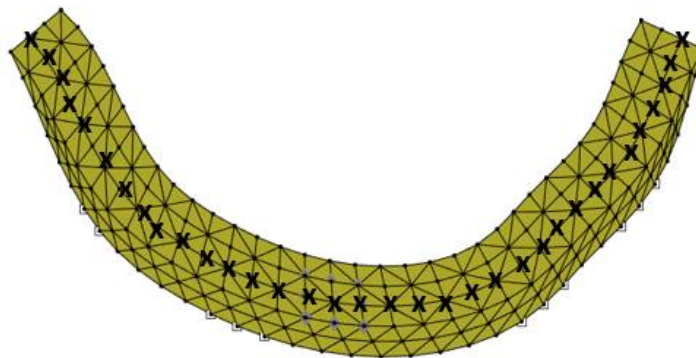
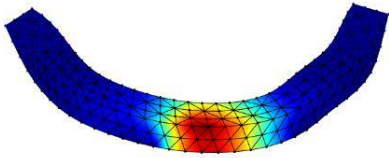
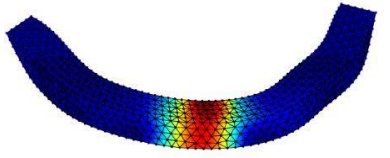
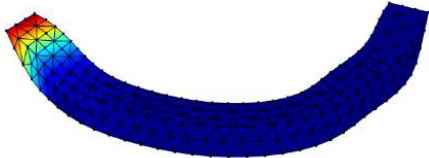
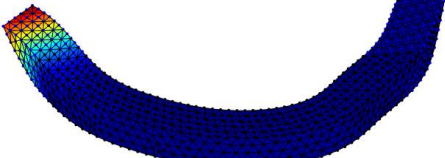
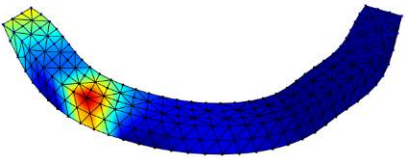
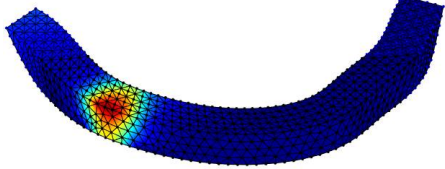


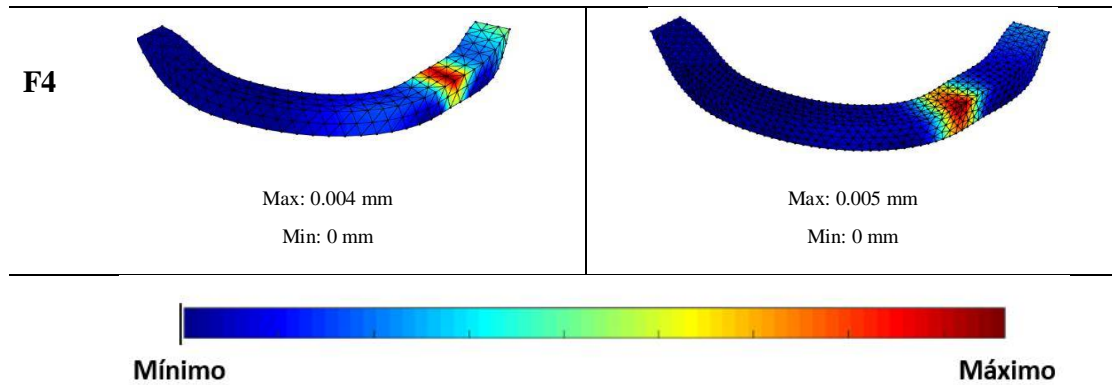
Figura 38: Análise biomecânica ao longo de uma linha na parte superior da barra.

7.5.1. Análise MEF

A nível de resultados qualitativos, na Tabela 6 estão representados os resultados obtidos na análise MEF para o modelo 1 e 2, para a deslocação ($|u|$), verificando-se resultados semelhantes, à exceção da aplicação da força 3 e 4, onde a deslocação máxima se propagou em direção da extremidade do implante (região cantilever) no modelo 1, o que não se verificou no modelo 2.

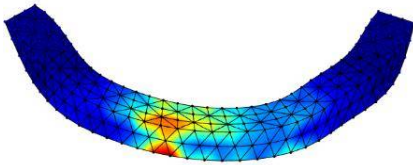
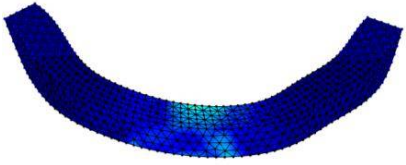
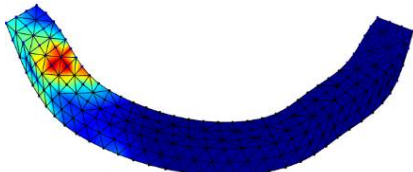
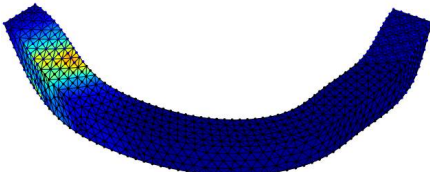
Tabela 6: Comparação dos resultados obtidos para o modelo 1 e 2, para as quatro forças ao nível de deslocação ($|u|$).

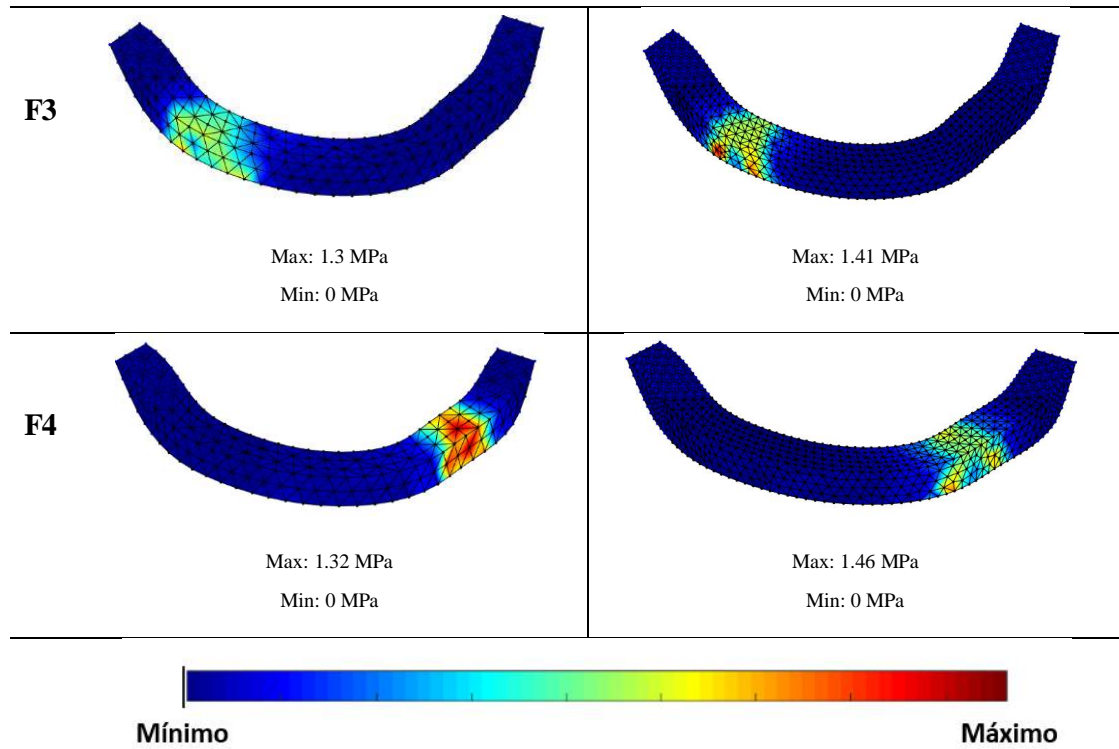
	Modelo 1	Modelo 2
	Deslocamento	
F1	 <p>Max: 0.008 mm Min: 0 mm</p>	 <p>Max: 0.004 mm Min: 0 mm</p>
F2	 <p>Max: 0.05 mm Min: 0 mm</p>	 <p>Max: 0.1 mm Min: 0 mm</p>
F3	 <p>Max: 0.003 mm Min: 0 mm</p>	 <p>Max: 0.004 mm Min: 0 mm</p>



A nível da tensão de von Mises, obtiveram-se resultados ligeiramente diferentes, sendo que as tensões máximas na maioria dos casos, no modelo 2, encontravam-se nas partes inferior do implante, enquanto para o modelo 1 apenas se verificou este mesmo resultado na aplicação de F3, como podemos observar na Tabela 7.

Tabela 7: Comparação dos resultados obtidos para o modelo 1 e 2, para as quatro forças ao nível da tensão de von Mises (S_{ef}).

	Modelo 1	Modelo 2
	<u>Tensão de von Mises</u>	
F1	 Max: 1.4 MPa Min: 0 MPa	 Max: 2.89 MPa Min: 0 MPa
F2	 Max: 12.6 MPa Min: 0 MPa	 Max: 11.64 MPa Min: 0 MPa



A nível de resultados quantitativos, verificou-se que os valores mais elevados para a tensão efetiva de von Mises registaram-se na aplicação da F2, atingindo os 3,37 MPa no modelo 1 e os 11,65 MPa no modelo 2. O mesmo se verificou para o deslocamento, onde se registou o maior deslocamento na aplicação de F2, obtendo-se valores a rondar os 0.05 mm para o modelo 1 e 0.1 mm para o modelo 2.

Na Figura 39, encontra-se ilustrada a variação da tensão de von Mises ao longo dos nós da superfície superior do modelo 2, para as quatro forças. Tendo em conta o teste de convergência, ignorou-se os modelos 1 e 3 para as seguintes análises.

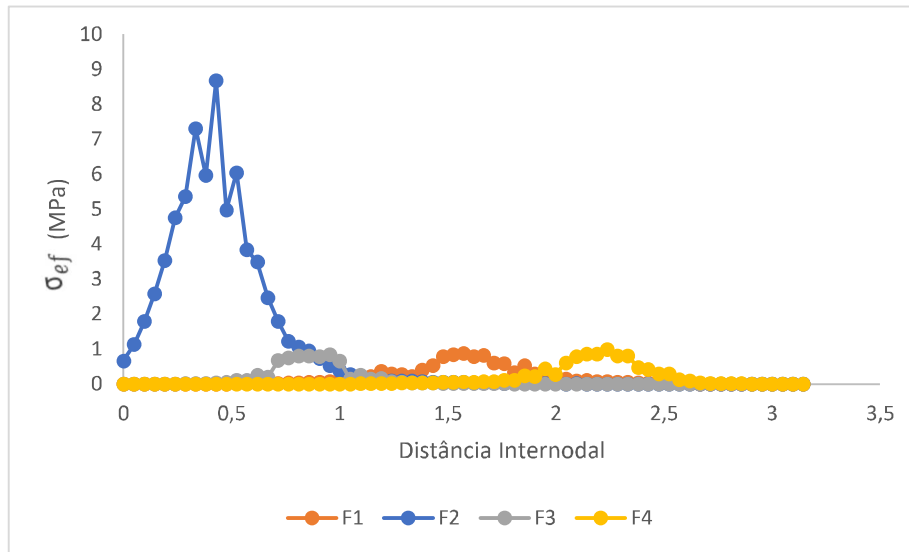


Figura 39: Variação da tensão de von Mises ao longo dos nós da superfície superior do modelo 1, para as quatro forças (F1, F2, F3 e F4).

Verificou-se que a maior tensão de von Mises ocorreu na aplicação da carga F2, na região de *cantilivier*, atingindo valores próximos de 9 MPa.

Para além da tensão efetiva de von Mises, as tensões principais, σ_1 e σ_3 , apresentam bastante relevância. Assim, respetivamente, a Fig.40 (a) e a Fig.40 (b) mostram a distribuição das tensões principais ao longo da linha superior do implante, para as quatro forças, no modelo 2. O valor máximo positivo de σ_1 representa a maior tensão de tração no modelo, que foi registado para F2, atingindo cerca de 1.4 MPa. O valor máximo negativo (valor absoluto) de σ_3 representa a maior tensão compressiva ao longo da superfície superior do modelo. A maior tensão compressiva foi similar na aplicação de todas as forças.

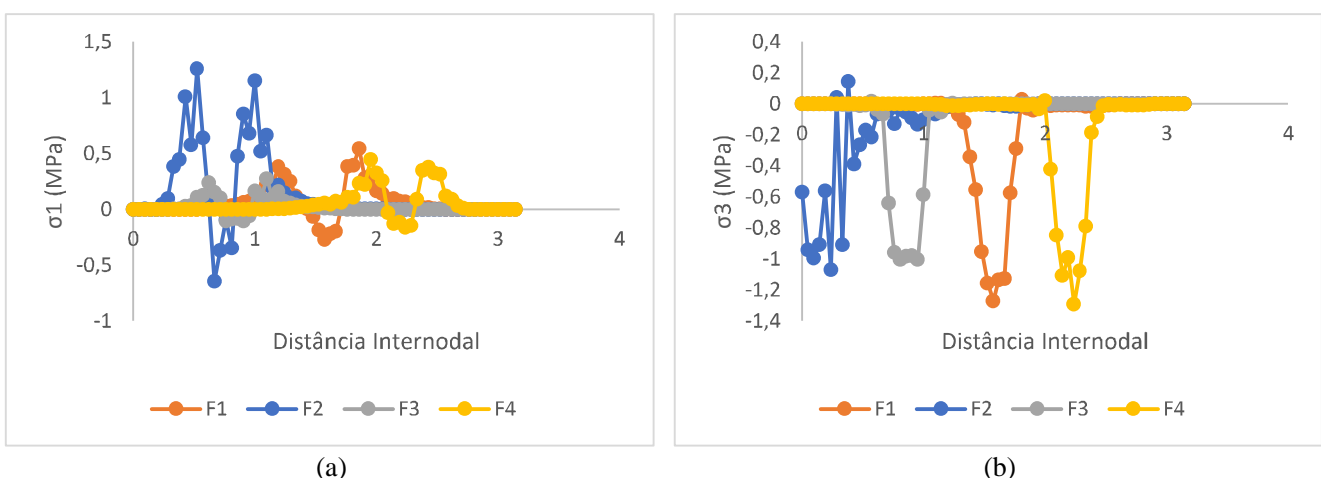
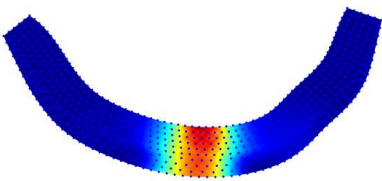
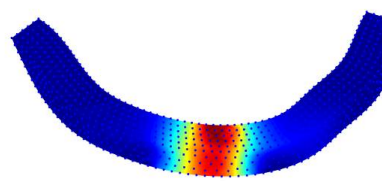
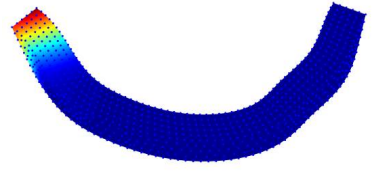
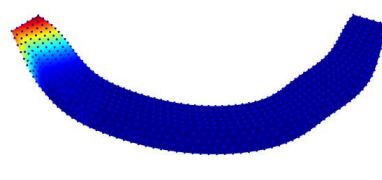
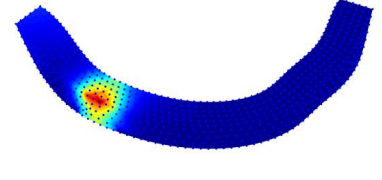
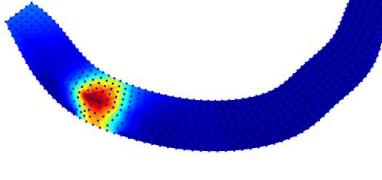


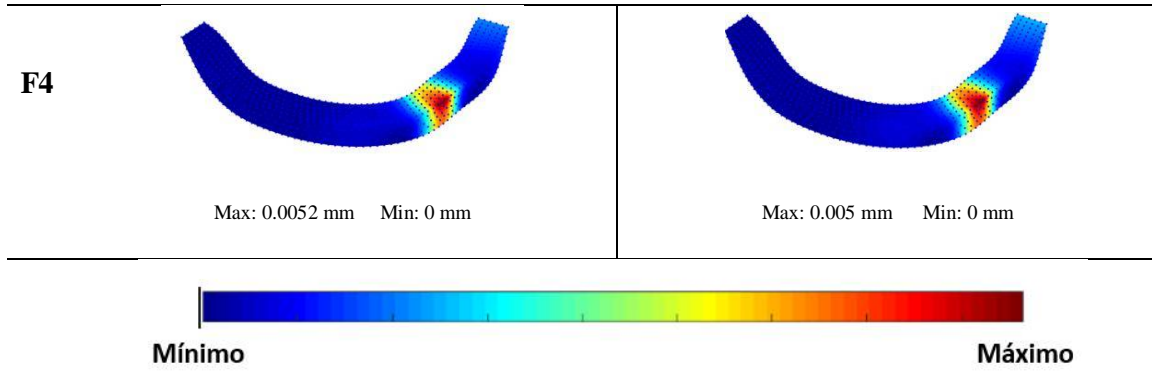
Figura 40: Distribuição das tensões principais ao longo do modelo 2, para as 4 forças: (a) σ_1 ; (b) σ_3 .

7.5.2. Análise RPIM e NNRPIM

Para a análise através dos métodos RPIM e NNRPIM foi utilizado o modelo 2, uma vez que, tendo em conta o estudo de convergência efetuado anteriormente, apresenta uma malha adequada para a análise. Relativamente aos parâmetros utilizados, para o RPIM utilizou-se 32 como número de nós dentro do domínio de influência, e no NNRPIM utilizou-se células de influência de 1º grau/Primeiros Vizinhos. Os resultados qualitativos obtidos para o campo de deslocamento foram semelhantes, tanto entre os dois MSM como aos resultados obtidos na análise dos MEF, como verificado na Tabela 8.

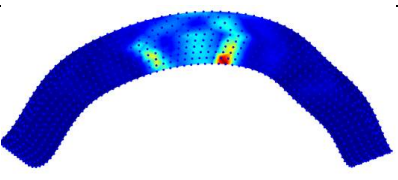
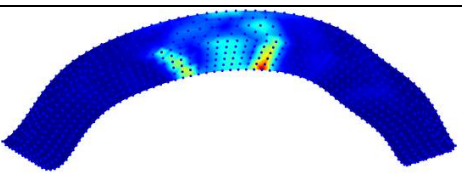
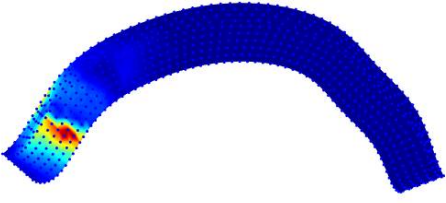
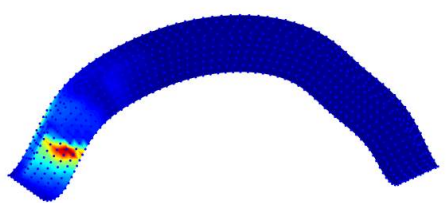
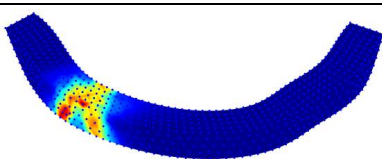
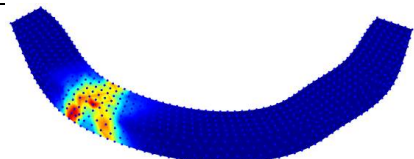
Tabela 8: Resultados obtidos para o modelo 2, para as quatro forças no parâmetro do deslocamento, para os MSM: RPIM e NNRPIM.

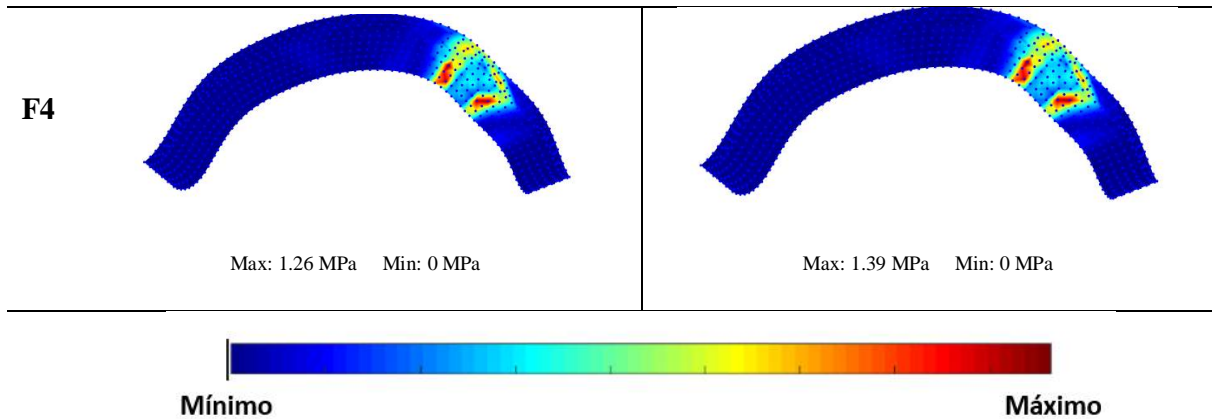
	RPIM	NNRPIM
	Deslocamento	
F1	 <p>Max: 0.0055 mm Min: 0 mm</p>	 <p>Max: 0.0051 mm Min: 0 mm</p>
F2	 <p>Max: 0.016 mm Min: 0 mm</p>	 <p>Max: 0.015 mm Min: 0 mm</p>
F3	 <p>Max: 0.0042 mm Min: 0 mm</p>	 <p>Max: 0.0041 mm Min: 0 mm</p>



Os resultados qualitativos obtidos para o campo da tensão de von Mises foram semelhantes, tanto entre os dois MSM como aos resultados obtidos na análise dos MEF, como verificado na Tabela 9.

Tabela 9: Resultados obtidos para o modelo 2, para as quatro forças no parâmetro da tensão de von Mises, para os MSM: RPIM e NNRPIM

	RPIM	NNRPIM
	<u>Tensão de von Mises</u>	
F1	 <p>Max: 2.23 MPa Min: 0 MPa</p>	 <p>Max: 2.26 MPa Min: 0 MPa</p>
F2	 <p>Max: 12.6 MPa Min: 0 MPa</p>	 <p>Max: 15.1 MPa Min: 0 MPa</p>
F3	 <p>Max: 1.3 MPa Min: 0 MPa</p>	 <p>Max: 1.41 MPa Min: 0 MPa</p>



No que diz respeito aos resultados quantitativos, verificou-se uma discrepância nos valores da tensão máxima de von Mises na aplicação da F2, apresentando valores bastante mais elevados que aqueles resultantes da aplicação das outras três forças. Também é de notar que as tensões na aplicação das forças F3 e F4 apresentam valores similares uma vez que são aplicadas na mesma região (lados contrários).

Relativamente à análise ao longo da superfície superior da barra, obteve-se ligeiras diferenças comparativamente aos resultados obtidos no MEF. Para o RPIM verificou-se que os valores mais elevados para a tensão efetiva de von Mises registaram-se na aplicação da F2, atingindo os 12.5 MPa, como podemos verificar na Figura 41. No que diz respeito aos valores de σ_1 e σ_3 , estes dispersam pouco comparativamente ao MEF.

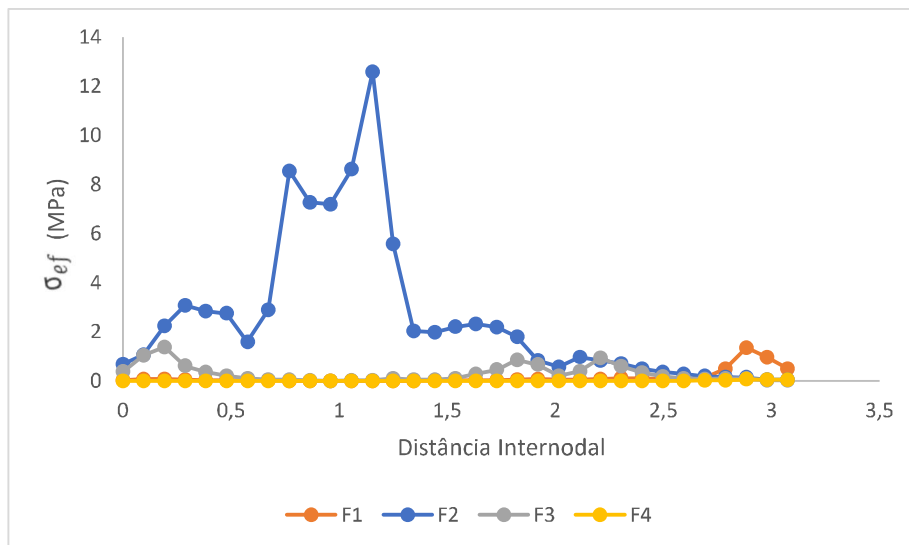


Figura 41: Variação da tensão de von Mises ao longo dos nós da superfície superior do modelo 2, para as quatro forças (F1, F2, F3 e F4), aplicando o RPIM.

Relativamente aos resultados obtidos através da aplicação do NNRPIM, também se verificou que os valores mais elevados para a tensão efetiva de von Mises registaram-se na aplicação da F2, atingindo os 14.7 MPa,

7.6. Barra de espessura variável – *All-on-4*

Após a realização do trabalho preliminar, procedeu-se à construção de um novo modelo de estudo, com o objetivo de comparar com a simulação biomecânica preliminar. Assim, construiu-se um modelo onde a barra da prótese apresenta metade da espessura entre apoios, apresentando 4 apoios, como nas barras aplicadas no conceito *all-on-4*.

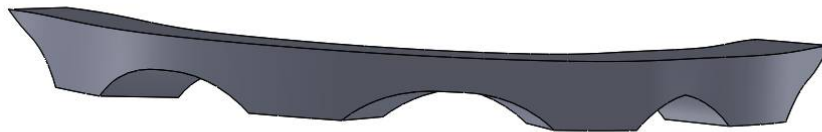


Figura 42: Modelo com espessura variável.

A malha é constituída por 1487 nós e 5376 elementos. Este modelo apresenta números semelhantes de elementos e nós comparativamente ao modelo 2, sendo que esta densidade da malha foi suficiente para obter uma malha uniforme ao longo de toda a estrutura, como demonstrado na Figura 43 (a). As propriedades do material foram mantidas comparativamente aos modelos anteriores, ou seja, considerou-se o Módulo de Young de 110 GPa e o Coeficiente de Poisson de 0.34, conforme a literatura para o material Titânio.

As quatro condições de fronteira foram aplicadas nos quatro apoios (locais de maior espessura da barra), conforme representado na Figura 42 (b).

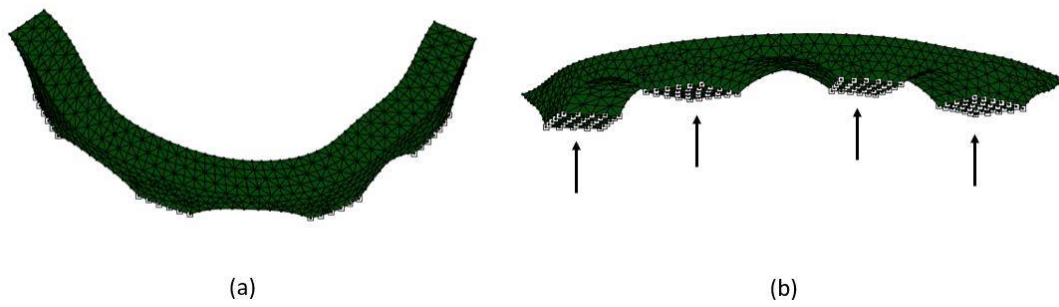


Figura 43: Modelo de espessura varável: (a) malha constituída por 5376 elementos e 1487 nós; (b) - imposição das condições de fronteiras nos apoios.

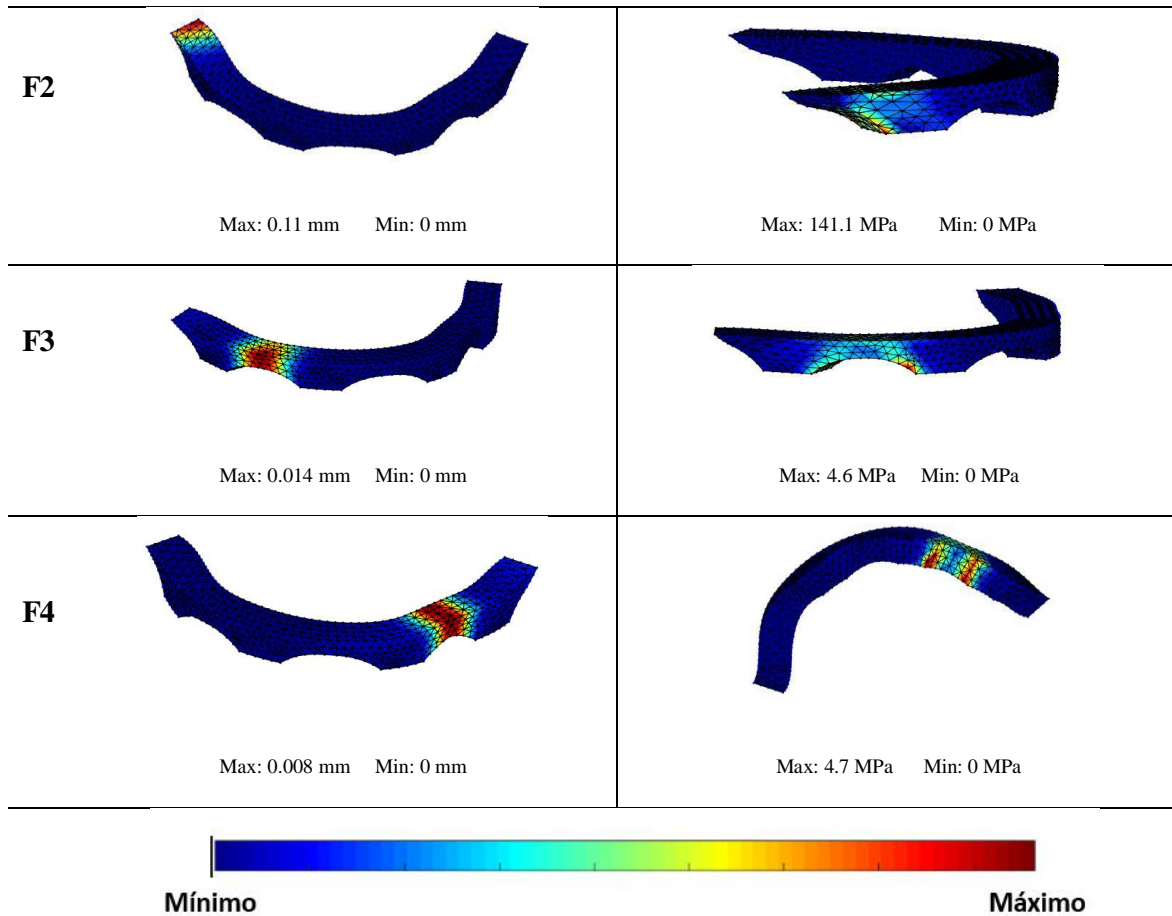
Por fim, foram aplicadas as mesmas quatro cargas (F1, F2, F3 e F4), de -1N, como no estudo anterior.

7.6.1. Análise MEF

A nível de resultados qualitativos, na Tabela 11 estão representados os resultados obtidos na análise MEF para o modelo de espessura variável, para o deslocamento (u) e tensão de von Mises. Em comparação com os resultados obtidos para o Modelo 2, ao nível do deslocamento, obteve-se resultados similares. Relativamente à tensão de von Mises, é de salientar a diferença na aplicação da F1, uma vez que no modelo de espessura variável a tensão máxima vai em direção aos apoios e na aplicação de F3 e F4 a tensão máxima localiza-se nos vértices dos apoios.

Tabela 10: Resultados obtidos para o modelo de espessura variável, para as quatro forças nos parâmetros do deslocamento e da tensão de von Mises.

	Deslocamento	Tensão de von Mises
F1	<p>Max: 0.03 mm Min: 0 mm</p>	<p>Max: 71.8 MPa Min: 0 MPa</p>



No que diz respeito aos resultados quantitativos, obtiveram-se resultados bastante diferentes dos anteriores. Na aplicação de F1 obteve-se uma tensão de cerca de 72 MPa, enquanto na região de *cantelivier* obteve-se um máximo de 141.1 MPa. Para a aplicação de F3 e F4 obteve-se resultados idênticos para F3 e F4, como o obtido no modelo anterior. O mesmo se verificou para o campo do deslocamento. O deslocamento máximo foi de 0.11 mm na aplicação da carga F2.

Na Figura 44, está representada a variação da tensão máxima de von Mises ao longo da parte superior da barra, nos pontos representados na Fugura 38. Como podemos verificar, as tensões de F1 e F2 são muito superiores comparativamente às apresentadas pela aplicação da carga F3 e F4, sendo que esta diferença é ainda mais salientada pelo facto da tensão máxima para F3 e F4 se encontrar na parte inferior da prótese, nos vértices dos apoios.

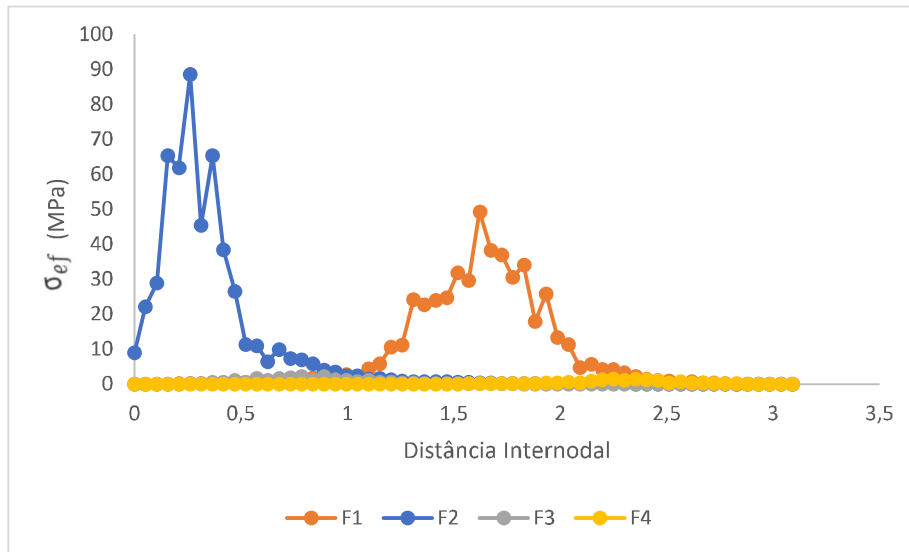


Figura 44: Variação da tensão de von Mises ao longo dos nós da superfície superior do modelo de espessura variável, para as quatro forças (F1, F2, F3 e F4), aplicando o MEF.

Relativamente às tensões principais, σ_1 e σ_3 , estas estão representadas na Fig.45(a) e a Fig.45 (b), respetivamente. O valor máximo positivo de σ_1 representa a maior tensão de tração no modelo, que foi registado para F2, registando-se cerca de 92 MPa. Por sua vez, o valor máximo negativo (valor absoluto) de σ_3 representa a maior tensão compressiva dentro do modelo, registada na aplicação de F1 (56 MPa). Este facto também foi observado nos modelos anteriores.

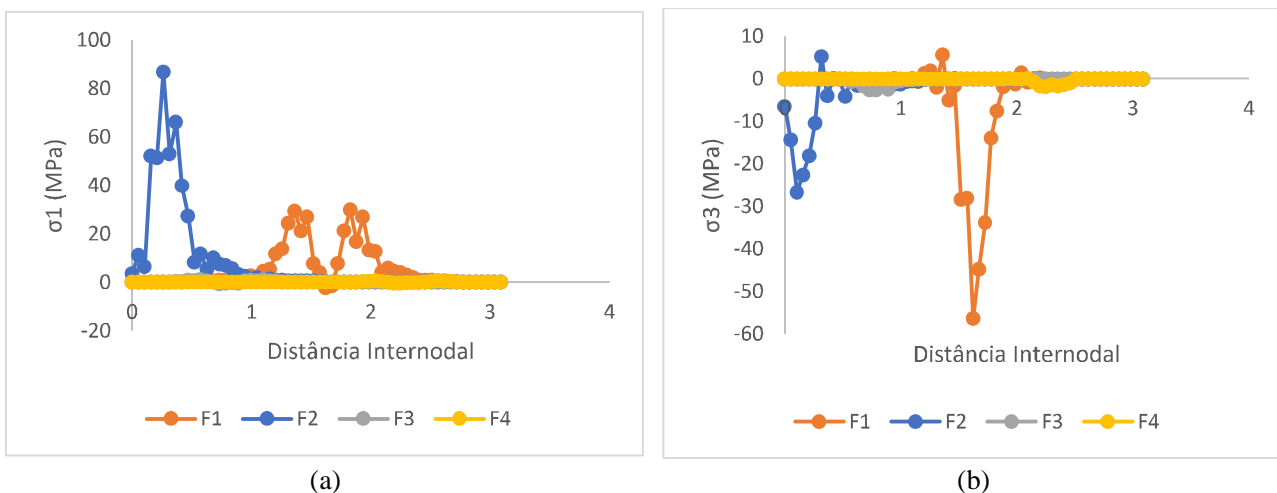
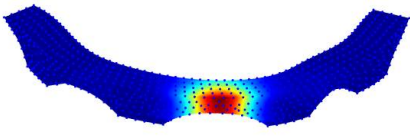
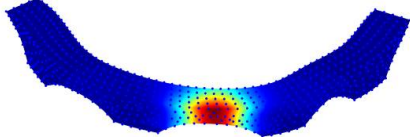
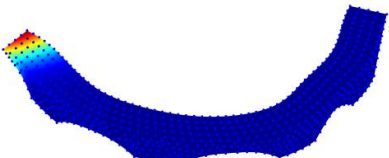
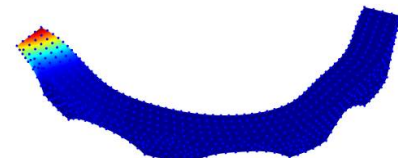
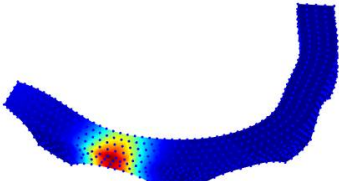
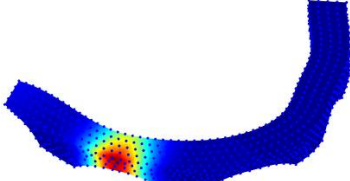


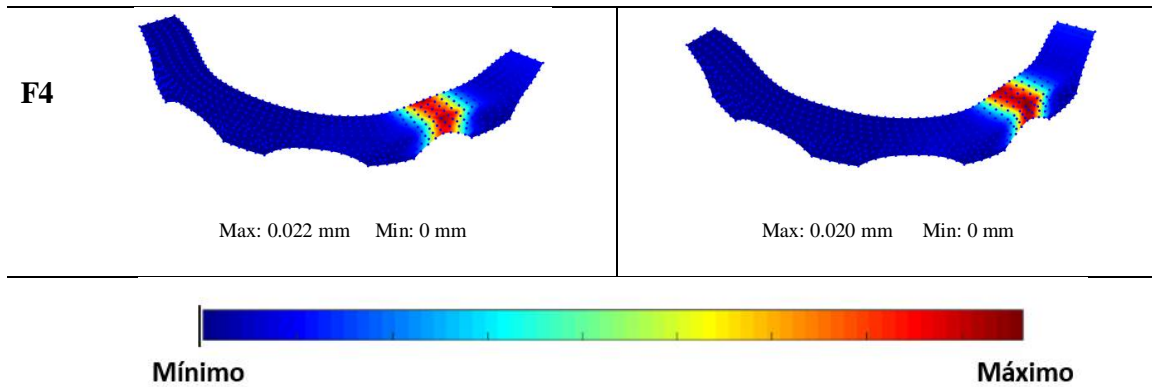
Figura 45: Distribuição das tensões principais ao longo do modelo de espessura variável, para as 4 forças: (a) σ_1 ; (b) σ_3 .

7.6.1. Análise RPIM e NNRPIM

Foi feita uma análise RPIM e NNRPIM a este modelo de espessura variável, tal como foi feito para o modelo 2. Utilizou-se os mesmos parâmetros que anteriormente, para o RPIM definiu-se 32 como número de nós dentro do domínio de influência, e no NNRPIM utilizou-se células de influência de 1º grau/Primeiros Vizinhos. Os resultados qualitativos obtidos para o campo da deformação foram semelhantes, tanto entre os dois MSM como aos resultados obtidos na análise dos MEF, como verificado na Tabela 11.

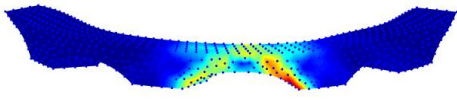
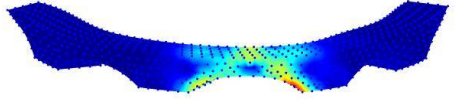
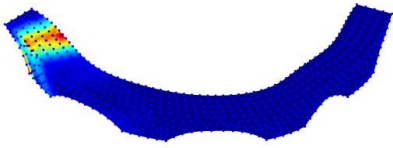
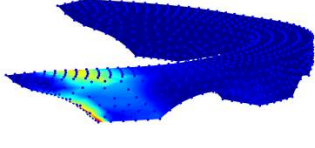
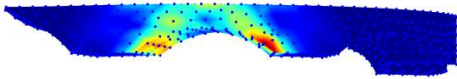
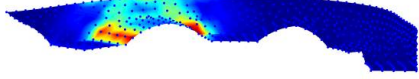
Tabela 11: Resultados obtidos para o modelo 2, para as quatro forças no parâmetro do deslocamento, para os MSM: RPIM e NNRPIM:

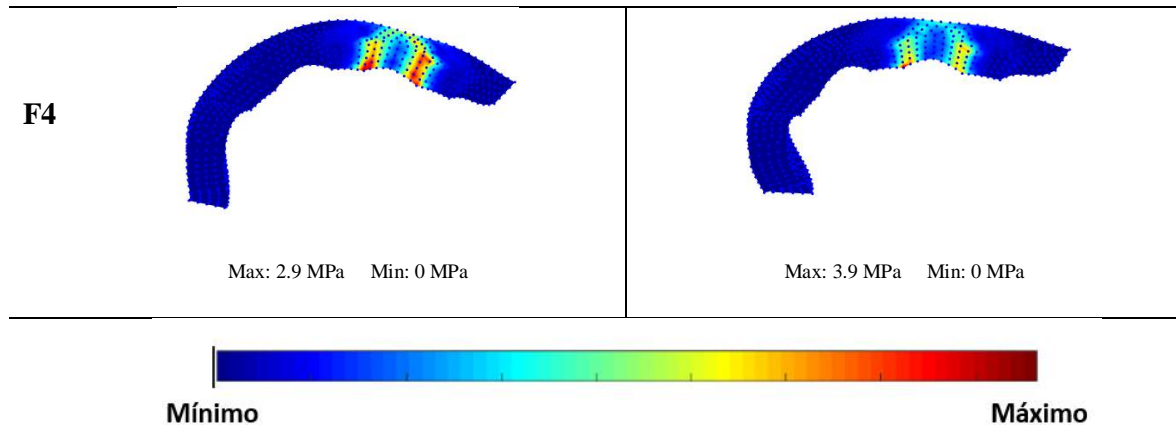
	RPIM	NNRPIM
	Deslocamento	
F1	 <p>Max: 0.045 mm Min: 0 mm</p>	 <p>Max: 0.042 mm Min: 0 mm</p>
F2	 <p>Max: 0.17 mm Min: 0 mm</p>	 <p>Max: 0.15 mm Min: 0 mm</p>
F3	 <p>Max: 0.019 mm Min: 0 mm</p>	 <p>Max: 0.017 mm Min: 0 mm</p>



Relativamente à tensão de von Mises, qualitativamente também se obtiveram resultados semelhantes entre os dois métodos, e também comparativamente à análise do MEF, como podemos verificar na Tabela 12.

Tabela 12: Resultados obtidos para o modelo de espessura variável, para as quatro forças no parâmetro da tensão de von Mises, para os MSM: RPIM e NNRPIM

	RPIM	NNRPIM
<u>Tensão de von Mises</u>		
F1	 <p>Max: 84.5 MPa Min: 0 MPa</p>	 <p>Max: 96.8 MPa Min: 0 MPa</p>
F2	 <p>Max: 135 MPa Min: 0 MPa</p>	 <p>Max: 168.1 MPa Min: 0 MPa</p>
F3	 <p>Max: 4.5 MPa Min: 0 MPa</p>	 <p>Max: 4.8 MPa Min: 0 MPa</p>



A nível de resultados quantitativos, a análise estrutural com recurso ao NNRPIM apresentaram valores mais elevados. Também se verificaram valores bastante dispares entre os valores resultantes da F1 e F2 comparativamente às de F3 e F4. Na aplicação de F1 obteve-se uma tensão de cerca de 84.5 MPa na análise RPIM e de cerca de 96.8 MPa para o NNRPIM enquanto na região de *cantelivier* obteve-se um máximo de 141.1 MPa. Para a aplicação de F3 e F4 obteve-se resultados idênticos, como o obtido no modelo anterior. Relativamente ao campo do deslocamento, tal como anteriormente, observaram-se os mais valores na aplicação de F2, cerca de 0.17 mm na análise através do RPIM e 0.15 mm na análise pelo NNRPIM. Na aplicação de F3 e F4 os valores apresentaram-se similares.

Tal como feito anteriormente, foi feita a análise ao longo da parte superior da barra. Na Figura 46, está representada a variação da tensão máxima de von Mises ao longo da parte superior da barra, para a análise RPIM (Fig. 46 (a)) e para a análise NNRPIM (Fig. 46 (b)). Observa-se o mesmo que nas análises anteriores, as tensões de F1 e F2 são muito superiores comparativamente às tensões apresentadas pela aplicação da carga F3 e F4. Também é possível verificar que os resultados são idênticos para as duas análises dos MSM.

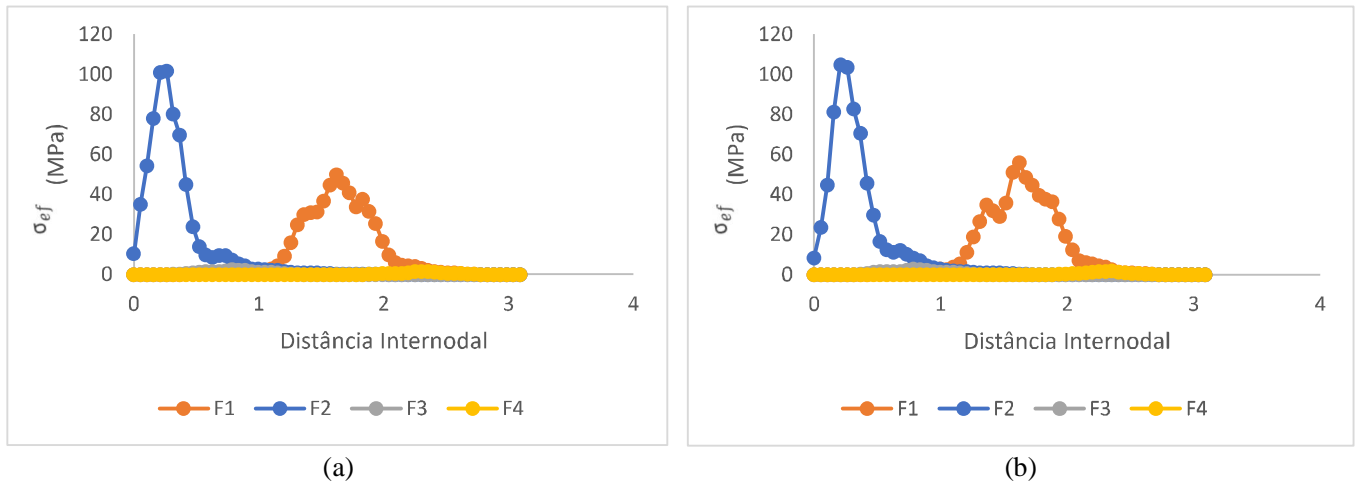
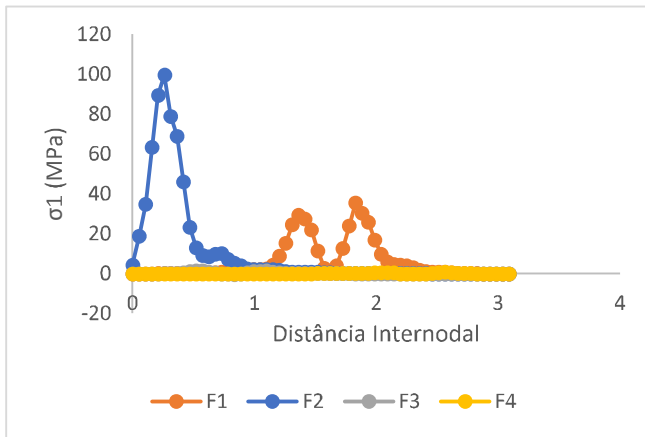
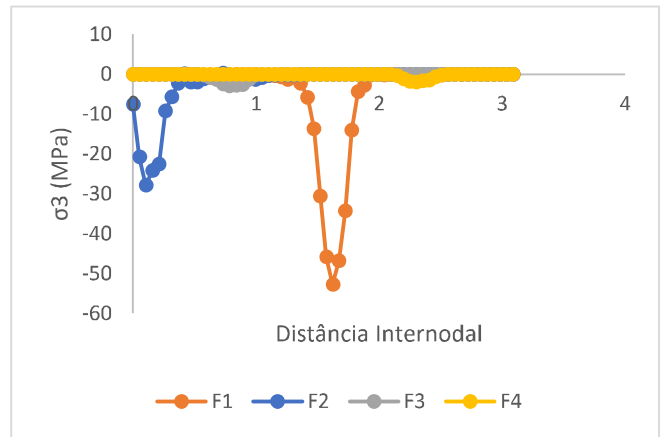


Figura 46: Variação da tensão de von Mises ao longo dos nós da superfície superior do modelo de espessura variável, para as quatro forças (F1, F2, F3 e F4), aplicando o MEF: (a) RPIM; (b) NNRPIM.

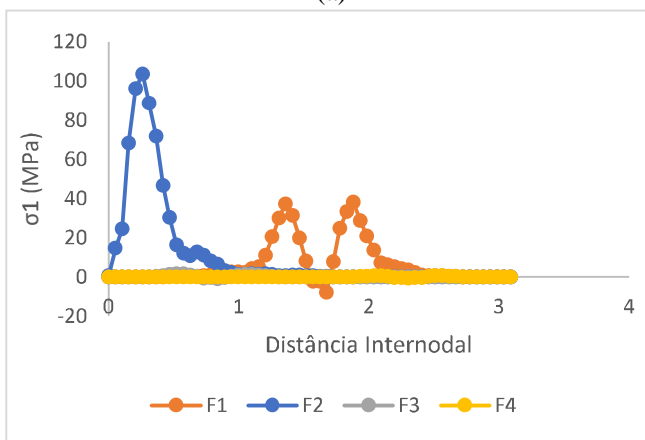
Por fim, as tensões principais, σ_1 e σ_3 , tanto para a análise RPIM como NNRPIM estão representadas na Figura 47. Tal como obtido anteriormente, o valor máximo positivo de σ_1 , foi registado para F2, registando-se cerca de 99 MPa e 103 MPa para a análise RPIM e NNRPIM, respetivamente. O valor máximo negativo (valor absoluto) de σ_3 também se verificou na aplicação de F1, obtendo-se -53 MPa para a análise RPIM e -62 MPa para o modelo NNRPIM.



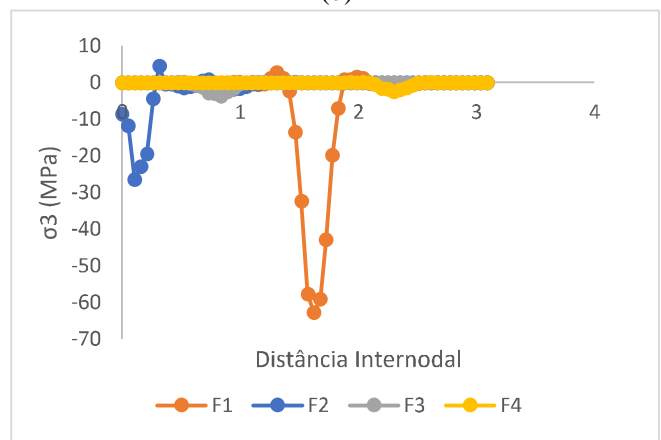
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 47: Distribuição das tensões principais ao longo do modelo de espessura variável, para as 4 forças: (a) σ_1 obtida pela análise RPIM; (b) σ_3 obtida pela análise RPIM; (c) σ_1 obtida pela análise NRPIM; (d) σ_3 obtida pela análise NRPIM.

CAPÍTULO 8 – CONCLUSÕES E TRABALHOS
FUTUROS

8. Conclusões

Com esta dissertação foi possível compreender a importância dos implantes dentários e como o estudo das suas características mecânicas é crucial na odontologia moderna.

O aparecimento das próteses dentárias apoiadas em sistemas “all-on-four” melhorou consideravelmente a qualidade de vida de pessoas que sofriam de edentulismo, levando mesmo a que estas pessoas consideram os implantes uma parte integrante do seu corpo. Esta ampla aceitação a nível social juntamente com o aumento da investigação científica na área da implantologia faz prever uma perspectiva global de negócio crescente, sendo que a procura só não é maior devido ao facto destes implantes muitas vezes acarretarem custos elevados.

As restaurações dentárias podem ser de dois tipos, ou removíveis ou fixas, sendo que ambas apresentam vantagens e desvantagens e, assim sendo, a decisão deve depender do caso clínico em específico. Assim, soluções com sistemas “all-on-four” podem variar em diversos fatores, como a forma, o material, o tamanho e o tipo de implante (o seu diâmetro, tamanho, relação entre a orientação de implantação e a inclinação da força aplicada, a geometria da rosca, e o material).

Os materiais utilizados na implantologia mudaram ao longo das décadas em função do avanço da tecnologia e da investigação científica, sendo hoje em dia, o titânio o material mais utilizado, mais especificamente as ligas Ti-6Al-4V ELI, Ti-6Al-7Nb e Ti-5Al-2.5Fe.

O número de estudos de simulações biomecânicas através de métodos numéricos tem vindo a aumentar exponencialmente, sendo que apesar do MEF ser o mais utilizado na área, a utilização dos métodos sem malha nas últimas décadas tem vindo a aumentar para colmatar as imprecisões do MEF.

O MEF é o método mais utilizado na análise mecânica de implantes dentários, no entanto, os MSM aparentam ser uma alternativa na simulação biomecânica, uma vez que oferecem melhores resultados na análise não linear. Neste trabalho, obtiveram-se resultados similares nas análises efetuadas para os três métodos numéricos, MEF, RPIM e NNRPIM, o que confirma os MSM como técnica numérica adequada ao estudo deste tipo de estrutura.

Apesar das várias aproximações, os valores de tensão encontrados neste trabalho aparentam ser inferiores ao limite de fratura dos materiais, o que faz do modelo *All-on-4* uma solução viável e conservadora para o tratamento de maxilares e mandíbulas desdentadas.

Futuramente seria importante comparar como a variação do design da barra influencia a variação das tensões. Também seria interessante realizar o mesmo estudo para outros materiais com diferentes propriedades mecânicas bem como realizar o estudo biomecânico com a inserção dos implantes no barra, para vários ângulos de inserção.

CAPÍTULO 9 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

9. Referências

- [1] J. G. Steele *et al.*, “How do age and tooth loss affect oral health impacts and quality of life? A study comparing two national samples.,” *Community Dent. Oral Epidemiol.*, vol. 32, no. 2, pp. 107–14, Apr. 2004, doi: 10.1111/j.0301-5661.2004.00131.x.
- [2] J. Belinha, *Meshless Methods in Biomechanics*, vol. 16. Cham: Springer International Publishing, 2014.
- [3] R. R. Seeley, P. Tate, and T. D. Stephens, *Essentials of Anatomy and Physiology*, 6th ed. Boston: McGraw-Hill., 2015.
- [4] L. Gormley-Fleming and I. Peate, *Fundamentals of Children’s Anatomy and Physiology. A textbook for Nursing and Healthcare Students.*, 1st ed. Chichester: Wiley-Blackwell, 2015.
- [5] and R. B. T. F. H. Martini, M. J. Timmons, *Human Anatomy*, 7th ed. Pearson, 2012.
- [6] N. Norton, *Netter’s Head and Neck Anatomy for Dentistry*. Saunders, 2011.
- [7] S. Chandra, *Textbook of Dental and Oral Anatomy, Physiology and Occlusion*, 1th ed. Jaypee Brothers Medical Publishers, 2014.
- [8] J. Šavlovskis and K. Raits, “Anatomy - Standard: Maxilla,” 2019. <https://www.anatomystandard.com/Cranium/Viscerocranium/Maxilla.html>.
- [9] E. Britannica, “Human mandible,” *Encyclopædia Britannica*, 2017. <https://www.britannica.com/science/mandible#/media/1/361702/101309>.
- [10] J. P. Okeson, *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*, 7th ed. Mosby Elsevier, 2012.
- [11] G. Woelfel, J. B., Scheid, R. C., & Weiss, *Woelfel’s dental anatomy*. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2012.
- [12] A. R. Hand and M. E. Frank, *Fundamentals of Oral Histology and Physiology*. Wiley Blackwell, 2014.
- [13] M. Doblaré, J. M. García, and M. J. Gómez, *Modelling bone tissue fracture and*

healing: A review. Eng. Fract. Mech, 2004.

- [14] S. H. Ralston, *Bone structure and metabolism*. Baltimore: Medicine, 2017.
- [15] F. A. Sabet, A. R. Najafi, E. Hamed, and I. Jasiuk, *Modelling of bone fracture and strength at different length scales : a review*. Interface Focus, 2016.
- [16] J. P. Bilezikian, L. G. Raisz, and G. A. Rodan, *Principles of Bone Biology*. Academic Press, 2002.
- [17] G. J. Tortora and M. T. Nielsen, *Principles of Human Anatomy*. Wiley, 2012.
- [18] U. Lekholm and G. A. Zarb, “Tissue-integrated prostheses,” *Branemark PI*, 1985.
- [19] C. E. Misch, “Bone Density: A Key Determinant for Treatment Planning,” *Contemp. Implant Dent.*, pp. 130–146, 2008.
- [20] R. C. van Staden, H. Guan, and Y. C. Loo, *Application of the finite element method in dental implant research*. Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin., 2006.
- [21] R. A. Jaffin and C. L. Berman, *The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: A 5-Year Analysis*. J. Periodonto, 1991.
- [22] T. Vos *et al.*, “Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010.,” *Lancet (London, England)*, vol. 380, no. 9859, pp. 2163–96, Dec. 2012, doi: 10.1016/S0140-6736(12)61729-2.
- [23] G. H. Gilbert, R. P. Duncan, and B. J. Shelton, “Social determinants of tooth loss.,” *Health Serv. Res.*, vol. 38, no. 6 Pt 2, pp. 1843–62, Dec. 2003, doi: 10.1111/j.1475-6773.2003.00205.x.
- [24] S. Tyrovolas *et al.*, “Population prevalence of edentulism and its association with depression and self-rated health,” *Sci. Rep.*, vol. 6, no. 1, p. 37083, Dec. 2016, doi: 10.1038/srep37083.
- [25] A. Sheiham and R. G. Watt, “The common risk factor approach: a rational basis for promoting oral health.,” *Community Dent. Oral Epidemiol.*, vol. 28, no. 6, pp. 399–406, Dec. 2000, doi: 10.1034/j.1600-0528.2000.028006399.x.
- [26] P. E. Petersen, D. Bourgeois, H. Ogawa, S. Estupinan-Day, and C. Ndiaye, “The global burden of oral diseases and risks to oral health.,” *Bull. World Health Organ.*, vol. 83, no. 9, pp. 661–9, Sep. 2005, doi: /S0042-96862005000900011.

- [27] S. Blomberg, "Psychiatric aspects of patients treated with bridges on osseointegrated fixtures.," *Swed. Dent. J. Suppl.*, vol. 28, pp. 183–92, 1985, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3864260>.
- [28] M. Tavares, L. G. Branch, and L. Shulman, "Dental implant patients and their satisfaction with treatment.," *J. Dent. Educ.*, vol. 54, no. 11, pp. 670–9, Nov. 1990, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2229623>.
- [29] H. A. Kiyak, B. H. Beach, P. Worthington, T. Taylor, C. Bolender, and J. Evans, "Psychological impact of osseointegrated dental implants.," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 5, no. 1, pp. 61–9, 1990, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2202671>.
- [30] P. Pera, F. Bassi, G. Schierano, P. Appendino, and G. Preti, "Implant anchored complete mandibular denture: evaluation of masticatory efficiency, oral function and degree of satisfaction.," *J. Oral Rehabil.*, vol. 25, no. 6, pp. 462–7, Jun. 1998, doi: 10.1046/j.1365-2842.1998.00260.x.
- [31] R. M. Cibirka, M. Razzoog, and B. R. Lang, "Critical evaluation of patient responses to dental implant therapy.," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 78, no. 6, pp. 574–81, Dec. 1997, doi: 10.1016/s0022-3913(97)70008-8.
- [32] M. Al-Omiri, R. A. Hantash, and A. Al-Wahadni, "Satisfaction with dental implants: a literature review.," *Implant Dent.*, vol. 14, no. 4, pp. 399–406, Dec. 2005, doi: 10.1097/01.id.0000188494.35513.35.
- [33] H. W. Elani, J. R. Starr, J. D. Da Silva, and G. O. Gallucci, "Trends in Dental Implant Use in the U.S., 1999-2016, and Projections to 2026.," *J. Dent. Res.*, vol. 97, no. 13, pp. 1424–1430, 2018, doi: 10.1177/0022034518792567.
- [34] V. H. S. Tey, R. Phillips, and K. Tan, "Five-year retrospective study on success, survival and incidence of complications of single crowns supported by dental implants.," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 28, no. 5, pp. 620–625, May 2017, doi: 10.1111/clr.12843.
- [35] G. Wang, X. Gao, and E. C. M. Lo, "Public perceptions of dental implants: a qualitative study," *J. Dent.*, vol. 43, no. 7, pp. 798–805, Jul. 2015, doi: 10.1016/j.jdent.2015.04.012.
- [36] W. Daut Polido, T. Aghaloo, T. W. Emmett, T. D. Taylor, and D. Morton,

- “Number of implants placed for complete-arch fixed prostheses: A systematic review and meta-analysis.,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 29 Suppl 1, pp. 154–183, Oct. 2018, doi: 10.1111/clr.13312.
- [37] C. E. Misch, J. T. Strong, and M. W. Bidez, “Scientific Rationale for Dental Implant Design,” in *Dental Implant Prosthetics*, Elsevier, 2015, pp. 340–371.
- [38] C. E. Misch, *Prosthetic Options in Implant Dentistry*, Second Edi. Elsevier Inc., 2014.
- [39] S. Munjal, S. Munjal, P. Hazari, H. Mahajan, A. Munjal, and D. S. Mehta, “Evaluation of specifically designed implants placed in the low-density jaw bones: A clinico-radiographical study.,” *Contemp. Clin. Dent.*, vol. 6, no. 1, pp. 40–3, doi: 10.4103/0976-237X.149290.
- [40] F. Javed, K. Almas, R. Crespi, and G. E. Romanos, “Implant surface morphology and primary stability: is there a connection?,” *Implant Dent.*, vol. 20, no. 1, pp. 40–6, Feb. 2011, doi: 10.1097/ID.0b013e31820867da.
- [41] H. Oue *et al.*, “Influence of implant surface topography on primary stability in a standardized osteoporosis rabbit model study.,” *J. Funct. Biomater.*, vol. 6, no. 1, pp. 143–52, Mar. 2015, doi: 10.3390/jfb6010143.
- [42] C. Stacchi, T. Vercellotti, L. Torelli, F. Furlan, and R. Di Lenarda, “Changes in implant stability using different site preparation techniques: twist drills versus piezosurgery. A single-blinded, randomized, controlled clinical trial.,” *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 15, no. 2, pp. 188–97, Apr. 2013, doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00341.x.
- [43] M. Ghadiri, N. Shafiei, S. H. Salekdeh, P. Mottaghi, and T. Mirzaie, “Investigation of the dental implant geometry effect on stress distribution at dental implant–bone interface,” *J. Brazilian Soc. Mech. Sci. Eng.*, vol. 38, no. 2, pp. 335–343, Feb. 2016, doi: 10.1007/s40430-015-0472-8.
- [44] H. Ryu, C. Namgung, J. Lee, and Y. Lim, *The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading : a literature review*. J. Adv. Prosthodont., 2014.
- [45] T. D. Driskell, “History of implants.,” *CDA J.*, vol. 15, no. 10, pp. 16–25, Oct. 1987, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3331970>.

- [46] X. Jiang *et al.*, “Design of dental implants at materials level: An overview,” *J. Biomed. Mater. Res. Part A*, vol. 108, no. 8, pp. 1634–1661, Aug. 2020, doi: 10.1002/jbm.a.36931.
- [47] M. Roach, “Base metal alloys used for dental restorations and implants.,” *Dent. Clin. North Am.*, vol. 51, no. 3, pp. 603–27, vi, Jul. 2007, doi: 10.1016/j.cden.2007.04.001.
- [48] R. MURUGAN and S. RAMAKRISHNA, “Development of nanocomposites for bone grafting,” *Compos. Sci. Technol.*, vol. 65, no. 15–16, pp. 2385–2406, Dec. 2005, doi: 10.1016/j.compscitech.2005.07.022.
- [49] J. Black and G. Hastings, *Handbook of Biomaterial Properties*, 1st ed. 1998.
- [50] K. L. Ong, S. Lovald, and J. Black, *Orthopaedic Biomaterials in Research and Practice*, 2nd ed. 2010.
- [51] Z. Ozkurt and E. Kazazoglu, *Zirconia Dental Implants: A Literature Review*. J. Oral Implantol., 2011.
- [52] G. Willmann, “Ceramic femoral head retrieval data.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 379, pp. 22–8, Oct. 2000, doi: 10.1097/00003086-200010000-00004.
- [53] W. Schulte and G. Heimke, “[The Tübinger immediate implant].,” *Quintessenz*, vol. 27, no. 6, pp. 17–23, Jun. 1976, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/802007>.
- [54] Al-Sanabani, Fadhel, A. Madfa, and N. Al-Qudaimi, “Alumina ceramic for dental applications: A review article.,” *Am. J. Mater. Res.*, pp. 26-34., 2014.
- [55] S. F. Hulbert, “THE USE OF ALUMINA AND ZIRCONIA IN SURGICAL IMPLANTS,” in *An Introduction to Bioceramics*, WORLD SCIENTIFIC, 1993, pp. 25–40.
- [56] M. Ogiso, “Reassessment of long-term use of dense HA as dental implant: Case report,” *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 43, no. 3, pp. 318–320, 1998, doi: 10.1002/(SICI)1097-4636(199823)43:3<318::AID-JBM13>3.0.CO;2-B.
- [57] M. H. and L. Sede, *Ceramics in orthopaedics*. J. Bone Jt. Surg., 2000.
- [58] L. L. Hench, *Bioceramics*. J. Am. Ceram. Soc., 1998.
- [59] M. F. Maitz, *Applications of synthetic polymers in clinical medicine*, *Biosurface*

and *Biotribology*. 2015.

- [60] L. Eschbach, “Nonresorbable polymers in bone surgery.,” *Injury*, vol. 31 Suppl 4, pp. 22–7, Dec. 2000, doi: 10.1016/s0020-1383(00)80019-4.
- [61] F. Rahmitasari, Y. Ishida, K. Kurahashi, T. Matsuda, M. Watanabe, and T. Ichikawa, “PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications,” *Dent. J.*, vol. 5, no. 4, p. 35, Dec. 2017, doi: 10.3390/dj5040035.
- [62] A. Schwitalla and W. Muller, *PEEK Dental Implants : A Review of the Literature*. J.Oral Implantol., 2013.
- [63] W. Wu, P. Geng, G. Li, D. Zhao, H. Zhang, and J. Zhao, “Influence of Layer Thickness and Raster Angle on the Mechanical Properties of 3D-Printed PEEK and a Comparative Mechanical Study between PEEK and ABS.,” *Mater. (Basel, Switzerland)*, vol. 8, no. 9, pp. 5834–5846, Sep. 2015, doi: 10.3390/ma8095271.
- [64] R. Domingo, M. García, and M. R. Gómez, “Determination of Energy during the Dry Drilling of PEEK GF30 Considering the Effect of Torque,” *Procedia Eng.*, vol. 63, pp. 687–693, 2013, doi: 10.1016/j.proeng.2013.08.195.
- [65] T. Takahashi, I. Shimamura, and K. Sakurai, “Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept,” *J. Prosthodont. Res.*, vol. 54, no. 4, pp. 179–184, Oct. 2010, doi: 10.1016/j.jpor.2010.04.004.
- [66] D. Özdemir Doğan, N. T. Polat, S. Polat, E. Şeker, and E. B. Gül, “Evaluation of ‘All-on-Four’ Concept and Alternative Designs with 3D Finite Element Analysis Method,” *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 16, no. 4, pp. 501–510, Aug. 2014, doi: 10.1111/cid.12024.
- [67] G. Sannino, “All-on-4 Concept: A 3-Dimensional Finite Element Analysis,” *J. Oral Implantol.*, vol. 41, no. 2, pp. 163–171, Apr. 2015, doi: 10.1563/AAID-JOID-12-00312.
- [68] J. Wang and G. Liu, *A point interpolation meshless method based on radial basis functions*. Journal for Numerical Methods in Engineering, 2002.
- [69] L. BEIRÃO DA VEIGA, F. BREZZI, A. CANGIANI, G. MANZINI, L. D. MARINI, and A. RUSSO, *BASIC PRINCIPLES OF VIRTUAL ELEMENT METHODS*. Mathematical Models and Methods in Applied Sciences, 2013.

- [70] T. Y. Chao, W. K. Chow, and H. Kong, *A review on the applications of finite element method to heat transfer and fluid flow*. Int. J. Archit. Sci., 2002.
- [71] J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. N. Jorge, “The Meshless Methods in the Bone Tissue Remodelling Analysis,” *Procedia Eng.*, vol. 110, pp. 51–58, 2015, doi: 10.1016/j.proeng.2015.07.009.
- [72] Y. T. Gu, *Meshfree methods and their comparisons*. Int. J. Comput. Methods, 2005.
- [73] J. P. Geng, K. B. Tan, and G. R. Liu, “Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature.,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 85, no. 6, pp. 585–98, Jun. 2001, doi: 10.1067/mpr.2001.115251.
- [74] A. Wittek, N. M. Grosland, G. R. Joldes, V. Magnotta, and K. Miller, “From Finite Element Meshes to Clouds of Points: A Review of Methods for Generation of Computational Biomechanics Models for Patient-Specific Applications,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 1, pp. 3–15, Jan. 2016, doi: 10.1007/s10439-015-1469-2.
- [75] X. Jin, G. R. Joldes, K. Miller, K. H. Yang, and A. Wittek, “Meshless algorithm for soft tissue cutting in surgical simulation.,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 17, no. 7, pp. 800–11, May 2014, doi: 10.1080/10255842.2012.716829.
- [76] B. J, “Meshless Methods: The Future of Computational Biomechanical Simulation,” *J. Biom. Biostat.*, vol. 07, no. 04, 2016, doi: 10.4172/2155-6180.1000325.
- [77] T. Belytschko, Y. Krongauz, D. Organ, M. Fleming, and P. Krysl, “Meshless methods: An overview and recent developments,” *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 139, no. 1–4, pp. 3–47, Dec. 1996, doi: 10.1016/S0045-7825(96)01078-X.
- [78] G. R. Liu and Y. T. Gu, “A point interpolation method for two-dimensional solids,” *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 50, no. 4, pp. 937–951, Feb. 2001, doi: 10.1002/1097-0207(20010210)50:4<937::AID-NME62>3.0.CO;2-X.
- [79] J. Braun and M. Sambridge, “A numerical method for solving partial differential equations on highly irregular evolving grids,” *Nature*, vol. 376, no. 6542, pp. 655–

- 660, Aug. 1995, doi: 10.1038/376655a0.
- [80] J. G. Wang and G. R. Liu, “A point interpolation meshless method based on radial basis functions,” *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 54, no. 11, pp. 1623–1648, Aug. 2002, doi: 10.1002/nme.489.
- [81] L. M. J. S. Dinis, R. M. N. Jorge, and J. Belinha, “Analysis of 3D solids using the natural neighbour radial point interpolation method,” *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 196, pp. 2009–2028, 2007.
- [82] H. I. G. Gomes, “Remodelação óssea da mandíbula após inserção de implante dentário,” Faculdade de Engenharia do Porto, 2018.
- [83] A. T. Castro, “Remodelação óssea após a inserção de implantes no osso do fémur,” Faculdade de Engenharia do Porto, 2018.
- [84] B. Nayroles, G. Touzot, and P. Villon, “Generalizing the finite element method: Diffuse approximation and diffuse elements,” *Comput. Mech.*, vol. 10, no. 5, pp. 307–318, 1992, doi: 10.1007/BF00364252.
- [85] B. P. Lancaster and K. Salkauskas, “Surfaces Generated by Moving Least Squares Methods,” *Math. Comput.*, vol. 37, no. 155, 1981.
- [86] N. J. Kassebaum, E. Bernabé, M. Dahiya, B. Bhandari, C. J. L. Murray, and W. Marcenes, “Global Burden of Severe Tooth Loss,” *J. Dent. Res.*, vol. 93, no. 7_suppl, pp. 20S-28S, Jul. 2014, doi: 10.1177/0022034514537828.
- [87] P. Pivonka and S. V Komarova, *Mathematical modeling in bone biology : From intracellular signaling to tissue mechanics*. Bone, 2010.
- [88] M. J. Turner, R. W. Clough, H. C. Martin, and L. J. Topp, “Stiffness and deflection analysis of complex structures,” *J. Aeronaut. Sci.*, vol. 23, n, 1956.
- [89] W. A. M. Brekelmans, H. W. Poort, and T. J. J. H. Slooff, “A New Method to Analyse the Mechanical Behaviour of Skeletal Parts,” *Acta Orthop. Scand.*, vol. 43, no. 5, pp. 301–317, Jan. 1972, doi: 10.3109/17453677208998949.
- [90] E. F. Rybicki, F. A. Simonen, and E. B. Weis, “On the mathematical analysis of stress in the human femur,” *J. Biomech.*, vol. 5, no. 2, pp. 203–215, Mar. 1972, doi: 10.1016/0021-9290(72)90056-5.
- [91] L. J. Harris, R. Chao, R. Bloch, and V. Weingarten, “A three-dimensional finite

- element analysis of the proximal third of the femur,” *Proc. 24th Annu. Meet. Orthop. Res. Soc.*, p. 16, 1978.
- [92] S. Valliappan, N. L. Svensson, and R. D. Wood, “Three dimensional stress analysis of the human femur,” *Comput. Biol. Med.*, vol. 7, no. 4, pp. 253–64, Oct. 1977, doi: 10.1016/0010-4825(77)90031-2.
- [93] R. Scholten, “Ueber die Berechnung der mechanischen Beanspruchung in Knochenstrukturen mittels fuer den Flugzeugbau entwickelter Rechenverfahren,” *Med. orthop. Tech.*, pp. 13&138, 1975.
- [94] A. Rohlmann, U. Mössner, G. Bergmann, and R. Kölbl, “Finite-element-analysis and experimental investigation of stresses in a femur,” *J. Biomed. Eng.*, vol. 4, no. 3, pp. 241–246, Jul. 1982, doi: 10.1016/0141-5425(82)90009-7.
- [95] N. Gokhale, S. Deshpande, S. Bedeka, and A. ThitE, *Practical finite element analysis*, 1st ed. Finite to infinite, 2008.
- [96] S. K. Parashar and J. K. Sharma, “A review on application of finite element modelling in bone biomechanics,” *Perspect. Sci.*, vol. 8, pp. 696–698, Sep. 2016, doi: 10.1016/j.pisc.2016.06.062.
- [97] Z. Sawacha and B. Schrefler, *Finite Element Modelling in Musculoskeletal Biomechanics*, Second Edi. Modeling Methodology for Physiology and Medicine, 2013.
- [98] R. W. Thresher and G. E. Saito, “The stress analysis of human teeth,” *J. Biomech.*, vol. 6, no. 5, pp. 443–449, Sep. 1973, doi: 10.1016/0021-9290(73)90003-1.
- [99] A. M. Weinstein, J. J. Klawitter, S. C. Anand, and R. Schuessler, “Stress analysis of porous rooted dental implants,” *J. Dent. Res.*, vol. 55, no. 5, pp. 772–7, doi: 10.1177/00220345760550051001.
- [100] S. D. Cook, A. M. Weinstein, and J. J. Klawitter, “A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant,” *J. Dent. Res.*, vol. 61, no. 1, pp. 25–9, Jan. 1982, doi: 10.1177/00220345820610010501.
- [101] J. Middleton, M. L. Jones, and A. N. Wilson, “Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement,” *J. Biomed. Eng.*, vol. 12, no. 4, pp. 319–327, Jul. 1990, doi: 10.1016/0141-5425(90)90007-A.

- [102] M. Kregzde, "A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis.," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 8, no. 6, pp. 662–73, 1993, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8181829>.
- [103] A. M. O'Mahony, J. L. Williams, and P. Spencer, "Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading.," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 12, no. 6, pp. 648–57, Dec. 2001, doi: 10.1034/j.1600-0501.2001.120614.x.
- [104] B. Bahrami, S. Shahrbafe, B. Mirzakouchaki, F. Ghalichi, M. Ashtiani, and N. Martin, "Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants—A 3D finite element analysis," *Dent. Mater.*, vol. 30, no. 4, pp. e89–97, Apr. 2014, doi: 10.1016/j.dental.2014.01.012.
- [105] N. L. Clelland, J. K. Lee, O. C. Bimbenet, and A. Gilat, "Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant.," *J. Prosthodont.*, vol. 2, no. 3, pp. 183–9, Sep. 1993, doi: 10.1111/j.1532-849x.1993.tb00405.x.
- [106] P. Dhattrak, U. Shirsat, S. Sumanth, and V. Deshmukh, "Finite Element Analysis and Experimental Investigations on Stress Distribution of Dental Implants around Implant-Bone Interface," *Mater. Today Proc.*, vol. 5, no. 2, pp. 5641–5648, 2018, doi: 10.1016/j.matpr.2017.12.157.
- [107] S. Bijjargi and R. Chowdhary, "Stress dissipation in the bone through various crown materials of dental implant restoration: a 2-D finite element analysis," *J. Investig. Clin. Dent.*, vol. 4, no. 3, pp. 172–177, Aug. 2013, doi: 10.1111/j.2041-1626.2012.00149.x.
- [108] E. P. Holmgren, R. J. Seckinger, L. M. Kilgren, and F. Mante, *Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction*. J. Oral Implantol, 1998.
- [109] R. C. Van Staden, H. Guan, and Y. C. Loo, "Application of the finite element method in dental implant research," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 9, no. 4, pp. 257–270, Aug. 2006, doi: 10.1080/10255840600837074.

- [110] D. T. Davy, G. L. Dilley, and R. F. Krejci, "Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs.," *J. Dent. Res.*, vol. 60, no. 7, pp. 1301–10, Jul. 1981, doi: 10.1177/00220345810600070301.
- [111] O. Kayabaşı, E. Yüzbasioğlu, and F. Erzincanlı, "Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method," *Adv. Eng. Softw.*, vol. 37, no. 10, pp. 649–658, Oct. 2006, doi: 10.1016/j.advengsoft.2006.02.004.
- [112] L. Baggi, I. Cappelloni, M. Di Girolamo, F. Maceri, and G. Vairo, "The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis.," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 100, no. 6, pp. 422–31, Dec. 2008, doi: 10.1016/S0022-3913(08)60259-0.
- [113] R. Citarella, "Stress Analysis of an Endosseus Dental Implant by BEM and FEM," *Open Mech. Eng. J.*, vol. 6, no. 1, pp. 115–124, Nov. 2012, doi: 10.2174/1874155X01206010115.
- [114] E. Armentani, F. Caputo, and R. Citarella, "Fem Sensitivity Analyses on the Stress Levels in a Human Mandible with a Varying ATM Modelling Complexity~!2009-02-09~!2010-01-15~!2010-04-01~!," *Open Mech. Eng. J.*, vol. 4, no. 1, pp. 8–15, Apr. 2010, doi: 10.2174/1874155X01004010008.
- [115] G. Sammartino, G. Marenzi, R. Citarella, R. Ciccarelli, and H.-L. Wang, "Analysis of the Occlusal Stress Transmitted to the Inferior Alveolar Nerve by an Osseointegrated Threaded Fixture," *J. Periodontol.*, vol. 79, no. 9, pp. 1735–1744, Sep. 2008, doi: 10.1902/jop.2008.080030.
- [116] S. C. DOGRU, E. CANSIZ, and Y. Z. ARSLAN, "A REVIEW OF FINITE ELEMENT APPLICATIONS IN ORAL AND MAXILLOFACIAL BIOMECHANICS," *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 18, no. 02, p. 1830002, Mar. 2018, doi: 10.1142/S0219519418300028.
- [117] M. Prados-Privado, C. Martínez-Martínez, S. A. Gehrke, and J. C. Prados-Frutos, "Influence of Bone Definition and Finite Element Parameters in Bone and Dental Implants Stress: A Literature Review," *Biology (Basel)*, vol. 9, no. 8, p. 224, Aug. 2020, doi: 10.3390/biology9080224.
- [118] A. S. Bonnet, M. Postaire, and P. Lipinski, "Biomechanical study of mandible bone

- supporting a four-implant retained bridge,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 31, no. 7, pp. 806–815, Sep. 2009, doi: 10.1016/j.medengphy.2009.03.004.
- [119] R. T. Hart, V. V. Hennebel, N. Thongpreda, W. C. Van Buskirk, and R. C. Anderson, “Modeling the biomechanics of the mandible: A three-dimensional finite element study,” *J. Biomech.*, vol. 25, no. 3, pp. 261–286, Mar. 1992, doi: 10.1016/0021-9290(92)90025-V.
- [120] A. R. MacGregor, T. P. G. Miller, and J. W. Farah, “Stress analysis of mandibular partial dentures with bounded and free-end saddles,” *J. Dent.*, vol. 8, no. 1, pp. 27–34, Jan. 1980, doi: 10.1016/S0300-5712(80)80042-X.
- [121] Y. Maeda and W. W. Wood, “Finite Element Method Simulation of Bone Resorption Beneath a Complete Denture,” *J. Dent. Res.*, vol. 68, no. 9, pp. 1370–1373, Sep. 1989, doi: 10.1177/00220345890680091601.
- [122] N. Yoda, Z. Liao, J. Chen, K. Sasaki, M. Swain, and Q. Li, “Role of implant configurations supporting three-unit fixed partial denture on mandibular bone response: biological-data-based finite element study,” *J. Oral Rehabil.*, vol. 43, no. 9, pp. 692–701, Sep. 2016, doi: 10.1111/joor.12411.
- [123] D. C. Wirtz, N. Schiffers, T. Pandorf, K. Radermacher, D. Weichert, and R. Forst, “Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur,” *J. Biomech.*, vol. 33, no. 10, pp. 1325–30, Oct. 2000, doi: 10.1016/s0021-9290(00)00069-5.
- [124] E. Schileo *et al.*, “An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models,” *J. Biomech.*, vol. 41, no. 11, pp. 2483–91, Aug. 2008, doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.05.017.
- [125] E. F. Morgan, H. H. Bayraktar, and T. M. Keaveny, “Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site,” *J. Biomech.*, vol. 36, no. 7, pp. 897–904, Jul. 2003, doi: 10.1016/s0021-9290(03)00071-x.
- [126] G. Papavasiliou, P. Kamposiora, S. C. Bayne, and D. A. Felton, “Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 76, no. 6, pp. 633–40, Dec. 1996, doi: 10.1016/s0022-3913(96)90442-4.

- [127] A. Y.-J. Wu, J.-T. Hsu, W. Chee, Y.-T. Lin, L.-J. Fuh, and H.-L. Huang, "Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: In-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses.," *J. Formos. Med. Assoc.*, vol. 115, no. 9, pp. 794–800, Sep. 2016, doi: 10.1016/j.jfma.2016.01.002.
- [128] T. Wu, W. Liao, N. Dai, and C. Tang, "Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis.," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 10, pp. 1941–6, Jul. 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.017.
- [129] X. E. Saab, J. A. Griggs, J. M. Powers, and R. L. Engelmeier, "Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study.," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 97, no. 2, pp. 85–92, Feb. 2007, doi: 10.1016/j.prosdent.2006.12.002.
- [130] R. Liang *et al.*, "Biomechanical analysis and comparison of 12 dental implant systems using 3D finite element study.," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 18, no. 12, pp. 1340–8, 2015, doi: 10.1080/10255842.2014.903930.
- [131] E. P. Holmgren, R. J. Seckinger, L. M. Kilgren, and F. Mante, "Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction.," *J. Oral Implantol.*, vol. 24, no. 2, pp. 80–8, 1998, doi: 10.1563/1548-1336(1998)024<0080:EPOODI>2.3.CO;2.
- [132] F. Watanabe, Y. Hata, S. Komatsu, T. C. Ramos, and H. Fukuda, "Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution.," *Odontology*, vol. 91, no. 1, pp. 31–6, Sep. 2003, doi: 10.1007/s10266-003-0029-7.
- [133] A. H. Choi, R. C. Conway, and B. Ben-Nissan, "Finite Element Analysis of Ceramic Dental Implants Incorporated into the Human Mandible," *Key Eng. Mater.*, vol. 254–256, pp. 707–712, Dec. 2003, doi: 10.4028/www.scientific.net/KEM.254-256.707.
- [134] E. P. Rocha *et al.*, "Zirconia-based dental crown to support a removable partial denture: a three-dimensional finite element analysis using contact elements and micro-CT data.," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 18, no. 16, pp.

- 1744–52, 2015, doi: 10.1080/10255842.2014.951927.
- [135] S. Guven *et al.*, “Three-dimensional finite-element analysis of a single implant-supported zirconia framework and its effect on stress distribution in D4 (maxilla) and D2 (mandible) bone quality,” *Biotechnol. Biotechnol. Equip.*, vol. 29, no. 5, pp. 984–990, Sep. 2015, doi: 10.1080/13102818.2015.1046404.
- [136] G. Durmuş and P. Oyar, “Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: a finite element analysis.,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 112, no. 3, pp. 547–54, Sep. 2014, doi: 10.1016/j.prosdent.2013.12.006.
- [137] G. C. Silva, T. M. Cornacchia, C. S. de Magalhães, A. C. Bueno, and A. N. Moreira, “Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: a nonlinear finite element analysis.,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 112, no. 6, pp. 1479–88, Dec. 2014, doi: 10.1016/j.prosdent.2014.06.010.
- [138] A. M. O’Mahony, J. L. Williams, and P. Spencer, “Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 12, no. 6, pp. 648–657, Dec. 2001, doi: 10.1034/j.1600-0501.2001.120614.x.
- [139] C. Wang, G. Fu, and F. Deng, “Difference of natural teeth and implant-supported restoration: A comparison of bone remodeling simulations,” *J. Dent. Sci.*, vol. 10, no. 2, pp. 190–200, Jun. 2015, doi: 10.1016/j.jds.2014.11.001.
- [140] G. Fazi, S. Tellini, D. Vangi, and R. Branchi, “Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis.,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 26, no. 4, pp. 752–9, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21841984>.
- [141] H. J. A. Meijer, F. J. M. Starmans, W. H. A. Steen, and F. Bosman, “A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible,” *Arch. Oral Biol.*, vol. 38, no. 6, pp. 491–496, Jun. 1993, doi: 10.1016/0003-9969(93)90185-O.
- [142] A. Y.-J. Wu, J.-T. Hsu, L.-J. Fuh, and H.-L. Huang, “Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: In vitro test and finite element analysis,” *J. Formos. Med. Assoc.*, vol. 119, no. 10,

pp. 1514–1523, Oct. 2020, doi: 10.1016/j.jfma.2019.12.001.

- [143] R. B. Naini, S. Nokar, H. Borghei, and M. Alikhasi, “Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis.,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 26, no. 4, pp. 776–81, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21841987>.
- [144] X. Zhou, Z. Zhao, M. Zhao, and Y. Fan, “[The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method].,” *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, vol. 17, no. 1, pp. 29–32, Feb. 1999, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12539316>.
- [145] V. A. R. Barão, J. A. Delben, J. Lima, T. Cabral, and W. G. Assunção, “Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible – A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis,” *J. Biomech.*, vol. 46, no. 7, pp. 1312–1320, Apr. 2013, doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.02.008.
- [146] O. Röhrle and A. J. Pullan, “Three-dimensional finite element modelling of muscle forces during mastication.,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 15, pp. 3363–72, 2007, doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.05.011.
- [147] J. B. Brunski, “Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface.,” *Clin. Mater.*, vol. 10, no. 3, pp. 153–201, 1992, doi: 10.1016/0267-6605(92)90049-y.
- [148] R. M. Pilliar, D. A. Deporter, P. A. Watson, and N. Valiquette, “Dental implant design--effect on bone remodeling.,” *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 25, no. 4, pp. 467–83, Apr. 1991, doi: 10.1002/jbm.820250405.
- [149] J.-P. Geng, K. B. C. Tan, and G.-R. Liu, “Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature.,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 85, no. 6, pp. 585–598, Jun. 2001, doi: 10.1067/mpr.2001.115251.
- [150] E. Tanaka and J. H. Koolstra, “Biomechanics of the Temporomandibular Joint,” *J. Dent. Res.*, vol. 87, no. 11, pp. 989–991, Nov. 2008, doi: 10.1177/154405910808701101.
- [151] N. Djebbar, B. Serier, and B. B. Bouiadjra, “Finite element analysis in static and

- dynamic behaviors of dental prosthesis,” *Struct. Eng. Mech.*, vol. 55, no. 1, pp. 65–78, Jul. 2015, doi: 10.12989/sem.2015.55.1.065.
- [152] S. Tada, R. Stegaroiu, E. Kitamura, O. Miyakawa, and H. Kusakari, “Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 18, no. 3, pp. 357–68, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12814310>.
- [153] H. J. A. Meijer, F. J. M. Starmans, W. H. A. Steen, and F. Bosman, “A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible,” *Arch. Oral Biol.*, vol. 38, no. 6, pp. 491–496, Jun. 1993, doi: 10.1016/0003-9969(93)90185-O.
- [154] S. McNally, C. Wilcox, M. Akhter, J. Sheets, J. Danforth, and H. Chehal, “Implant diameter: Effect on stress in bone: Finite element analysis,” *J. Dent. Implant.*, vol. 3, no. 2, p. 87, 2013, doi: 10.4103/0974-6781.118854.
- [155] Z. Lian, H. Guan, S. Ivanovski, Y.-C. Loo, N. W. Johnson, and H. Zhang, “Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant,” *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 39, no. 7, pp. 690–8, Jul. 2010, doi: 10.1016/j.ijom.2010.03.020.
- [156] M. Degidi, A. Piattelli, G. Iezzi, and F. Carinci, “Do longer implants improve clinical outcome in immediate loading?,” *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 36, no. 12, pp. 1172–6, Dec. 2007, doi: 10.1016/j.ijom.2007.05.014.
- [157] H. J. Meijer, J. H. Kuiper, F. J. Starmans, and F. Bosman, “Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 68, no. 1, pp. 96–102, Jul. 1992, doi: 10.1016/0022-3913(92)90293-j.
- [158] L. Himmlová, T. Dostálová, A. Káčovský, and S. Konvicková, “Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 91, no. 1, pp. 20–5, Jan. 2004, doi: 10.1016/j.prosdent.2003.08.008.
- [159] N. Kang, Y.-Y. Wu, P. Gong, L. Yue, and G.-M. Ou, “A study of force distribution of loading stresses on implant-bone interface on short implant length using 3-

- dimensional finite element analysis.," *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.*, vol. 118, no. 5, pp. 519–23, Nov. 2014, doi: 10.1016/j.oooo.2014.05.021.
- [160] S. Faegh and S. Müftü, "Load transfer along the bone–dental implant interface," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 9, pp. 1761–1770, Jun. 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.02.017.
- [161] C.-C. Lee, S.-C. Lin, M.-J. Kang, S.-W. Wu, and P.-Y. Fu, "Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone," *J. Dent. Sci.*, vol. 5, no. 3, pp. 156–165, Sep. 2010, doi: 10.1016/S1991-7902(10)60023-2.
- [162] G. Meriç, E. Erkmen, A. Kurt, Y. Tunç, and A. Eser, "Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis," *J. Dent. Sci.*, vol. 6, no. 1, pp. 25–32, Mar. 2011, doi: 10.1016/j.jds.2011.02.005.
- [163] S. Canay, N. Hersek, I. Akpınar, and Z. Aşık, "Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis.," *Quintessence Int.*, vol. 27, no. 9, pp. 591–8, Sep. 1996, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9180415>.
- [164] H. Van Oosterwyck *et al.*, "The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants.," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 9, no. 6, pp. 407–18, Dec. 1998, doi: 10.1034/j.1600-0501.1996.090606.x.
- [165] L. CHEN, H. HE, Y. LI, T. LI, X. GUO, and R. WANG, "Finite element analysis of stress at implant–bone interface of dental implants with different structures," *Trans. Nonferrous Met. Soc. China*, vol. 21, no. 7, pp. 1602–1610, Jul. 2011, doi: 10.1016/S1003-6326(11)60903-5.
- [166] P. I. Brånemark, R. Adell, U. Breine, B. O. Hansson, J. Lindström, and A. Ohlsson, "Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies.," *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 3, no. 2, pp. 81–100, 1969, doi: 10.3109/02844316909036699.
- [167] J. C. Vanegas-Acosta, N. S. Landinez P., D. A. Garzón-Alvarado, and M. C. Casale R., "A finite element method approach for the mechanobiological modeling of the osseointegration of a dental implant," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol.

- 101, no. 3, pp. 297–314, Mar. 2011, doi: 10.1016/j.cmpb.2010.11.007.
- [168] P. Maló, B. Rangert, and M. Nobre, “‘All-on-Four’ Immediate-Function Concept with Brånemark System® Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study,” *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 5, pp. 2–9, Mar. 2003, doi: 10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x.
- [169] P. Maló, M. de Araújo Nobre, U. Petersson, and S. Wigren, “A Pilot Study of Complete Edentulous Rehabilitation with Immediate Function Using a New Implant Design: Case Series,” *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 8, no. 4, pp. 223–232, Dec. 2006, doi: 10.1111/j.1708-8208.2006.00024.x.
- [170] D. Bozyel and S. Taşar Faruk, “Biomechanical Behavior of All-on-4 and M-4 Configurations in an Atrophic Maxilla: A 3D Finite Element Method,” *Med. Sci. Monit.*, vol. 27, Feb. 2021, doi: 10.12659/MSM.929908.
- [171] V. P. Nguyen, T. Rabczuk, S. Bordas, and M. Dufloy, “Meshless methods: A review and computer implementation aspects,” *Math. Comput. Simul.*, vol. 79, no. 3, pp. 763–813, Dec. 2008, doi: 10.1016/j.matcom.2008.01.003.
- [172] L. D. Libersky, A. G. Petschek, T. C. Carney, J. R. Hipp, and F. A. Allahdadi, “High Strain Lagrangian Hydrodynamics,” *J. Comput. Phys.*, vol. 109, no. 1, pp. 67–75, Nov. 1993, doi: 10.1006/jcph.1993.1199.
- [173] T. Belytschko, Y. Y. Lu, and L. Gu, “Element-free Galerkin methods,” *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 37, no. 2, pp. 229–256, Jan. 1994, doi: 10.1002/nme.1620370205.
- [174] C. S. S. Tavares, J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. N. Jorge, “The Elastoplastic Response of the Bone Tissue Due to the Insertion of Dental Implants,” *Procedia Eng.*, vol. 110, pp. 37–44, 2015, doi: 10.1016/j.proeng.2015.07.007.
- [175] M. Doblaré, E. Cueto, B. Calvo, M. A. Martínez, J. M. Garcia, and J. Cegoñino, “On the employ of meshless methods in biomechanics,” *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 194, no. 6–8, pp. 801–821, Feb. 2005, doi: 10.1016/j.cma.2004.06.031.
- [176] G. R. Joldes, A. Wittek, and K. Miller, “Stable time step estimates for mesh-free particle methods,” *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 91, no. 4, pp. 450–456, Jul. 2012, doi: 10.1002/nme.4290.

- [177] A. Horton, A. Wittek, G. R. Joldes, and K. Miller, “A meshless Total Lagrangian explicit dynamics algorithm for surgical simulation,” *Int. j. numer. method. biomed. eng.*, vol. 26, no. 8, pp. 977–998, Mar. 2010, doi: 10.1002/cnm.1374.
- [178] J. R. Andrade, J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. N. Jorge, *Analysis of dental implant using a meshless method,* in *Biodental Engineering II - Proceedings of the 2nd International Conference*. Biodental Engineering, 2013.
- [179] J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. N. Jorge, *The bone tissue remodelling analysis in dentistry using a meshless method,* in *Biodental Engineering III - Proceedings of the 3rd International Conference on Biodental Engineering*. 2014.
- [180] J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. N. Jorge, *Mandible bone tissue remodelling analysis using a new numerical approach,* in *Biodental Engineering II - Proceedings of the 2nd International Conference on Biodental Engineering*. 2013.
- [181] J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. N. Jorge, *The Mandible Remodeling Induced By Dental Implants: a Meshless Approach*, Vol. 15, N. J. Mech. Med. Biol., 2015.
- [182] H. M. S. Duarte, J. R. Andrade, L. M. J. S. Dinis, R. M. N. Jorge, and J. Belinha, “Numerical analysis of dental implants using a new advanced discretization technique,” *Mech. Adv. Mater. Struct.*, vol. 23, no. 4, pp. 467–479, Apr. 2016, doi: 10.1080/15376494.2014.987410.
- [183] Moreira, B. SF, D. L. J., and R. Natal Jorge, “A meshless method analysis of maxillary central incisor.,” *Biodental Eng. II. (pp. 159-161)*. Taylor & Fr.
- [184] Slicer Community Revision, “About 3D Slicer,” 2020. https://slicer.readthedocs.io/en/latest/user_guide/about.html#what-is-3d-slicer.
- [185] SOLIDWORKS, “SOLIDWORKS Desktop 3D CAD,” 2021. <https://www.solidworks.com/domain/design-engineering> (accessed May 08, 2021).
- [186] Materialise, “3-matic Research 9.0 Tutorial,” Leuven – Belgium, 2015.
- [187] Siemens, “Simcenter Femap. Minimize costly prototyping & bring your products to market faster.” <https://www.plm.automation.siemens.com/global/pt/products/simcenter/femap.html> (accessed Apr. 12, 2021).