



# Simulação Numérica de um Implante Tibial e Previsão da Remodelação Óssea após a sua Inserção

CATARINA CARDOSO MOREIRA

Julho de 2023

# SIMULAÇÃO NUMÉRICA DE UM IMPLANTE TIBIAL E PREVISÃO DA REMODELAÇÃO ÓSSEA APÓS A SUA INSERÇÃO

Catarina Cardoso Moreira

**2023**

Instituto Superior de Engenharia do Porto

Departamento de Física

isen

P.PORTO

# SIMULAÇÃO NUMÉRICA DE UM IMPLANTE TIBIAL E PREVISÃO DA REMODELAÇÃO ÓSSEA APÓS A SUA INSERÇÃO

Catarina Cardoso Moreira

Estudante n.º 1171151

Dissertação apresentada ao Instituto Superior de Engenharia do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, realizada sob a orientação do Doutor Jorge Belinha e coorientação da Mestre Ana Pais.

**2023**

Instituto Superior de Engenharia do Porto

Departamento de Física

isen

P.PORTO

## **AGRADECIMENTOS**

Em primeiro lugar, ao Professor Jorge Belinha agradeço pela oportunidade, por toda a ajuda, disponibilidade e orientação ao longo deste trabalho.

À Professora Ana Pais, pelo apoio e ajuda que demonstrou para acompanhar este trabalho.

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

Aos meus pais, à minha tia e aos meus avós pelo apoio incondicional não só na minha vida académica como também em todas as etapas da via pessoal.

Ao meu namorado e companheiro pelo apoio e paciência e por sempre me transmitires força e confiança.

Aos meus amigos da faculdade pelo companheirismo, amizade e diversão proporcionados ao longo destes anos, em especial ao João, ao Hélder, à Patrícia e ao Diogo.

E por fim, agradeço a todos aqueles que fizeram parte desta caminhada e que ajudaram a alcançar mais uma etapa importante da minha vida.



## RESUMO

A Artroplastia Total do Joelho (ATJ) é um dos procedimentos cirúrgicos com maior taxa de aplicação, tornando-se o método padrão ouro para osteoartrite avançada do joelho. Porém, as próteses de joelho empregues nos dias de hoje ainda necessitam de soluções de design apropriadas.

O presente trabalho teve como principais finalidades o estudo computacional do comportamento mecânico de um implante para a articulação do joelho, bem como do processo de remodelação óssea que ocorre na tíbia após a inserção do implante.

Assim, ao longo desta dissertação, foi feita uma revisão bibliográfica, a qual inclui as noções essenciais para a compreensão do estudo em questão. Inicialmente, realizou-se uma abordagem teórica acerca do tecido ósseo em geral, assim como do seu processo de remodelação. Estudou-se também a articulação do joelho e os diversos tipos de implantes que já existem no mercado para esta articulação. De seguida descreveu-se os métodos numéricos a utilizar (MEF e RPIM) e fez-se uma breve revisão do estado da arte da aplicação dos mesmos neste contexto.

Posteriormente e já na parte prática deste trabalho, investigou-se como os parâmetros de design do implante, a geometria da haste neste caso, afetam a performance da prótese. Utilizou-se uma tomografia computadorizada de uma tíbia para simular múltiplas configurações de ATJs e assim se proceder às análises, recorrendo ao MEF e ao RPIM. Através dos resultados obtidos, concluiu-se que com a introdução do implante, as tensões na tíbia aumentam ligeiramente, mas os valores do campo de deslocamentos diminuem. Contactou-se também que uma haste mais curta é o ideal.

Por fim, através da combinação do MEF com um algoritmo de remodelação óssea, simulou-se o processo de remodelação óssea que ocorre na tíbia, após a inserção do implante.

### PALAVRAS-CHAVE

Artroplastia Total do Joelho; Tíbia; Método dos Elementos Finitos; Métodos Sem Malha; Remodelação Óssea.



## ABSTRACT

Total Knee Arthroplasty (TKA) is one of the surgical procedures with the highest application rate, becoming the gold standard method for advanced osteoarthritis of the knee. However, the knee prostheses employed today are still in need of appropriate design solutions.

The main purpose of the present paper was the computational study of the mechanical behaviour of a knee joint implant, as well as of the bone remodelling process that occurs in the tibia after implant insertion.

Therefore, throughout this dissertation a literature review was performed, which includes the essential notions for the understanding of the present study. Initially, a theoretic approach was made about bone tissue in general, as well as its remodelling process. The knee joint and the different types of implants that already exist in the market for this joint were also studied. After that, the numerical methods to be used (FEM and RPIM) were described and a brief review of the state-of-the-art of their application in this context was performed.

Subsequently, and already in the practical part of this project, it was investigated how the design parameters of the implant, the stem geometry in this case, influence the performance of the prosthesis. A computed tomography scan of a tibia was used to simulate multiple configurations of TKAs, in order to perform the analyses using FEM and RPIM. Through the results obtained, it was concluded that with the introduction of the implant, the tensions in the tibia increase slightly, but the values of the displacement field decrease. It was also observed that a shorter stem is ideal.

Finally, through the combination of the FEM with a bone remodelling algorithm, the process of bone remodelling was simulated which occurs in the tibia, after the insertion of the implant.

## KEYWORDS

Total Knee Arthroplasty; Tibia; Finite Element Method; Meshless Methods; Bone Remodelling.



## ÍNDICE

1. Introdução .....	15
1.1. Enquadramento e pertinência.....	15
1.2. Questão e objetivos de investigação.....	15
1.3. Opções metodológicas.....	16
1.4. Estrutura do trabalho.....	16
2. Biosistema em Estudo.....	17
2.1. Morfologia do Tecido Ósseo.....	17
2.1.1. Articulação do Joelho.....	17
2.2. Estrutura e Composição do Tecido Ósseo.....	19
2.2.1. Matriz Óssea.....	20
2.2.2. Células Ósseas.....	21
2.3. Remodelação Óssea.....	21
2.4. Propriedades Mecânicas do Tecido Ósseo.....	22
3. Artroplastia Total do Joelho.....	25
3.1. Técnica Cirúrgica.....	25
3.2. Contextualização Clínica.....	27
3.3. Implantes.....	27
3.3.1. Geometria da Haste Tibial.....	28
3.3.2. Técnicas de Fixação.....	28
3.3.3. Seleção dos Materiais.....	30
4. Métodos Numéricos.....	33
4.1. Método dos Elementos Finitos.....	33
4.2. Métodos sem Malha.....	34
4.2.1. Procedimento Geral.....	35
4.2.2. RPIM.....	35
4.2.2.1. Conetividade Nodal.....	35
4.2.2.2. Integração Numérica.....	36
4.2.3. Funções de Forma.....	37
4.3. Mecânica dos Sólidos.....	39
4.3.1. Fundamentos.....	39
4.3.2. Formulação Fraca.....	41
4.3.2.1. Formulação fraca de Galerkin.....	42
4.3.2.2. Sistema de Equações Discreto.....	43
4.4. Algoritmo não linear de Remodelação.....	45
5. Estado da Arte.....	48
5.1. Método dos Elementos Finitos.....	48
5.1.1. Método dos Elementos Finitos e a Articulação do Joelho.....	49
5.1.2. Método dos Elementos Finitos no estudo da Remodelação Óssea.....	51
5.2. Métodos sem Malha.....	52
6. Trabalho Prático.....	54

---

6.1. 3D Slicer.....	54
6.2. FEMAP .....	54
6.3. FEMAS.....	54
6.4. Autodesk Fusion 360 .....	55
6.5. Trabalho Prático Preliminar.....	55
6.5.1. Análise MEF e RPIM.....	57
6.6. Componente Tibial de um Implante para o Joelho.....	61
6.7. Estudo da Remodelação Óssea .....	65
7. Conclusão.....	69
Referências Bibliográficas .....	73

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Anatomia da articulação do joelho. Adaptado de [23].	18
Figura 2 - Hierarquia do tecido ósseo: fibras de colagénio, lamelas, osteões e trabéculas, osso cortical e osso trabecular. Adaptado de [25].	19
Figura 3 - Vista detalhada do tecido ósseo. Adaptado de [28].	20
Figura 4 - Classificação das células do tecido ósseo. Adaptado de [32].	21
Figura 5 - Ciclo de remodelação óssea. Adaptado de [33].	22
Figura 6 - Joelho antes (esquerda) e depois (direita) do procedimento cirúrgico. Adaptado de [44].	25
Figura 7 - Etapas ilustrativas da ATJ no joelho direito. Adaptado de [46].	26
Figura 8 - Osso tibial com prótese (1 - implante femoral metálico, 2 - espaçador de polietileno, 3 - implante tibial metálico e 4 - extensão da haste tibial). Adaptado de [45].	28
Figura 9 - Esquema representativo de uma artroplastia cimentada (a) e de uma artroplastia não cimentada (b). Adaptado de [61].	29
Figura 10 - Módulo de Young <i>versus</i> Força compressiva dos materiais utilizados em implantes (Granta EduPack).	31
Figura 11 - Representação esquemática do procedimento de discretização espacial de um domínio por elementos finitos. Adaptado de [84].	33
Figura 12 - (a) Domínio do problema. (b) Discretização nodal de forma regular. (c) Discretização nodal de forma irregular [8].	35
Figura 13 - (a) Domínio de influência retangular fixo. (b) Domínio de influência circular fixo. (c) Domínio de influência circular variável [8].	36
Figura 14 - (a) Malha de integração gaussiana ajustada ao domínio sólido; (b) Malha de integração gaussiana geral. Adaptado de [8].	36
Figura 15 - Integração numérica RPIM. (a) Quadrilátero inicial da célula; (b) Transformação do quadrilátero inicial num quadrado isoparamétrico; (c) Retorno à forma de quadrilátero inicial [8].	37
Figura 16 - Sólido contínuo sujeito a forças de volume e forças externas [8].	42
Figura 17 - Algoritmo da remodelação óssea. Adaptado de [45].	47
Figura 18 - Elementos da malha do fémur humano; a) malha 2D de elementos triangulares, uma das primeiras aplicações do MEF na biomecânica ortopédica (Brekelmans et al., 1972 [102]); b) malha 3D de elementos de 8 nós isoparamétricos hexaedricos (Rohlmann et al., 1982 [106]) [105].	48
Figura 19 - Comparação entre a proteção contra o stress shielding entre uma haste curta (50 mm) e uma haste longa (110 mm) na região medial e posterior [118].	50
Figura 20 - Tomografia computadorizada da articulação do joelho utilizada.	55
Figura 21 - Força de compressão longitudinal no joelho direito ao longo de três ciclos de marcha. O eixo x diz respeito ao processo de todo um ciclo de marcha. A valor 0 no eixo y traduz o momento em que somente o pé esquerdo está em contacto com o solo. O pico de força acontece em cerca de 60% do ciclo de marcha [77].	56
Figura 22 - (a) Malha de elementos. (b) Condições de fronteira essenciais e naturais impostas.	56
Figura 23 - Representação dos pontos de interesse selecionados para o estudo da tensão efetiva de von Mises experimentada pelo osso.	57
Figura 24 - Variação da tensão efetiva de von Mises ao longo dos pontos selecionados (através dos métodos MEF e RPIM).	58
Figura 25 - Mapa de cores do campo de deslocamentos ao longo da tibia para os diferentes módulos de elasticidade. Para o modelo 1, o $ u _{\max}$ corresponde a 0,05 mm, para o modelo 2 corresponde a 0,016 mm e para o último modelo a 0,01 mm. Para os três modelos o $ u _{\min}$ é 0 mm.	58
Figura 26 - Representação dos pontos de interesse selecionados para o estudo o campo de deslocamentos experimentado pelo osso.	59

---

Figura 27 - Variação do valor do campo dos deslocamentos no ponto 1, consoante o módulo de elasticidade do osso (através dos métodos MEF e RPIM). .....	60
Figura 28 - Variação do valor do campo dos deslocamentos no ponto 2, consoante o módulo de elasticidade do osso (através dos métodos MEF e RPIM). .....	60
Figura 29 - Modelo DePuy Synthes®. .....	61
Figura 30 - Modelo do implante desenhado no Autodesk Fusion 360. (1) Placa tibial; (2) Cimento; (3) Tíbia. ....	61
Figura 31 - Modelo do implante simplificado desenhado no Autodesk Fusion 360.....	62
Figura 32 - Mapas de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises ao longo da tíbia e do implante e tensão efetiva máxima experimentada por cada um dos componentes.....	63
Figura 33 - Mapas de cores do campo de deslocamentos ao longo da tíbia e do implante e deslocamento máximo experimentado por cada um dos componentes. ....	65
Figura 34 - Simulação da remodelação do tecido ósseo tibial após a colocação de um implante. ....	67
Figura 35 - Zonas críticas dos isomapas da distribuição da densidade.....	68



## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Coeficientes da lei proposta por Belinha [8]. .....	23
Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais que constituem a prótese [57], [73]–[77]......	31
Tabela 3 - Propriedades mecânicas do material que constitui os modelos. ....	56
Tabela 4 - Distribuição da tensão efetiva de von Mises no osso, nos pontos selecionados.....	57
Tabela 5 - Distribuição do campo do deslocamento no osso, nos pontos selecionados.....	59
Tabela 6 - Malha de elementos criada para cada modelo.....	62



## LISTAS DE SIGLAS

### Lista de Siglas

ASTM	<i>American Society Testing Materials</i>
ATJ	Artroplastia Total do Joelho
CAD	<i>Computer-aided Design</i>
CAE	<i>Computer-aided Engineering</i>
CAM	<i>Computer-aided Manufacturing</i>
DEM	<i>Diffuse Element Method</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
EFGM	<i>Element Free Galerkin Method</i>
FEMAP	<i>Finite Element Modeling and Postprocessing</i>
FEMAS	<i>Finite Element Meshless Method Analysis Software</i>
FPM	<i>Finite Point Method</i>
GUI	Interface Gráfica de Utilizador
ISEP	Instituto Superior de Engenharia do Porto
P.Porto	Instituto Politécnico do Porto
MEF	Método dos Elementos Finitos
MLPG	<i>Meshless Local Petrov-Galerkin Method</i>
MSM	Métodos sem Malha
NEM	<i>Natural Element Method</i>
NNFEM	<i>Natural Neighbour Finite Element Method</i>
NNRPIM	<i>Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method</i>
NREM	<i>Natural Radial Element Method</i>
OARSI	<i>Osteoarthritis Research Society International</i>
PCB	<i>Printed Circuit Board</i>
PIM	<i>Point Interpolation Method</i>
PMMA	Polimetacrilato de Metilo
RBF	<i>Radial Basis Function</i>
RBFM	<i>Radial Basis Function Method</i>
RKPM	<i>Reproducing Kernel Particle Method</i>
RM	Ressonância Magnética
RPIM	<i>Radial Point Interpolation Method</i>
SED	Campo de Densidade de Energia de Deformação
SPH	<i>Smooth Particle Hydrodynamics</i>
STL	<i>Stereolithography</i>
TC	Tomografia Computorizada
2D	Dois Dimensões Espaciais
3D	Três Dimensões Espaciais



# 1. INTRODUÇÃO

## 1.1. Enquadramento e pertinência

A Artroplastia Total do Joelho (ATJ) é um dos procedimentos ortopédicos mais realizados, sendo que a média nos países membros da OCDE se encontra nas 118 cirurgias por 100.000 habitantes, enquanto que em Portugal a média é de 62 [1]. Estes números têm tendência a aumentar cada vez mais e prevê-se que a necessidade de ATJ realizadas anualmente, em 2030 por exemplo, aumente 673% nos EUA [2]. Estes valores são essencialmente consequência do aumento do número de indivíduos que sofrem de osteoartrose, motivado pelo envelhecimento da população, assim como pelo prevalecimento de obesidade, o qual é considerado o principal fator de risco seguindo-se da idade e do sexo [1]. A ATJ está relacionada com um impacto significativo na qualidade de vida associada à diminuição da dor e melhoria da função [3].

A osteoartrose (OA) define-se como uma doença degenerativa articular que pode atingir qualquer articulação, sendo mais frequente nas seguintes articulações: coxo-femoral, do joelho, coluna e mãos. Clinicamente manifesta-se com dor, rigidez relacionada com o repouso e perda funcional progressiva [4]. A probabilidade de desenvolver OA sintomática do joelho ao longo da vida encontra-se nos 44,7% [5]. A OA corresponde ao principal motivo de incapacidade associado ao movimento em adultos mais velhos [6], [7].

Assim, a incorporação dos métodos de análise numérica no campo da biomecânica foi bastante benéfico. A partir desse momento vários estudos que combinavam estas duas áreas foram surgindo. Estes destinavam-se à investigação dos materiais a usar, do design dos implantes usados e até mesmo de fenómenos biológicos como a remodelação do tecido ósseo.

## 1.2. Questão e objetivos de investigação

O presente trabalho foi realizado no contexto do mestrado de Engenharia Biomédica no Instituto Superior de Engenharia do Porto. Teve como principal objetivo o estudo computacional do comportamento mecânico de um implante para a articulação do joelho, o qual foi idealizado com base em medidas do membro do paciente, recorrendo para tal a imagens médicas do mesmo. O implante projetado foi então analisado computacionalmente, através do Método dos Elementos Finitos e de um Método sem Malha. Para além disto, uma outra finalidade deste estudo passou pela previsão do processo de remodelação na tibia após a inserção de um implante, recorrendo a um algoritmo de remodelação desenvolvido por Belinha.

Desta forma, este trabalho teve ainda em vista a pesquisa detalhada dos seguintes temas:

- No que diz respeito ao tecido ósseo, tópicos como a anatomia e biologia do sistema esquelético e a morfologia, estrutura, composição e propriedades mecânicas do tecido ósseo;
- Relativamente aos implantes, questões como os tipos de implantes existentes, assim como os materiais utilizados;
- No que concerne aos Métodos Numéricos, uma descrição detalhada do Método dos Elementos Finitos e dos Métodos Sem Malha.
- Por último, compreensão e simulação do processo de remodelação óssea.

### 1.3. Opções metodológicas

A Artroplastia Total de Joelho é amplamente utilizada em todo o mundo e apesar de ser um procedimento ortopédico com alta taxa de sucesso, inúmeros parâmetros podem ser motivo de investigação e, posteriormente, de melhoria.

Métodos de engenharia, como o método dos elementos finitos e os métodos sem malha, podem ser aplicados em testes pré-clínicos de implantes articulares, sendo assim possível simular uma intervenção cirúrgica. Para além disso e ao contrário do que acontece em estudo *in vivo* ou *in vitro*, a simulação computacional permite antecipar fenómenos biológicos de um modo não invasivo, bem como a sua associação com imagens médicas, as quais facilitam a criação de modelos específicos para cada doente.

Estes métodos possibilitam ainda o estudo de alguns aspetos biomecânicos, como o *stress* na interface osso-implante e micromovimentos, o quais são complexos de reproduzir e investigar *in vivo* ou *in vitro*. Deste modo, os métodos de análise numérica podem ser bastante importantes para uma melhor compreensão das alterações biológicas e mecânicas induzidas no tecido ósseo, em virtude da interação com implantes ortopédicos, ajudando desta forma os cirurgiões a reduzir os erros e a aperfeiçoar a técnica.

Nos dias de hoje, o método de análise numérica mais comum é o Método dos Elementos Finitos, a partir do qual se tem conseguido resultados muito promissores. Contudo, começou a aparecer uma nova categoria de métodos numéricos, os Métodos sem Malha. Estes últimos apresentam como vantagens o facto de serem mais flexíveis na discretização e de permitirem obter resultados mais precisos.

### 1.4. Estrutura do trabalho

Este documento está organizado em diversos capítulos. No Capítulo 1 encontra-se uma breve contextualização do problema, assim como a motivação deste estudo e os objetivos propostos para o mesmo. No Capítulo 2 está descrito o tecido ósseo em geral, como também a anatomia e fisiologia dos ossos que constituem a articulação do joelho. Já no Capítulo 3 é apresentada toda a técnica cirúrgica para a colocação do implante e a principal doença que pode levar à realização desta intervenção cirúrgica. É ainda elaborada uma revisão de todos os implantes deste tipo que se encontram atualmente no mercado, bem como os materiais que os podem constituir. O Capítulo 4 faz referência diferentes métodos numéricos, tais como o MEF e os Métodos sem Malha, descrevendo sucintamente a sua formulação. Além disso, neste capítulo é feita uma introdução de noções básicas de mecânica dos sólidos, bem como do algoritmo de remodelação óssea. O Capítulo 5 é relativo à revisão do estado da arte relacionada com a utilização dos métodos numéricos no âmbito da implantologia. No Capítulo 6 é então detalhado todo o trabalho prático elaborado, quais os *softwares* usados e os resultados gerados. No Capítulo 7 pode-se encontrar uma conclusão referente à realização deste trabalho. Finalmente, o último capítulo é relativo às referências bibliográficas.

## 2. BIOSISTEMA EM ESTUDO

### 2.1. Morfologia do Tecido Ósseo

O corpo humano é considerado um sistema complexo, que é constituído pela interligação entre os diversos subsistemas. O sistema esquelético é um destes subsistemas e é formado por ossos, cartilagens e outros tecidos conjuntivos que o estabilizam, fixam e criam ligações entre componentes [8], [9].

O osso consiste num tecido extremamente organizado e especializado que se diferencia pela sua rigidez, porosidade e dureza. Células especializadas e uma matriz extracelular de fibras proteicas (substâncias orgânicas) e cristais de hidroxiapatita (substâncias inorgânicas) estão na base da sua constituição. A resistência da matriz óssea verifica-se graças à deposição dos sais de cálcio à volta das fibras proteicas [10]. Deste modo, é possível afirmar que a proporção entre as substâncias orgânicas e inorgânicas pode fazer variar as propriedades do osso [8], [9].

O tecido ósseo é um tecido dinâmico, que vai sofrendo adaptações contínuas, com o intuito de conservar o tamanho, forma e integridade estrutural do esqueleto [11]. A este processo dá-se o nome de remodelação óssea e possibilita a remoção do osso antigo e degradado e a deposição de um novo tecido mais forte a nível mecânico [12], [13].

Entre as inúmeras funções do sistema esquelético, destaca-se a função de suporte e proteção dos tecidos moles e órgãos vitais, a de produção de células sanguíneas como, glóbulos vermelhos, glóbulos brancos e plaquetas, por parte da medula óssea (que preenche as cavidades internas de muitos ossos) e, por último, o facto de ser um local de armazenamento de minerais, que mantêm as concentrações normais de cálcio e fósforo nos fluídos corporais. Ou seja, caso o nível destes minerais no sangue diminua, os ossos libertam-nos para o sangue [8], [9], [14].

#### 2.1.1. Articulação do Joelho

Assim como todos os elementos que constituem o corpo humano, a articulação do joelho foi acompanhando a evolução da humanidade e, conseqüentemente, adaptou-se de forma ideal às forças e cargas que atuam na articulação do joelho e através dela [15]. Tem como principais funções possibilitar a locomoção de forma estável, ao mesmo tempo que gasta o mínimo de energia possível dos músculos, assim como a transmissão, absorção e redistribuição das forças geradas pelos movimentos efetuados durante as atividades da vida quotidiana [16].

O joelho é considerado a maior articulação sinovial do corpo humano [17], [18]. É uma articulação bastante complexa e formada por três ossos, fémur, tíbia e rótula ou patela [18]–[20].

O fémur é considerado o maior osso do corpo humano, assim como o mais resistente. Na sua extremidade distal apresenta duas proeminências assimétricas arredondadas (côndilos), nos quais estão localizados os epicôndilos, que irão desempenhar um papel fundamental na ligação com os músculos e tendões. Os côndilos são distintos entre si, uma vez que o côndilo interno é mais comprido e estreito, enquanto que a superfície do côndilo externo é mais curta [21], [22]. É ainda de realçar que a superfície condiliana é revestida por cartilagem hialina, a qual se apresenta mais espessa e densa nas áreas onde se verifica um maior contacto permitindo, deste modo, um normal deslizamento e, conseqüentemente, uma diminuição do atrito [17], [21].

Por sua vez, a tíbia sustenta todo o peso proveniente do fémur e articula-se com o mesmo, de modo a formar a articulação do joelho. Na sua extremidade proximal encontram-se localizadas duas cavidades glenoides revestidas também por cartilagem hialina, que se denominam por planaltos tibiais. São

estruturalmente achatados e atuam como ponto de articulação com os côndilos do fêmur [21]. O conceito intuitivo de que a tíbia se situa abaixo do fêmur é representado sistematicamente em ilustrações anatómicas e em manuais cirúrgicos. Contudo, essa característica da anatomia funcional da tíbia não está totalmente correta. O ponto central da tíbia não está completamente centrado com o ponto central do fêmur. Estudos desenvolvidos recorrendo a tomografia computadorizada tridimensional confirmam que o centro da tíbia está deslocado posterior ( $4 \pm 6$  mm) e lateralmente ( $5 \pm 4$  mm) ao centro do fêmur [22].

A rótula ou patela diz respeito ao maior osso sesamoide do corpo e encontra-se posicionada anteriormente ao fêmur (na sua extremidade distal) e de forma paralela ao plano coronal da mesma estrutura óssea. Em média, num indivíduo adulto possui cerca de 4,5 cm de comprimento e largura e 2,5 cm de largura. A base da rótula serve de local para a inserção do tendão do músculo quadrícepíte e vértice para ligação do ligamento rotuliano até à tíbia [21], [22].

Na Figura 1 é possível visualizar uma representação da anatomia desta articulação em questão.

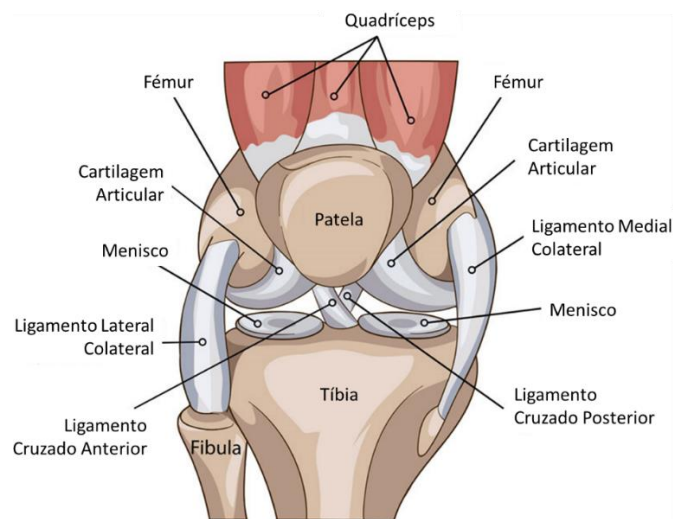


Figura 1 - Anatomia da articulação do joelho. Adaptado de [23].

Estes três ossos que intervêm na articulação do joelho originam então duas articulações secundárias: uma entre a face dorsal da rótula e a face ventral do fêmur (articulação fêmur-rotuliana) e outra entre a região distal do fêmur e a região proximal da tíbia (articulação femorotibial) [18]–[20]. A primeira classifica-se como trocleartrose devido à conexão formada entre o fêmur e a rótula e é a principal componente para suportar o peso na articulação do joelho. Por outro lado, a segunda articulação mencionada classifica-se como bicondilartrorse, em virtude da presença dos dois côndilos do fêmur. Para além disso, esta articulação gera uma transferência sem atrito sobre o joelho das forças geradas pela contração do músculo quadríceps femoral [18], [21], [24].

A articulação do joelho é mantida através de estabilizadores estáticos (meniscos, ligamentos e cápsulas), que estabilizam a articulação e amortecem os impactos sobre as cartilagens e por estabilizadores dinâmicos (músculos e tendões). Todo este conjunto está imerso no líquido sinovial que, por sua vez, está contido dentro da membrana sinovial [19], [20].

Pela sua localização anatómica e estrutura, esta articulação está sujeita a muitas acreções, visto ter a necessidade de suportar todo o peso do corpo humano, bem como o impacto de saltos, por exemplo. Por todas as agressões a que esta articulação está submetida esta sofre um desgaste muito elevado, estando muitas vezes associada às mais diversas patologias [20].

## 2.2. Estrutura e Composição do Tecido Ósseo

É possível categorizar a estrutura do osso de acordo com a escala de dimensões, isto é, macroscópica ou microscópica. A nível macroscópico, o osso classifica-se em osso cortical ou trabecular. Por outro lado, a nível microscópico o osso subdivide-se em osso reticular e em osso lamelar. Ao nível da sub-microescala, as lamelas são formadas por compostos minerais e fibras de colagénio e são consideradas peças de construção dos osteões e trabéculas [8].

Na Figura 2 é possível observar como o tecido ósseo se encontra organizado.

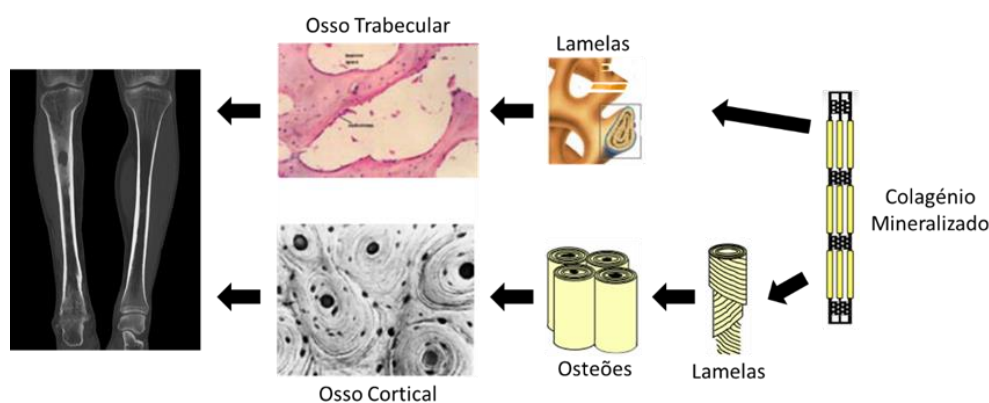


Figura 2 - Hierarquia do tecido ósseo: fibras de colagénio, lamelas, osteões e trabéculas, osso cortical e osso trabecular. Adaptado de [25].

O osso cortical é denso, apresenta um baixo nível de porosidade (5% - 10%) e é responsável pela resistência à tensão de flexão e torção. Os vasos sanguíneos atravessam a substância óssea e, por sua vez, os osteócitos e as lamelas direcionam-se de forma dominante à volta desses mesmos vasos sanguíneos. Os vasos que se localizam de forma paralela ao longo do eixo do osso situam-se dentro dos canais de *Havers*. Estes canais são revestidos pelo endóstio e para além de vasos sanguíneos, contêm nervos e tecido conjuntivo laxo. O sistema de *Havers* consiste, portanto, no conjunto formado por um canal central, o próprio conteúdo, e pelas lamelas concêntricas (camadas circulares concêntricas de matriz óssea), e respetivos osteócitos, que circundam o canal. Os canais de *Volkmann* são canais transversais que interligam os canais de *Havers* entre si, orientando os vasos sanguíneos. As cavidades de reabsorção são espaços provisoriamente criados por parte dos osteoclastos na fase inicial da remodelação óssea. Geralmente, a atividade metabólica do osso cortical é mais baixa em relação à do osso trabecular. O aumento da remodelação óssea cortical provoca um aumento na sua porosidade, o que faz com que a massa óssea diminua [12], [14], [25]–[27].

O osso trabecular (ou esponjoso) é constituído por placas e tubos ramificados que se intersectam e originam as trabéculas. Possui 50-95% de porosidade e estes poros encontram-se conectados e preenchidos com medula óssea. É muito mais espesso e, habitualmente, mais leve do que o osso cortical. Ainda assim, é capaz suportar diversas cargas de compressão e é mais capacitado para suportar tensões com diferentes direções. Localiza-se em regiões do osso nas quais não existem tantas cargas ou onde as tensões advêm de várias direções. Proporciona suporte e proteção à medula óssea e o seu baixo peso favorece os movimentos dos músculos. Em comparação com o osso cortical, a atividade metabólica do osso trabecular é muito superior, explicando, desta forma, a maior incidência das doenças ósseas metabólicas neste tipo de osso. Com o evoluir da idade, o equilíbrio entre a taxa de formação óssea e a de remoção vai-se alterando, originando assim uma diminuição progressiva da massa óssea [12], [14], [27].

Na figura seguinte (Figura 3) encontra-se presente um esquema detalhado do tecido ósseo, no qual é possível identificar o osso cortical e o trabecular, bem como os seus constituintes.

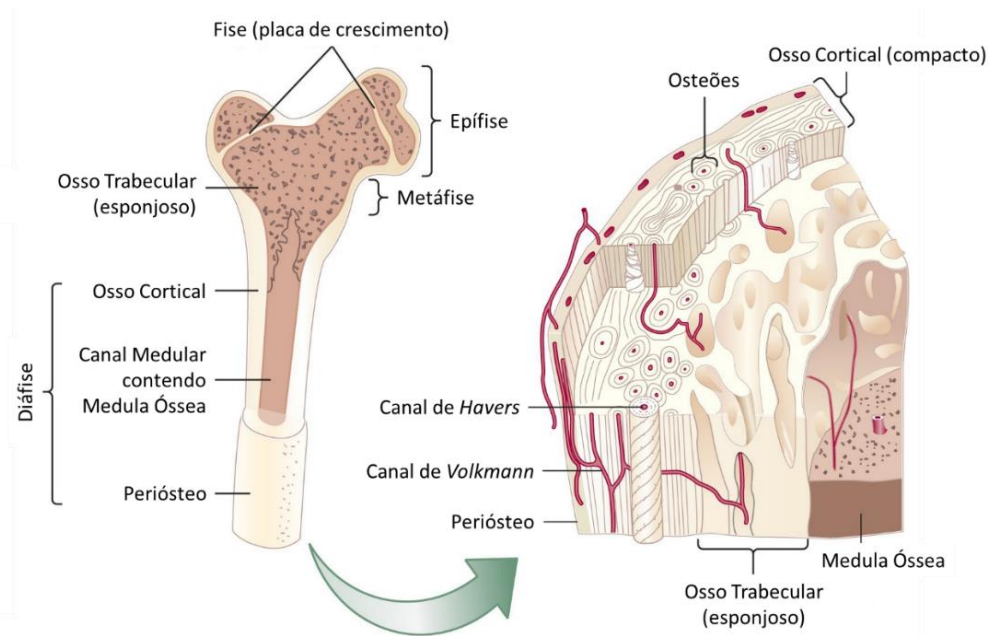


Figura 3 - Vista detalhada do tecido ósseo. Adaptado de [28].

Por sua vez, os dois tipos de osso (cortical e trabecular) são formados por dois tipos de tecidos: um tecido inicial e mais imaturo, designado de tecido reticular, e um tecido secundário conhecido como tecido lamelar. Estes dois tipos de tecido diferenciam-se pela forma como as fibras de colagénio no centro da matriz óssea se encontram organizadas.

O osso reticular é o primeiro a ser formado, quer no desenvolvimento fetal, quer na reparação de uma fratura, onde ocorre um processo designado de remodelação. Neste caso, as fibras de colagénio orientam-se aleatoriamente em várias direções. Após quatro ou cinco anos é substituído por osso lamelar, através do processo de remodelação óssea.

O osso lamelar é osso maduro, organizado em finas camadas (lamelas). Na maior parte dos casos, as fibras de colagénio de cada lamela instalam-se de modo paralelo umas às outras, porém situam-se anguladas relativamente às fibras adjacentes. Estas fibras de colagénio acabam por tornar este tecido mais forte do que o anterior [12], [14].

### 2.2.1. Matriz Óssea

A matriz óssea é composta essencialmente por material inorgânico (65% a 70%), mas também por uma percentagem mais reduzida de material orgânico (30% a 35%). A parte inorgânica integra hidroxiapatita em grandes quantidades e magnésio, sódio, potássio, cloreto, fluoreto e estrôncio em quantidades mais reduzidas. Já a parte orgânica abrange principalmente colagénio e proteoglicanos, contudo possui também na sua estrutura, uma pequena porção de osteoblastos, osteócitos e osteoclastos [14], [29].

De todos os componentes, destaca-se o colagénio e os componentes minerais, os quais são os agentes responsáveis pelas principais características funcionais do tecido ósseo. O colagénio concede uma resistência flexível à matriz (resistência às forças de corte de tração). Por outro lado, os componentes minerais proporcionam à matriz a dureza, rigidez e resistência à compressão da estrutura óssea [8], [14].

## 2.2.2. Células Ósseas

As diversas células ósseas possuem funções e origens diferentes e podem subdividir-se em três tipos: osteoblastos, osteócitos e osteoclastos (Figura 4) [14].

Os osteoblastos são formados por numerosos ribossomas e possuem um retículo endoplasmático bastante desenvolvido. Produzem colagénio e proteoglicanos que, posteriormente, são libertados da célula através do mecanismo de exocitose. São também responsáveis pela produção de vesículas que auxiliam na mineralização da matriz óssea. Estas vesículas são então compostas por iões de cálcio, iões de fosfato e enzimas, que depois de serem libertados, são empregues na formação dos cristais de hidroxiapatita [30].

A osteogénese diz respeito no processo de formação de osso por parte dos osteoblastos. Este método consiste na agregação dos prolongamentos celulares dos osteoblastos com junções comunicantes. Por último, uma matriz óssea extracelular que envolve as células e os seus prolongamentos é gerada pelos osteoblastos [14].

Quando o osteoblasto maduro fica contornado por matriz óssea passa a designar-se de osteócito. Estas células desempenham as funções de gerar componentes necessários para manter a matriz óssea, assim como de controlar as quantidades de proteínas e minerais. Encontram-se localizados em lacunas que se interligam, através dos canalículos, permitindo desta forma a troca de nutrientes com os osteoblastos [30], [31].

Finalmente, os osteoclastos correspondem a células com diversos núcleos e com as funções de reabsorção e destruição da estrutura óssea. Isto é, são as células causadoras da eliminação da parte orgânica e desmineralização da matriz óssea [14].

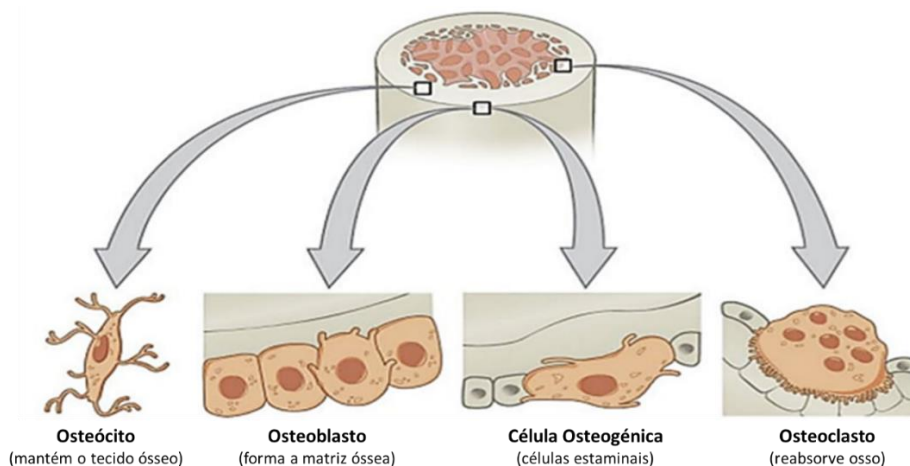


Figura 4 - Classificação das células do tecido ósseo. Adaptado de [32].

## 2.3. Remodelação Óssea

Recorrendo ao processo de remodelação óssea, o osso apresenta a aptidão para desenvolver, recompor e renovar. Posto isto, é possível afirmar que a remodelação óssea constitui um método sincronizado de extração e restauração do tecido ósseo deteriorado, o qual carece da atividade de inúmeros componentes celulares, que garantem a homeostase mineral e a integridade estrutural [11].

Os conjuntos de células ósseas que geram sequencialmente processo de reabsorção e conceção de tecido ósseo compõem a unidade de remodelação óssea. Estes conjuntos foram posteriormente denominados por *Basic Multicellular Unit* – BMU [29].

Em primeiro lugar, uma BMU é formada por osteoclastos que têm como responsabilidade a reabsorção do osso. De seguida, a superfície óssea é coberta pelas células de reversão e preparada para a reposição do osso. No passo seguinte, os osteoblastos libertam e depositam o osteóide, isto é, a matriz óssea não mineralizada [11].

O ciclo de remodelação (Figura 5) contempla cinco fases sequenciais: ativação, reabsorção, reversão, formação e mineralização e terminação.

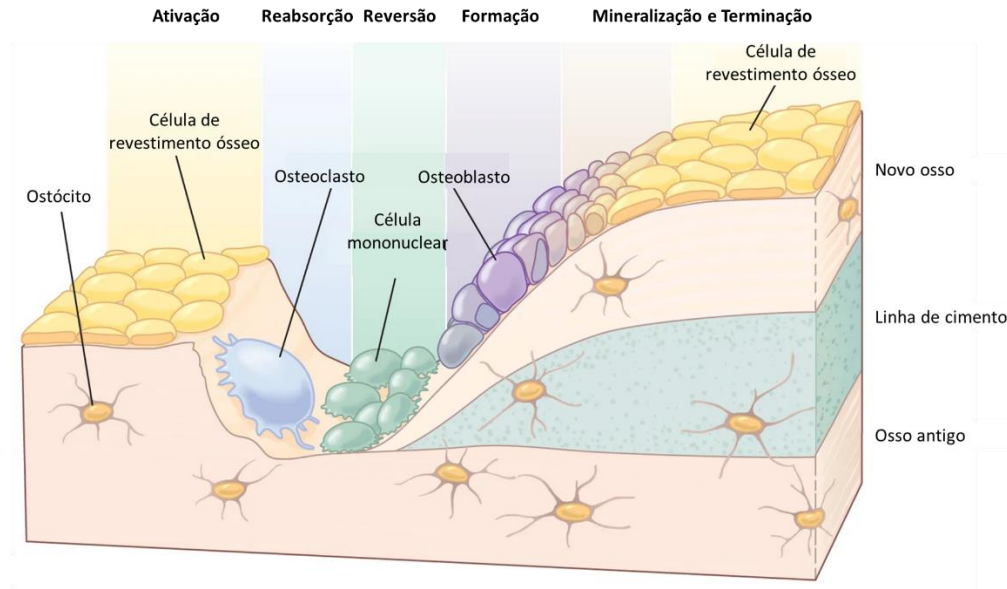


Figura 5 - Ciclo de remodelação óssea. Adaptado de [33].

## 2.4. Propriedades Mecânicas do Tecido Ósseo

Tal como já foi referido neste capítulo, o tecido ósseo trabecular possui uma baixa densidade aparente relativamente ao tecido ósseo cortical. De acordo com alguns estudos, as diferentes propriedades mecânicas de ambos advêm da composição óssea e porosidade [34]–[36]. Posto isto, é possível afirmar que o valor da densidade aparente do osso, o qual muda aquando do processo de remodelação óssea, faz variar as propriedades mecânicas do mesmo.

Define-se a densidade aparente como a massa de tecido hidratado,  $m_{amostra}$ , por volume ocupado pelo tecido da amostra,  $V_{amostra}$ :

$$\rho_{app} = \frac{m_{amostra}}{V_{amostra}} \quad \text{Equação 1}$$

Uma vez que a densidade aparente depende da porosidade,  $\rho$ , a mesma pode também ser determinada por meio da seguinte expressão:

$$\rho_{app} = \rho_0 (1 - \rho) \quad \text{Equação 2}$$

no qual, a densidade óssea do osso compacto ( $\rho_0$ ) é  $\rho_0 = 2,1 \text{ g/cm}^3$ .

Ao longo de muitos anos, estudou-se a forma como a densidade aparente ( $\rho$ ), o módulo de elasticidade óssea ( $E$ ) e a tensão de compressão óssea ( $\sigma^c$ ) se relacionavam, alcançando-se por fim as curvas de correlação [12]. Assim, com base nestas leis fenomenológicas consegue-se antecipar as propriedades mecânicas do osso após a remodelação óssea [36].

$$E = 3790 \varepsilon^{0,06} \rho^3 \quad \text{Equação 3}$$

$$\sigma^c = 68 \varepsilon^{0,06} \rho^2 \quad \text{Equação 4}$$

sendo que  $\varepsilon$  traduz a taxa de deformação.

Posteriormente e após muito tempo de investigação, verificou-se que as propriedades mecânicas do osso não dependem exclusivamente da densidade aparente, mas também do conteúdo mineral do mesmo. Curvas de correlação da densidade aparente combinada com a composição mineral, para o módulo de elasticidade, assim como para a tensão compressiva óssea, foram geradas [37], [38].

Contudo, apesar de todos estes modelos matemáticos terem a capacidade de antever as propriedades mecânicas principais do osso, não têm em conta a natureza anisotrópica do osso, isto é, os seus comportamentos distintos em cada direção.

Mais tarde, Belinha [8] sugeriu a relação matemática que correlacionava o módulo de elasticidade na direção axial e transversal, com a densidade aparente do osso (Equação 5 e Equação 6, respetivamente). Tendo por base resultados obtidos anteriormente por outros autores, Belinha [8] propôs as curvas para a tensão de compressão última nas direções axial e transversal, Equação 7 e Equação 8, respetivamente.

$$E_{axial} \begin{cases} \sum_{j=0}^3 a_j \cdot \rho^j & \text{se } \rho \leq 1,3 \text{ g/cm}^3 \\ \sum_{j=0}^3 b_j \cdot \rho^j & \text{se } \rho > 1,3 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad \text{Equação 5}$$

$$E_{trans} = \sum_{j=0}^3 c_j \cdot \rho^j \quad \text{Equação 6}$$

$$\sigma_{axial}^c = \sum_{j=0}^3 d_j \cdot \rho^j \quad \text{Equação 7}$$

$$\sigma_{trans}^c = \sum_{j=0}^3 e_j \cdot \rho^j \quad \text{Equação 8}$$

Tabela 1 - Coeficientes da lei proposta por Belinha [8].

Coeficientes	j=0	j=1	j=2	j=3
$a_j$	0,000E+00	7,216E+02	8,059E+02	0,000E+00
$b_j$	-1,770E+05	3,861E+05	-2,798E+05	6,836E+04
$c_j$	0,000E+00	0,000E+00	2,004E+03	-1,442E+02
$d_j$	0,000E+00	0,000E+00	2,680E+01	2,035E+01
$e_j$	0,000E+00	0,000E+00	2,501E+01	1,247E+00

no qual, os coeficientes  $a_j$ ,  $b_j$ ,  $c_j$ ,  $d_j$  e  $e_j$  estão definidos na

Tabela 1. Relativamente ao módulo de elasticidade e à tensão de compressão última, estes são expressos em MPa, enquanto que a densidade aparente,  $\rho$ , em g/cm<sup>3</sup>.

A tensão última de rotura do tecido ósseo ( $\sigma_i^t$ ), na direção  $i$ , pode ser determinada por meio de uma proporção com a tensão de compressão última,

$$\sigma_i^t = \alpha \cdot \sigma_i^c = 0,5 \sigma_i^c \quad \text{Equação 9}$$

geralmente o valor  $\alpha$  altera entre 0,33 e 1,00, segundo a literatura. Neste caso, considerou-se  $\alpha = 0,5$ . Sabe-se ainda que a tensão de corte do osso pode variar entre 49 MPa e 69 MPa [39].

No que diz respeito ao coeficiente de Poisson, existem poucas leis materiais definidas, que o relacionem com a densidade aparente, sendo normalmente atribuído ao osso cortical valores entre 0,2 e 0,5 e ao osso trabecular valores entre 0,01 e 0,35 [40].

### 3. ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO

A artroplastia define-se como uma intervenção cirúrgica através da qual se pretende restabelecer ou aumentar a mobilidade de uma determinada articulação, cujos movimentos estão suprimidos ou limitados, quer por causas traumáticas, inflamatórias, degenerativas, entre outras. Diz respeito a um procedimento cirúrgico complexo que tem como objetivo melhorar o quadro doloroso, alcançado mediante a substituição da articulação comprometida, por componentes implantados aquando do ato operatório.

A artroplastia total abrange a remoção das superfícies articulares afetadas, assim como a substituição por uma articulação artificial [41].

A Artroplastia Total do Joelho (ATJ) consiste num dos procedimentos cirúrgicos mais efetuados na Ortopedia, com potencial para melhorar a função, propiciar o alívio da dor e restabelecer a qualidade de vida dos pacientes. Estima-se que nos EUA o crescimento da solicitação cirúrgica entre 2005 e 2030 ronde os 673% (3,48 milhões) [42].

O principal objetivo de uma ATJ passa por diminuir a dor no joelho, tendo por base a substituição de grande parte dos componentes danificados da articulação por um implante, tal como é possível observar na Figura 6. O sucesso da cirurgia é estimado pela inexistência de dor e recuperação funcional do joelho num curto espaço de tempo.

Apesar de existir uma vasta variedade de materiais que podem compor um implante, há uma determinada característica que é comum a todos, a biocompatibilidade. Do mesmo modo, o design dos implantes também pode variar. A ATJ pode abranger a superfície de até três ossos: o fémur, a patela e a tibia. No entanto, o foco deste estudo será somente o componente tibial, dado que é a zona onde ocorre a maioria das lesões que levam a este procedimento cirúrgico [20], [43].

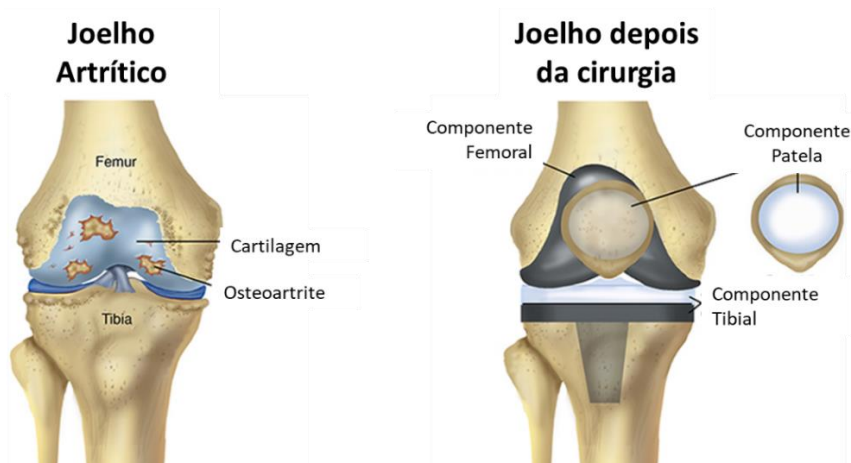


Figura 6 - Joelho antes (esquerda) e depois (direita) do procedimento cirúrgico. Adaptado de [44].

#### 3.1. Técnica Cirúrgica

Aquando do procedimento cirúrgico (Figura 7), o primeiro passo é remover o tecido ósseo lesado, assim como a cartilagem. De seguida, a tibia e o fémur são reabilitados de forma a se ajustarem às geometrias do implante. Posteriormente, os componentes protéticos são então fixados às extremidades da tibia e do fémur com cimento ou através do método de *press-fitting*. Logo após a fixação do componente metálico tibial, uma placa de polietileno (espaçador) é inserida entre os dois componentes com o intuito de

proporcionar suporte e uma superfície lisa sobre a qual os componentes podem deslizar no momento da flexão do joelho [43], [45].

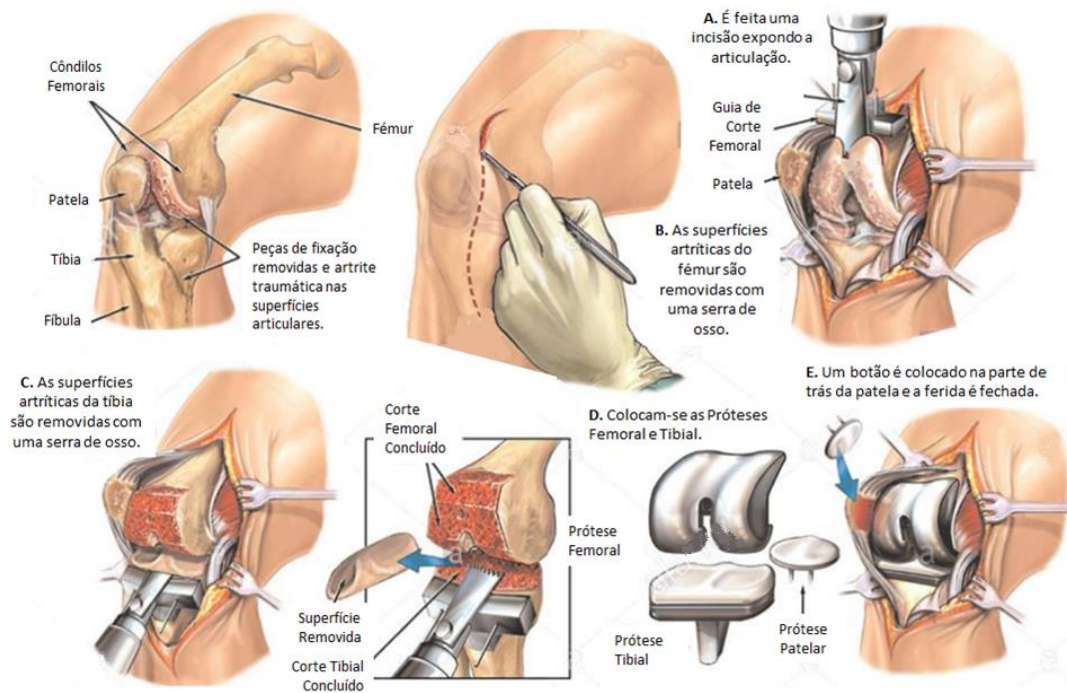


Figura 7 - Etapas ilustrativas da ATJ no joelho direito. Adaptado de [46].

Em certos casos, de forma a aprimorar a fixação e a estabilidade do implante, na extremidade distal do componente metálico tibial é adicionada uma extensão com formato cilíndrico, designada haste tibial. A sua função é aumentar a estabilidade do implante em casos complicados através da redução dos micromovimentos na interface osso-implante e, por consequência, o risco de soltura asséptica. As extensões tibiais podem apresentar diferentes comprimentos e larguras e podem também ser fixadas de inúmeras formas, seja por cimentação total, apenas cimentação proximal, ou *press-fit*, sem cimento [45].

É essencial para a conservação do implante obter um bom alinhamento do fêmur, tibia e componentes patelares do implante [47], dado que isto pode diminuir o valor das tensões nas superfícies de apoio, bem como as forças de corte entre o osso e o cimento e entre o osso e a prótese. Para além disso, um alinhamento favorável ajuda a equilibrar as forças transferidas para os tecidos moles, fundamentais para uma adequada mobilidade articular.

A presença e configuração da extensão tibial (tamanho e modo de fixação) pode provocar um fenómeno denominado como *stress shielding*, isto é, quando se insere o implante no corpo, o mesmo passa a assumir o papel de suporte que anteriormente era realizado pelo osso. Porém, caso o implante seja mais rígido que o osso circundante, a prótese pode absorver as tensões que, em caso normal, seriam transmitidas através do osso. Consequentemente, o osso nas proximidades do implante recebe uma estimulação mecânica mais reduzida, o que pode levar à perda óssea nas áreas onde é maior. Isso pode, portanto, enfraquecer ainda mais a fixação do implante, exigindo o implante de uma nova prótese. De modo a combater este problema, é importante desenvolver implantes com propriedades mecânicas idênticas à do osso, bem como *designs* que proporcionem uma distribuição das cargas entre o implante e o osso circundante [48]–[51].

## 3.2. Contextualização Clínica

Com o aumento da esperança média de vida, a quantidade de patologias ósseas tem vindo a experienciar um aumento exponencial, que muito tem preocupado, os seus portadores e os profissionais de saúde. Não obstante, o aumento do sedentarismo e da obesidade na população tem-se tornado um significativo fator de risco, para a evolução de doenças articulares, sendo a osteoartrite reconhecida como a doença articular mais habitual no mundo e a articulação do joelho uma das mais prejudicadas [20].

A osteoartrite do joelho afetou 303 milhões de pessoas em todo o mundo em 2017 e é um dos principais motivos de incapacidade crónica em idosos originando sintomas incapacitantes em cerca de 10% das pessoas com uma idade superior a 55 anos. Da perspetiva social e económica, esta patologia estabelece uma sobrecarga significativa sobre a saúde e os sistemas de serviços sociais. Em 2016, a grande carga de doenças motivou a *Osteoarthritis Research Society International* (OARSI) a apresentar um White Paper, caracterizando a osteoartrite como uma doença grave [20], [52].

A osteoartrite é uma doença articular degenerativa que ocorre quando a cartilagem que envolve os côndilos começa a ficar desgastada, levando a que as superfícies dos ossos fiquem expostas e comecem a desgastar-se mutuamente. Todo este processo acaba por resultar em dor, inflamação, instabilidade articular e, muitas vezes, no comprometimento da mobilidade. Afeta milhões de pessoas todos os anos e provoca consequências sem precedentes na sua qualidade de vida [43].

Existem dois tipos de osteoartrite que têm causas diferentes, mas que se manifestam através dos mesmos sintomas. No caso da osteoartrite secundária, a cartilagem da articulação do joelho é destruída devido a um fator desencadeante, como traumas, obesidade, inatividade, inflamação ou até genética. Nesta situação, as propriedades físicas da tibia acabam por ser pouco afetadas, comportando-se de forma idêntica a um osso saudável, nas fases iniciais da patologia. Quando se trata de um caso de osteoartrite primária, a cartilagem fica destruída como resultado do envelhecimento normal e o osso habitualmente é afetado e, por consequência, as suas propriedades ficam diminuídas em comparação com as do osso saudável [45].

A Artroplastia Total do Joelho é usada como principal tratamento para a osteoartrite, uma vez que alivia a dor, melhora a mobilidade e é considerada uma cirurgia relativamente acessível [53].

## 3.3. Implantes

Os implantes utilizados nesta intervenção cirúrgica apresentam os seguintes componentes (Figura 8): implante femoral metálico, espaçador, implante tibial e, por vezes, uma haste tibial.

A seguir são apresentadas as inúmeras diferenças que podem existir entre os vários implantes usados na atualidade.

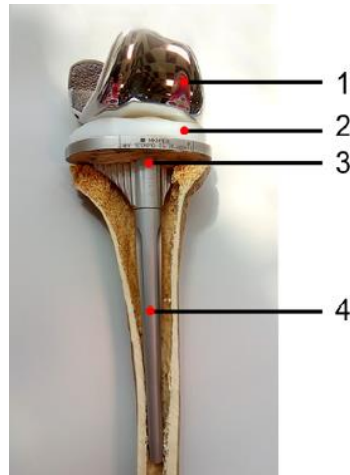


Figura 8 - Osso tibial com prótese (1 - implante femoral metálico, 2 - espaçador de polietileno, 3 - implante tibial metálico e 4 - extensão da haste tibial). Adaptado de [45].

### 3.3.1. Geometria da Haste Tibial

As hastes são fundamentais na maioria das ATJs no auxílio da transferência de cargas do osso articular e metafisário danificado para o limite cortical tibial e na distribuição das tensões de uma articulação específica. Melhoram a estabilidade mecânica através da proteção contra o *stress shielding*. A estabilidade mecânica pode ser melhorada por meio da resistência ao corte, redução do *lift-off* e diminuição do micromovimento [54].

Geralmente, recomenda-se o uso das hastes quando a reserva óssea circundante for insuficiente para suportar a prótese. O enxerto ósseo para defeitos de grande volume pode obrigar à utilização de uma haste, de forma a proteger o enxerto de carga excessiva. A articulação do joelho suporta cargas que são várias vezes o peso do corpo, portanto caso uma haste falhe na transferência de carga, então o osso trabecular restante sofrerá uma carga superior à sua resistência máxima, o que levará a uma carência na fixação do componente [55].

Apesar de a necessidade de uma haste para aprimorar a estabilidade mecânica inicial e a sobrevivência final do componente seja bem aceita, as indicações ideais, comprimentos e diâmetros aconselháveis e métodos de fixação permanecem ainda controversos. Ainda não existem diretrizes baseadas em evidências com o intuito de cooperar na determinação de quando usar uma haste, qual comprimento e diâmetro ideais e se deve ou não ser usada uma fixação com cimento. Aliás, é de realçar que é bastante improvável que algum dia um comprimento ideal, por exemplo, seja determinado, devido a uma enorme heterogeneidade das características anatômicas dos pacientes [54], [56].

### 3.3.2. Técnicas de Fixação

Para um funcionamento adequado de um implante, outro ponto a ter em consideração passa pela forma como este é fixo ao osso. Atualmente, existem dois principais tipos de fixação: a técnica de cimentação total ou através de uma técnica que faz uso de uma dada interferência para a fixação entre o osso e o implante. Ambas são vastamente utilizadas, pelo que tem sido tema de debate saber qual a mais vantajosa. Geralmente, o método escolhido é decidido pelo cirurgião, que tem por base a idade e a atividade do paciente e a patologia em questão [57].

A artroplastia cimentada (Figura 9 (a)) é o método de fixação mais antigo. O cimento garante a união entre o implante e o tecido ósseo, proporcionando uma distribuição uniforme da carga por toda a

extensão da interface osso-implante. Habitualmente, a camada de cimento é constituída por um biomaterial, o polimetacrilato de metilo (PMMA). Todavia, o cimento não concede propriedades adesivas, este somente preenche as lacunas localizadas entre o osso e a prótese. Muitos estudos têm indicado que a fixação cimentada manifesta melhores resultados a curto e a médio prazo, uma vez que diminui a dor do paciente e aumenta a sua mobilidade e, conseqüentemente, a sua qualidade vida [58]. Utiliza-se esta técnica, essencialmente quando o osso está severamente danificado e o córtex interno é muito pobre, como por exemplo em pacientes com osteoporose grave [54]. No entanto, já foram também relatados alguns incidentes com o uso do cimento, visto que este se vai degradando, provocando a libertação de detritos que levam à inflam

ação do osso circundante [59]. Um outro ponto a ter em consideração, diz respeito à intervenção cirúrgica de revisão, recorrente em pacientes mais jovens, dado que a remoção da prótese fixada pelo cimento é bastante complicada. Por conseguinte, esta técnica é então recomendada apenas para pacientes com uma idade superior a 65 anos ou pacientes com fraca condição óssea, de modo a assegurar uma forte fixação primária [59], [60].

As adversidades e a complexidade relativas à artroplastia cimentada incentivaram a procura de metodologias de fixação novas. Ao contrário da artroplastia cimentada que resulta da fixação mecânica do cimento, a artroplastia não cimentada (Figura 9 (b)) tem por base não só a fixação mecânica, como também a junção biológica do implante ao tecido ósseo. Esta nova técnica tem como principal propósito melhorar, a longo prazo, o êxito de implantes em pacientes jovens, os quais demonstram uma boa qualidade óssea. Contudo, como todas as técnicas também apresenta as suas desvantagens como o facto de ser indispensável um maior período de imobilidade por parte do paciente depois da cirurgia, o qual resulta essencialmente do facto de a união entre a prótese e o osso ser mais demorada. Apesar disto, o principal inconveniente desta metodologia é a dor nos membros inferiores, que é consequência da fraca fixação do implante ao tecido ósseo [59].

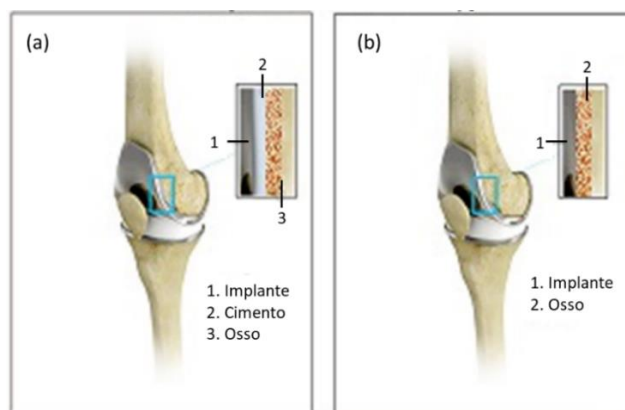


Figura 9 - Esquema representativo de uma artroplastia cimentada (a) e de uma artroplastia não cimentada (b).  
Adaptado de [61].

A artroplastia não cimentada pode-se categorizar de acordo com o método de fixação inicial: por pressão (*press-fit*), por meio de uma ligação biológica por osseointegração ou por uma ligação biológica por adesão.

Na primeira técnica a haste é ajustada na cavidade intramedular por intermédio de interferência mecânica, ou seja, tem por base uma prótese solta que, por sua vez, é ajustada através de solitação mecânica e aperto contra a superfície do tecido ósseo.

Por outro lado, a segunda técnica requer que o implante possua uma superfície rugosa, formada por um revestimento poroso ou malha de fibras, de modo a que ocorra crescimento de tecido ósseo no interior dos poros, dando-se, assim, a ligação. Contudo este tipo de fixação só se confirma caso existam

micromovimentos bastante reduzidos entre a prótese e o osso, que favorecem a formação de osso duro. Caso os movimentos sejam de dimensões maiores, dá-se a formação de tecido fibroso, que impossibilita a fixação do implante.

Por último, na artroplastia não cimentada por meio de uma ligação biológica por adesão recorre-se a um material osteocondutor, como cerâmicas bioativas, para revestir o implante, com o intuito de estimular o crescimento ósseo. Como resultado, ocorre um aumento da estabilidade mecânica inicial [59], [62], [63].

Completo et al. (2008) [64] realizou um estudo, recorrendo ao método dos elementos finitos, o qual avaliava a distribuição de cargas e a estabilidade na interface cimento-osso para duas técnicas de fixação, cimentada e *press-fit*. Os resultados obtidos demonstraram que a carga transferida pela haste cimentada para o osso foi quatro vezes superior.

### 3.3.3. Seleção dos Materiais

Define-se biomaterial como um qualquer material concebido com a finalidade de substituir ou auxiliar parte de um órgão ou tecido, enquanto em contato íntimo com o mesmo. Posto isto, é essencial que este material não provoque efeitos prejudiciais, ou seja, é inevitável que este mesmo material seja biocompatível, de modo a que possa substituir um tecido danificado e fornecer suporte mecânico, com uma mínima resposta biológica do paciente [65], [66].

No conjunto dos diferentes tipos de matérias-primas existentes para a obtenção de biomateriais, os metais evidenciam-se por possuir um notável desempenho mecânico, com elevada resistência à fadiga e à fratura. Graças a estes atributos, os metais têm sido vastamente usados como componentes estruturais visando a substituição, reforço ou estabilização de tecidos rígidos, que são submetidos frequentemente a grandes cargas de tração e compressão [66]. Contudo, possuem também alguns inconvenientes, como o facto de libertarem iões, provocando efeitos tóxicos, e o de possuir módulos de elasticidade muito elevados, o que origina o fenómeno de *stress shielding* [57].

Inúmeros materiais metálicos têm sido empregues em próteses, como o aço inoxidável, ligas de cromo-cobalto, ligas de titânio, entre outros. Na atualidade as próteses são constituídas fundamentalmente de cromo-cobalto e ligas de titânio.

A ASTM (*American Society Testing Materials*) aconselha a utilização das seguintes ligas metálicas à base de cobalto para o fabrico de implantes cirúrgicos: Co-Cr-Mo (F76), Co-Ni-Cr-Mo (F562), Co-Cr-W-Ni (F90) e Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe (F563), destacando-se as duas primeiras [67].

A liga de titânio Ti-6Al-4V tem sido a mais usada em material ortopédico, próteses e implantes. Dispõem de uma boa biocompatibilidade, resistência à corrosão e um módulo de elasticidade muito idêntico ao do osso. Na elaboração de ligas de titânio, verifica-se a manipulação de elementos não citotóxicos, tendo como objetivo a obtenção de materiais com menores valores de módulo de elasticidade. Entre as várias ligas existentes, destaca-se a liga Ti-13Nb-13Zr, a qual se está a tornar a mais utilizada em implantes cirúrgicos, dado que é biocompatível, apresenta uma elevada resistência à corrosão e uma alta tenacidade à fratura [68]–[70].

A liga de titânio Ti-6Al-4V tem sido a mais usada em material ortopédico, próteses e implantes. Dispõem de uma boa biocompatibilidade, resistência à corrosão e um módulo de elasticidade muito idêntico ao do osso. Na elaboração de ligas de titânio, verifica-se a manipulação de elementos não citotóxicos, tendo como objetivo a obtenção de materiais com menores valores de módulo de elasticidade. Entre as várias ligas existentes, destaca-se a liga Ti-13Nb-13Zr, a qual se está a tornar a mais utilizada em implantes cirúrgicos, dado que é biocompatível, apresenta uma elevada resistência à corrosão e uma alta tenacidade à fratura [68]–[70].

Os biomateriais poliméricos são também muito utilizados nos implantes. Algumas das principais vantagens referem-se à sua facilidade de fabrico para elaborar formas variadas, ao preço plausível e à disponibilidade em achar materiais com propriedades mecânicas e físicas ideais para determinadas aplicações. Os polímeros podem ser gerados com base em reações de polimerização ou através de organismos vivos, agrupando-se, desta forma, respetivamente, como sintéticos e naturais, os quais podem ser quimicamente alterados. Os mais manipulados são os sintéticos em virtude da sua maior estabilidade durante o uso, por disporem de propriedades bem estabelecidas e reprodutíveis e custo reduzido [66].

O PMMA é, geralmente, utilizado na fixação do implante ao osso, atuando como um cimento ósseo. Proporciona uma estabilidade ao implante, preenchendo os poros do osso, e uma distribuição das cargas entre o osso e o implante mais adequada. Porém, uma das grandes contrariedades deste material é a biocompatibilidade, que pode incitar uma certa instabilidade do implante [57], [71], [72].

Na Tabela 2 podemos encontrar as propriedades mecânicas dos diversos materiais que podem constituir a prótese em questão.

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais que constituem a prótese [57], [73]–[77].

Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Resistência à tração (MPa)	Resistência à compressão (MPa)
Titânio Ti-6Al-4V	110	0,34	860 – 1140	860
Titânio Ti-13Nb-13Zr	79	0,3	973-1037	-
Co-Cr	210	0,3	665 – 1277	655
PMMA	2.5	0,38	21	72,6-114,3

Na Figura 10 é possível observar uma comparação entre os diversos materiais mais utilizados em implantes, tendo em consideração o seu módulo de Young e a respetiva força compressiva.

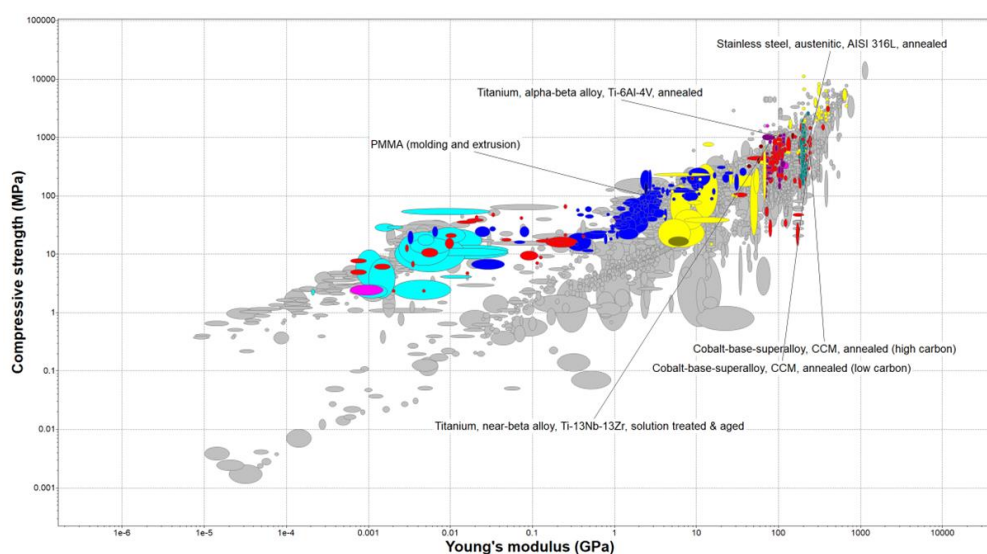


Figura 10 - Módulo de Young *versus* Força compressiva dos materiais utilizados em implantes (Granta EduPack).



## 4. MÉTODOS NUMÉRICOS

Atualmente, as técnicas e soluções numéricas são ferramentas cada vez mais comuns na ciência da engenharia. Nas últimas décadas, as melhorias na capacidade de cálculo e de processamento dos dispositivos computacionais possibilitaram um maior desenvolvimento destas técnicas [78]. Para além de serem consideradas uma alternativa aos ensaios in vivo, também demonstram vantagens no estudo da biomecânica e dos efeitos das forças mecânicas em sistemas biológicos, contribuindo, desta forma, para o desenvolvimento de dispositivos clínicos [78], [79].

Neste capítulo será feita uma apresentação do Método dos Elementos Finitos, assim como dos Métodos Sem Malha, mais particularmente dos que serão utilizados no desenvolvimento deste trabalho (*Radial Point Interpolation Method* e *Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method*).

### 4.1. Método dos Elementos Finitos

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é um método numérico bastante conhecido e utilizado, que tem como principal objetivo a obtenção de uma solução aproximada da resposta real do problema, sendo eficaz na execução de uma simulação com elevada precisão [80], [81]. Caracteriza-se por ser um método de discretização de um domínio em inúmeros subdomínios, denominados de elementos finitos. Posteriormente, com base neste conjunto de elementos é gerada uma malha computacional, que contém os mesmos e assegura as relações e a conectividade entre eles, tal como se encontra representado na Figura 11 [82]. Os elementos ligam-se entre si por pontos (nós), podendo tomar formas irregulares e possuir diferentes propriedades, permitindo assim a discretização de estruturas com propriedades combinadas [82], [83].

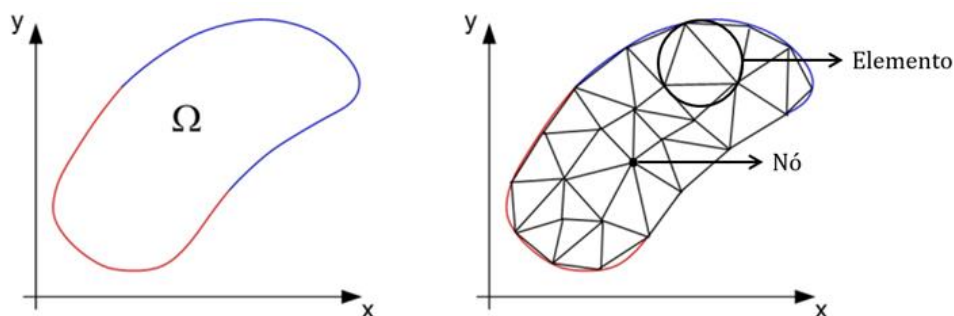


Figura 11 - Representação esquemática do procedimento de discretização espacial de um domínio por elementos finitos. Adaptado de [84].

Por sua vez, para cada elemento a função de campo do domínio é interpolada por meio de uma função de forma (função de aproximação). No MEF as funções de forma são obtidas utilizando a interpolação polinomial [82], [85].

A qualidade dos resultados deriva sobretudo do refinamento da malha do modelo. Quanto maior for o número de elementos, maior é a precisão dos resultados. Por esta razão, em casos de geometrias complexas é muito habitual obter-se elementos distorcidos, o que compromete a performance e a confiabilidade do método [85], [86].

Este método, geralmente, auxilia na resolução de problemas que incluem uma estrutura real submetida a um conjunto de cargas. Quando uma força é aplicada, os elementos que se encontram interligados acabam por se deslocar, obtendo-se, assim, estados de tensão e deformação por toda a geometria em análise [87].

Ao associar o Método dos Elementos Finitos com a teoria da elasticidade, inúmeros campos variáveis (deslocamento, tensão e deformação) podem ser determinados. Estes mesmos campos resultam de conjecturas feitas na modelação da estrutura em estudo, nomeadamente condições de fronteira, geometria da estrutura e propriedades do material [88].

A utilidade do MEF é, portanto, bastante ampla, abrangendo não só propósitos industriais, como também estudos no âmbito da biomecânica. Trata-se de uma metodologia extremamente adequada no que toca à análise das propriedades mecânicas das estruturas ósseas e que possibilita a simulação rigorosa de estruturas anatómicas e dispositivos de fixação interna. É, por isso, um método frequentemente usado na análise da distribuição de tensões, deformações, bem como de deslocamentos de ossos ou implantes, traduzindo-se numa ferramenta vantajosa no que respeita a otimização de implantes e a previsão de fraturas ou ruturas de tecido biológico. Por outro lado, é uma técnica também muito utilizada no estudo da durabilidade das próteses, de modo a definir se as mesmas se encontram aptas para suportar as cargas a que irão estar sujeitas [85], [89]. Uma outra aplicação deste método passa por o associar a um algoritmo de remodelação do tecido ósseo, sendo assim possível prever a influência do implante na massa óssea a longo prazo [8].

## 4.2. Métodos sem Malha

Em virtude do desenvolvimento cada vez mais acelerado da ciência e da tecnologia, os desafios computacionais estão-se a tornar cada vez mais complexos. Perante estas novas adversidades, o Método dos Elementos Finitos começou a demonstrar algumas fraquezas, especialmente no que diz respeito à análise de alguns problemas complexos. Concluiu-se, portanto, que a base de todas estas contrariedades se devia, essencialmente, à necessidade do uso de elementos e/ou malhas de boa qualidade, algo que por vezes se torna difícil. Por consequência, inúmeros métodos alternativos começaram a surgir, como é o caso dos métodos sem malha [90], [91].

A principal vantagem destes métodos diz respeito à criação de uma qualquer estrutura por meio de uma aproximação completamente nodal, eliminando, desta forma, parte das limitações do método anterior relativas à dependência de uma malha. Uma outra vantagem dos métodos sem malha face ao método dos elementos finitos passa por uma maior precisão nos resultados alcançados, isto é, apresentam campos de tensão, deformação e deslocamentos muito mais precisos e exatos, úteis para antever o método de remodelação de tecidos biológicos e a rutura do modelo. Um último ponto de superioridade diz respeito ao facto de possibilitar a adição de um maior número nós com o intuito de gerar resultados mais precisos, permitindo assim um refinamento muito mais eficaz [89], [92], [93].

Nos métodos sem malha os nós são distribuídos de forma aleatória, uma vez que as funções de campo não são aproximadas a um elemento, mas sim a um domínio de influência. Estes podem e devem sobrepor-se, em contraste com a não sobreposição dos elementos verificada no MEF [8], [90], [92]. Já a função interpolação requer um domínio de aplicação, de tal modo que fora deste mesmo domínio a função toma o valor zero. Enquanto que no MEF este domínio é caracterizado pelo elemento, nos métodos sem malha este domínio é denominado de domínio de influência. Posto isto, é essencial a definição do domínio de influência para cada ponto de integração que compõe a malha de integração que discretiza o domínio do problema. Porém, a estratégia aplicada para caracterizar estes domínios defere consoante o método sem malha utilizado [8].

Apesar de todas estas vantagens, os métodos sem malha ainda apresentam alguns pontos a melhorar, como por exemplo o facto de nas funções de forma faltar a propriedade delta de Kronecker, o que impossibilita a definição direta das condições essenciais e naturais. Contudo, com o *Radial Point Interpolation Method* (RPIM) é possível combater este ponto fraco, dado que estes métodos viabilizam a

construção de funções de forma interpoladoras, as quais possuem a propriedade delta de Kronecker [8], [94].

### 4.2.1. Procedimento Geral

O primeiro passo consiste em definir a geometria do problema em análise, assim como o domínio sólido e os seus limites, sendo para isso necessário estabelecer as condições de fronteira naturais e essenciais. Posteriormente, dá-se a discretização numérica do domínio do problema por um conjunto de nós, seguindo uma distribuição regular ou uma distribuição irregular, a qual poderá influenciar a precisão da solução (Figura 12). Em relação à conectividade nodal, esta não é definida no próprio pré-processamento (através dos elementos), tal como acontece no MEF. Deste modo, ter dados relativos à localização espacial de cada nó discretizado no domínio do problema torna-se fundamental, para que seja possível estabelecer a conectividade nodal (domínios de influência) [8].

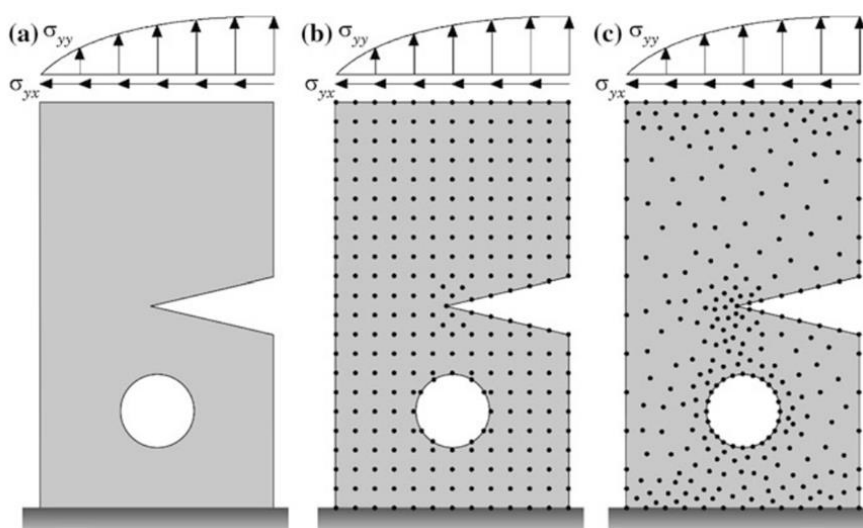


Figura 12 - (a) Domínio do problema. (b) Discretização nodal de forma regular. (c) Discretização nodal de forma irregular [8].

Depois da distribuição nodal, gera-se uma malha de integração de fundo, com o objetivo de integrar de modo numérico as equações de forma fraca que conduzem o fenómeno físico. Geralmente, neste método são também usadas malhas de integração baseadas em células de integração, as quais são preenchidas com pontos de integração obedecendo, assim, à regra de integração de Gauss.

A próxima etapa passa por impor a conectividade nodal em cada ponto de integração, recorrendo ao conceito de domínio de influência. Para se definir o mesmo, é essencial reunir os nós no interior de áreas ou volumes concêntricos no ponto de integração correspondente. Assim sendo, a conectividade nodal é alcançada através da sobreposição do domínio de influência de cada nó [8].

Por último, as funções de forma são então concebidas a partir das funções de interpolação e o sistema global de equações é determinado [80].

## 4.2.2. RPIM

### 4.2.2.1. Conetividade Nodal

Tal como já foi mencionado, após a definição da distribuição nodal e posterior construção da malha de integração, é possível estabelecer a conectividade nodal, a qual é obtida por meio da sobreposição do

domínio de influência de cada nó (neste método, RPIM). Por sua vez, os domínios de influência dizem respeito a nós que se localizam dentro de uma área (2D) ou de um volume (3D) que, por sua vez, podem apresentar um tamanho fixo ou variável, assim como diversas formas. É fundamental que todos os domínios de influência possuam aproximadamente o mesmo número de nós (diversos estudos recomendam que deva conter entre 9 e 12 nós), independentemente do método sem malha empregue. É de notar que qualquer transformação no tamanho ou forma dos mesmos origina uma distribuição diferente do número de nós, o que influencia a performance e, conseqüentemente, a solução correspondente acaba comprometida. Assim sendo, de forma a superar este ponto propõem-se a utilização de domínios de influência de tamanho variável, englobando um número fixo de nós. Deste modo, é efetuada uma busca radial com auxílio de um ponto de interesse central pelos inúmeros nós mais próximos. Esta estratégia é demonstrada na Figura 13, tornando-se claro a presença de uma conectividade nodal constante [8].

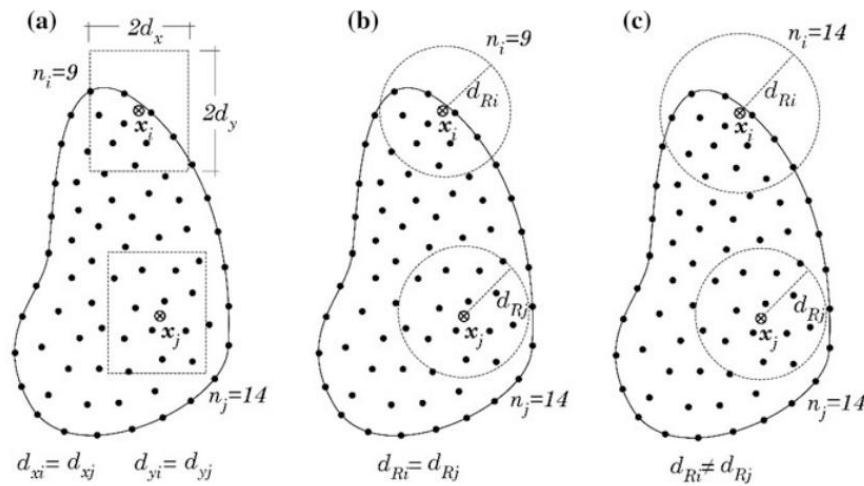


Figura 13 - (a) Domínio de influência retangular fixo. (b) Domínio de influência circular fixo. (c) Domínio de influência circular variável [8].

#### 4.2.2.2. Integração Numérica

O RPIM faz uso do esquema de integração de Gauss-Legendre. Nesta abordagem, o domínio sólido é fragmentado numa rede regular (Figura 14 (a)). Esta, por sua vez, é formada por múltiplas células geradas por meio da conexão dos nós que discretizam o domínio do problema [8].

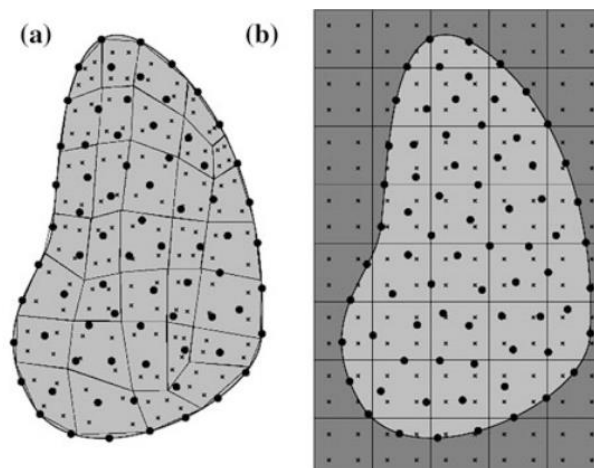


Figura 14 - (a) Malha de integração gaussiana ajustada ao domínio sólido; (b) Malha de integração gaussiana geral. Adaptado de [8].

De seguida, cada célula (triangular ou quadrilátera) da rede é preenchida com pontos de integração, satisfazendo assim a regra de quadratura de Gauss-Legendre (Figura 15). As coordenadas cartesianas dos pontos de quadratura são geradas mediante funções de interpolação isoparamétricas. Já o peso de integração do ponto de quadratura é alcançado pelo produto do peso isoparamétrico do ponto de quadratura e o inverso do determinante da matriz jacobiana da respetiva célula da grelha [8].

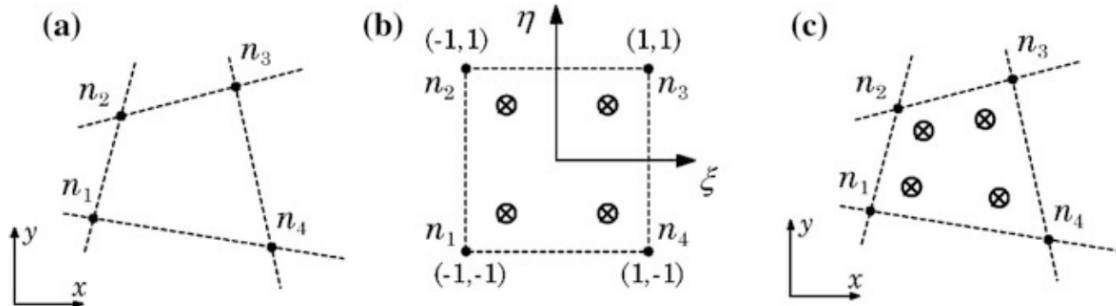


Figura 15 - Integração numérica RPIM. (a) Quadrilátero inicial da célula; (b) Transformação do quadrilátero inicial num quadrado isoparamétrico; (c) Retorno à forma de quadrilátero inicial [8].

A malha de integração discreta possibilita a integração de uma função  $\mathbf{F}(\mathbf{x})$  qualquer. Suponhamos que temos uma função  $\mathbf{F}(\mathbf{x})$  definida num domínio  $\Omega$ . Posto isto, a integração global é dada por,

$$\int_{\Omega} \mathbf{F}(\mathbf{x}) d\Omega = \sum_{i=1}^{n_g} \widehat{w}_i \mathbf{F}(\mathbf{x}_i) \quad \text{Equação 10}$$

no qual  $\widehat{w}_i$  diz respeito ao peso de integração do ponto  $\mathbf{x}_i$  e  $n_g$  refere-se ao número de ponto de integração que discretizam o domínio  $\Omega$ . Esta integração pode ser realizada de forma exata com o auxílio de técnicas analíticas de integração (primeiro membro da Equação 10) ou de forma aproximada, empregando técnicas discretas de integração (segundo membro da Equação 10) [8].

### 4.2.3. Funções de Forma

Considere-se uma função  $u(\mathbf{x})$  definida no domínio  $\Omega$  que, por sua vez, se encontra discretizado por um conjunto de nós. No sentido de se obter  $u(\mathbf{x}_I)$ , usam-se somente os nós que se situam na parte interior do domínio de influência do ponto de interesse  $\mathbf{x}_I$ . Assim, no ponto de interesse  $\mathbf{x}_I$ , o valor de  $u(\mathbf{x}_I)$  é obtido através da Equação 11, no qual  $n$  representa o número de nós na parte interior do domínio de influência de  $\mathbf{x}_I$ ,  $R_i(\mathbf{x}_I)$  a função de base radial (*Radial Basis Function* – RBF),  $\mathbf{a}(\mathbf{x}_I)$  o vetor dos coeficientes não constantes de  $R(\mathbf{x}_I)$ ,  $m$  o número de monómios da base,  $\mathbf{p}(\mathbf{x}_I)$  a base polinomial e  $\mathbf{b}(\mathbf{x}_I)$  o vetor dos coeficientes não constantes de  $\mathbf{p}(\mathbf{x}_I)$  [95].

$$u(\mathbf{x}_I) = \sum_{i=1}^n R_i(\mathbf{x}_I) a_i(\mathbf{x}_I) + \sum_{j=1}^m p_j(\mathbf{x}_I) b_j(\mathbf{x}_I) = \{\mathbf{R}^T(\mathbf{x}_I), \mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I)\} \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} \quad \text{Equação 11}$$

Na equação anterior encontram-se vetores que podem ser definidos de acordo com [95]:

$$\mathbf{R}^T(\mathbf{x}_I) = \{R_1(\mathbf{x}_I), R_2(\mathbf{x}_I), \dots, R_n(\mathbf{x}_I)\} \quad \text{Equação 12}$$

$$\mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I) = \{p_1(\mathbf{x}_I), p_2(\mathbf{x}_I), \dots, p_m(\mathbf{x}_I)\} \quad \text{Equação 13}$$

$$\mathbf{a}^T(\mathbf{x}_I) = \{a_1(\mathbf{x}_I), a_2(\mathbf{x}_I), \dots, a_n(\mathbf{x}_I)\} \quad \text{Equação 14}$$

$$\mathbf{b}^T(\mathbf{x}_I) = \{b_1(\mathbf{x}_I), b_2(\mathbf{x}_I), \dots, b_m(\mathbf{x}_I)\} \quad \text{Equação 15}$$

A norma Euclidiana  $r_{li}$  entre o ponto de interesse  $\mathbf{x}_I$  e o nó vizinho  $\mathbf{x}_i$  é considerada a variável em RBF. Por conseguinte, para o espaço tridimensional tem-se:

$$r_{li} = \sqrt{(x_I - x_i)^2 + (y_I - y_i)^2 + (z_I - z_i)^2} \quad \text{Equação 16}$$

A função de base radial encontra-se definida na Equação 17, no qual  $\mathbf{c}$  e  $\mathbf{p}$  são os parâmetros de forma da função. De acordo com a literatura, com  $\mathbf{c} = 0,0001$  e  $\mathbf{p} = 1,0001$  obtêm-se os resultados mais favoráveis [8], [95].

$$R(r_{li}) = (r_{li}^2 + c^2)^p \quad \text{Equação 17}$$

Relativamente aos coeficientes não constantes  $\mathbf{a}$  e  $\mathbf{b}$ , estes têm de ser determinados. Caso se trate de um problema bidimensional, as funções de base polinomial usadas são as seguintes [57]:

$$\mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I) = [1, x, y, x^2, xy, y^2] \quad \text{Equação 18}$$

Por outro lado, se estivermos perante um problema tridimensional, as funções apresentam a seguinte forma [57]:

$$\mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I) = [1, x, y, z, x^2, xy, y^2, yz, z^2, zx] \quad \text{Equação 19}$$

Tendo em consideração a Equação 11 para cada nó dentro do domínio da célula de influência e incorporando uma equação extra, para se determinar uma solução única [95],

$$\sum_{i=1}^n p_j(\mathbf{x}_i) a_i(\mathbf{x}_i) = 0, \quad j = 1, 2, \dots, m. \quad \text{Equação 20}$$

alcança-se, assim, o sistema de equações seguinte:

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ 0 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_Q & \mathbf{P}_m \\ \mathbf{P}_m^T & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} = \mathbf{G} \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} \quad \text{Equação 21}$$

Em que,

$$\mathbf{u}_s = \{u_1, u_2, \dots, u_n\}^T \quad \text{Equação 22}$$

$$\mathbf{R}_Q = \begin{bmatrix} R(r_{11}) & R(r_{21}) & \dots & R(r_{11}) \\ R(r_{21}) & R(r_{22}) & \dots & R(r_{2n}) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ R(r_{n1}) & R(r_{n2}) & \dots & R(r_{nn}) \end{bmatrix} \quad \text{Equação 23}$$

Quanto à constante de base polinomial, esta pode ser definida como [57],

$$\mathbf{P} = [1 \quad 1 \quad \dots \quad 1]^T \quad \text{Equação 24}$$

onde a base polinomial linear para um problema 2D é descrita por,

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & \dots & 1 \\ x_1 & x_2 & \dots & x_n \\ y_1 & y_2 & \dots & y_n \end{bmatrix}^T \quad \text{Equação 25}$$

E para um problema 3D por,

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & \dots & 1 \\ x_1 & x_2 & \dots & x_n \\ y_1 & y_2 & \dots & y_n \\ z_1 & z_2 & \dots & z_n \end{bmatrix}^T \quad \text{Equação 26}$$

Desta forma já se consegue obter o valor dos coeficientes não constantes:

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{P} \\ \mathbf{P}^T & \mathbf{0} \end{bmatrix}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ \mathbf{0} \end{Bmatrix} \Rightarrow \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} = \mathbf{G}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ \mathbf{0} \end{Bmatrix} \quad \text{Equação 27}$$

e substituindo na (Equação 11), obtém-se então:

$$u(\mathbf{x}_I) = \{\mathbf{R}^T(\mathbf{x}_I), \mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I)\} \mathbf{G}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ \mathbf{0} \end{Bmatrix} = \varphi(\mathbf{x}_I) \mathbf{u}_s \quad \text{Equação 28}$$

no qual  $\varphi(\mathbf{x})$  é a função de forma e pode ser definida por,

$$\varphi(\mathbf{x}_I) = \{\varphi_1(\mathbf{x}_I), \varphi_2(\mathbf{x}_I), \dots, \varphi_n(\mathbf{x}_I)\} \quad \text{Equação 29}$$

Sempre com a condição de que as funções de forma sigam a propriedade delta Kronecker.

É possível estipular relações entre as funções de interpolação e as funções de aproximação, como por exemplo: as funções de interpolação atravessam cada nó único dentro do domínio de influência, ao contrário do que acontece com as funções de forma de aproximação; as funções de interpolação não possuem custos computacionais tão elevados, dado que possibilitam a utilização de métodos de imposição direta das condições de limite essenciais e naturais [95].

### 4.3. Mecânica dos Sólidos

A mecânica dos sólidos fundamenta-se na análise das tensões, deformações e deslocamentos relativos dos sólidos, sob a ação de forças ou cargas. Portanto, a principal finalidade passa por entender a relação entre a tensão e a deformação e a relação entre a deformação e o deslocamento.

Acredita-se que caso se apliquem cargas distintas, então diferentes comportamentos irão ser gerados, nomeadamente na análise da remodelação óssea. Por este motivo, neste capítulo serão apresentadas as definições de deformação e tensão, as equações de equilíbrio e, por último, as equações constitutivas [8].

#### 4.3.1. Fundamentos

Considerando não só a configuração da estrutura de cada material sólido, mas também as respetivas características, consegue-se antecipar como irá ser o seu comportamento, recorrendo à curva tensão-deformação correspondente.

Os sólidos podem ser classificados como linear-elásticos, isto é, a relação entre a tensão e a deformação é linear. Neste cenário específico, o sólido regressa à sua forma original depois de retirada a carga aplicada. Para mais, caso o sólido manifeste uma natureza estática, somente as cargas estáticas devem ser consideradas e aplicadas, sugerindo assim que as tensões, deformações e deslocamentos gerados não se encontram relacionados com o tempo.

Os materiais podem ser agrupados em duas categorias, anisotrópicos e isotrópicos. Os materiais anisotrópicos manifestam propriedades dispares em cada uma das direções. Portanto, a deformação produzida por uma carga aplicada numa certa direção, não é igual à deformação provocada pela mesma

carga, mas numa outra direção. No caso dos materiais isotrópicos, somente o Módulo de Young ou de elasticidade ( $E$ ) e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ), propriedades materiais independentes, são necessários [8].

Ao longo deste estudo, considerou-se uma relação linear entre a tensão e a deformação, ou seja, tomou-se o modelo como linear-elástico.

O tensor de tensões de Cauchy,  $\mathbf{\Lambda}$ , diz respeito a um tensor simétrico que caracteriza as tensões da configuração atual e pode ser definido como,

$$\mathbf{\Lambda} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \quad \text{Equação 30}$$

Aplicando a notação de Voigt, que representa tensores em vetores de coluna, consegue-se transformar o tensor de tensão,  $\mathbf{\Lambda}$ , no vetor de tensão,  $\boldsymbol{\sigma}$ , de acordo com [8],

$$\boldsymbol{\sigma} = \{\sigma_{xx} \ \sigma_{yy} \ \sigma_{zz} \ \tau_{xy} \ \tau_{yz} \ \tau_{zx}\}^T \quad \text{Equação 31}$$

A tensão subdivide-se em dois tipos, de acordo com as suas características: a tensão normal ( $\sigma$ ), que é perpendicular ao plano em estudo e a tensão de corte ( $\tau$ ), que se representa de forma tangencial ao plano em que atua [96]. Do mesmo modo, o tensor de deformação,  $\mathbf{E}$ , também pode ser caracterizado pelo vetor de deformação  $\boldsymbol{\varepsilon}$ ,

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \{\varepsilon_{xx} \ \varepsilon_{yy} \ \varepsilon_{zz} \ \gamma_{xy} \ \gamma_{yz} \ \gamma_{zx}\}^T \quad \text{Equação 32}$$

A deformação, da mesma forma que a tensão, também pode apresentar duas componentes, a deformação linear ( $\varepsilon$ ) e a deformação de corte ( $\gamma$ ). A primeira consiste na mudança relativa do comprimento de um determinado segmento, enquanto que a segunda traduz a alteração do ângulo entre dois segmentos previamente perpendiculares [96].

Tal como já foi referido neste documento, os sólidos podem ser agrupados de acordo com certas propriedades. Nos materiais isotrópicos é somente necessária a definição de duas variáveis independentes, o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson. Por este motivo, é comum nas simulações biomecânicas, assim como ao longo deste trabalho, considerar-se o material como isotrópico. Caso contrário, era necessário definir um elevado número de constantes. Posto isto, a relação entre a tensão e a deformação no domínio sólido é determinada pela Lei de Hooke [8]:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{c} \boldsymbol{\varepsilon} \quad \text{Equação 33}$$

Sendo  $\mathbf{c}$  a matriz constitutiva do material, definida por  $\mathbf{c} = \mathbf{s}^{-1}$  e onde  $\mathbf{s}$  se refere à matriz conformidade. No caso de estarmos perante um material anisotrópico tridimensional, a matriz  $\mathbf{s}$  é dada por [8]:

$$\mathbf{s} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_{xx}} & -\frac{\nu_{yx}}{E_{yy}} & -\frac{\nu_{zx}}{E_{zz}} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{yx}}{E_{xx}} & \frac{1}{E_{yy}} & -\frac{\nu_{zy}}{E_{zz}} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xz}}{E_{xx}} & -\frac{\nu_{yz}}{E_{yy}} & \frac{1}{E_{zz}} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xy}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{yz}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{zx}} \end{bmatrix} \quad \text{Equação 34}$$

no qual,  $E_{ii}$  traduz o módulo de elasticidade,  $\nu_{ij}$  o coeficiente de Poisson do material em questão e  $G_{ij}$  o módulo de distorção do material na direção  $i$  e  $j$ .

Considerando que o campo de deslocamentos é composto por  $\mathbf{u} = \{u, v, w\}$ , consegue-se definir as componentes de deformação por intermédio das derivadas do campo de deslocamento:

$$\begin{aligned} \varepsilon_{xx} &= \frac{\partial u}{\partial x}; \quad \varepsilon_{yy} = \frac{\partial v}{\partial y}; \quad \varepsilon_{zz} = \frac{\partial w}{\partial z}; \\ \gamma_{xy} &= \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x}; \quad \gamma_{yz} = \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y}; \quad \gamma_{xz} = \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \end{aligned} \quad \text{Equação 35}$$

Relativamente ao vetor de deformação, é possível obtê-lo pela associação de um operador diferencial,  $\mathbf{L}$ , com um campo de deslocamentos,  $\mathbf{u}$ ,

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{L} \mathbf{u} \quad \text{Equação 36}$$

onde  $\mathbf{L}$  é dado por,

$$\mathbf{L} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} & \frac{\partial}{\partial z} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} \end{bmatrix}^T \quad \text{Equação 37}$$

### 4.3.2. Formulação Fraca

O sistema de equações diferenciais parciais que conduzem o fenómeno físico estudado são as equações intituladas por Formulação Forte. Com base nesta formulação é possível obter-se uma solução exata, porém, ainda demonstra certas limitações. A resolução deste tipo de equações é, frequentemente, uma tarefa complexa, particularmente em problemas mais complexos de engenharia.

Como consequência, surge a formulação fraca, que assenta num sistema de equações discreto, sendo definida para cada um dos pontos de integração. Embora manifeste uma consistência inferior nas funções de aproximação ou interpolação, detém a capacidade de originar sistemas de equações algébricas mais estáveis e, conseqüentemente, resultados ainda mais precisos [8].

### 4.3.2.1. Formulação fraca de Galerkin

Este tipo de formulação baseia-se num método variacional que assenta no princípio da energia.

Pressupondo um sólido caracterizado por um domínio  $\Omega$ , que por sua vez é delimitado por  $\Gamma$  (Figura 16), no qual  $\Gamma \in \Omega: \Gamma_u \cup \Gamma_t = \Gamma \wedge \Gamma_u \cap \Gamma_t = \emptyset$ . A superfície sólida contínua onde as forças externas  $\bar{t}$  são aplicadas é representado por  $\Gamma_t$  (fronteira natural). Por outro lado, a superfície onde os deslocamentos são restritos é representada como  $\Gamma_u$  (fronteira essencial). Já as equações de equilíbrio que regem o problema elasto-estático linear são estabelecidas da seguinte forma,

$$\nabla \mathbf{A} + \mathbf{b} = 0 \quad \text{Equação 38}$$

em que  $\nabla$  simboliza o operador de divergência,  $\mathbf{b}$  a força do corpo por unidade de volume e  $\mathbf{A}$  o tensor da tensão de Cauchy, conforme foi descrito anteriormente.

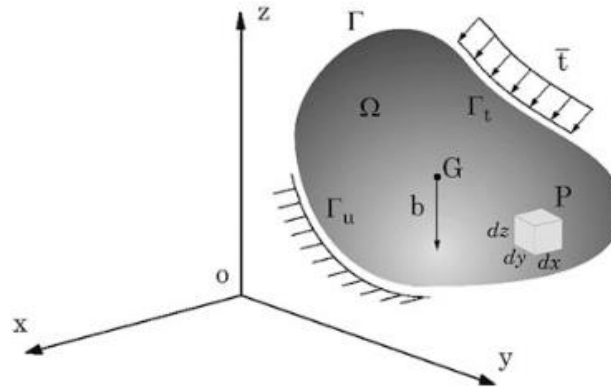


Figura 16 - Sólido contínuo sujeito a forças de volume e forças externas [8].

Empregando a forma fraca de Galerkin, a solução real é a que minimiza o funcional Lagrangiano,  $L$ , estabelecido por [8]:

$$L = T - U + W_f \quad \text{Equação 39}$$

sendo  $T$  a energia cinética,  $U$  a energia de deformação e  $W_f$  o trabalho produzido pelas forças externas. A energia cinética é definida através da seguinte equação [8]:

$$T = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega \quad \text{Equação 40}$$

no qual  $\Omega$  representa o volume sólido,  $\dot{\mathbf{u}}$  a primeira derivada do deslocamento em função do tempo e  $\rho$  a densidade de massa sólida. No que diz respeito a materiais elásticos, a energia de deformação é dada por [8]:

$$U = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega \quad \text{Equação 41}$$

onde  $\boldsymbol{\varepsilon}$  simboliza o vetor deformação e  $\boldsymbol{\sigma}$  o vetor tensão. O trabalho gerado pelas forças externas pode ser definido por [8],

$$W_f = \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t \quad \text{Equação 42}$$

sendo que  $\mathbf{u}$  traduz o deslocamento,  $\mathbf{b}$  as forças do corpo e  $\Gamma_t$  a fronteira natural, onde as forças externas  $\bar{\mathbf{t}}$  são aplicadas. Logo, por substituição, a função de Lagrangian,  $L$ , pode ser reformulada de acordo com a Equação 43 que, por sua vez, pode ser reduzida de acordo com a Equação 44 [8],

$$L = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega + \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t \quad \text{Equação 43}$$

$$\delta \int_{t_1}^{t_2} \left[ \frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega + \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t \right] dt = 0 \quad \text{Equação 44}$$

Considerando a relação da tensão com a deformação,  $\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{c} \boldsymbol{\varepsilon}$ , e a relação da deformação com o deslocamento,  $\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{L} \mathbf{u}$ , a Equação 45 pode ser reescrita como [8]:

$$\int_{\Omega} (\delta \mathbf{L} \mathbf{u})^T \mathbf{c} (\mathbf{L} \mathbf{u}) d\Omega - \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Omega} \rho (\delta \mathbf{u}^T \ddot{\mathbf{u}}) d\Omega - \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t = 0 \quad \text{Equação 45}$$

A equação anterior descreve a forma fraca genérica de Galerkin para problemas da mecânica dos sólidos. Já em problemas estáticos, o último termo desta mesma equação deve ser removido [8].

#### 4.3.2.2. Sistema de Equações Discreto

Com base no princípio dos trabalhos virtuais e recorrendo a funções de forma sem malha, utilizadas como funções de teste, é possível gerar-se o sistema discreto de equações para métodos sem malha. As variáveis de campo podem ser obtidas através das funções de interpolação, anteriormente apresentadas. Num problema tridimensional, o campo dos deslocamentos,  $\mathbf{u}$ , pode ser determinado num ponto de integração,  $\mathbf{x}_I$ , através da seguinte equação [8]:

$$\mathbf{u}(\mathbf{x}_I) = \sum_{i=1}^n \varphi_i(\mathbf{x}_I) \mathbf{u}_i \quad \text{Equação 46}$$

onde  $\varphi_i(\mathbf{x}_I)$  representa a função de interpolação sem malha e  $\mathbf{u}_i$  o vetor de deslocamento nodal dos  $n$  nós contidos no domínio de influência do ponto de integração  $\mathbf{x}_I$ .

Os nós, dentro do domínio de influência de um ponto de interesse,  $\mathbf{x}_I$ , podem provocar um deslocamento virtual no próprio ponto de integração e, depois, ser interpolados, tendo em conta as funções de interpolação. O deslocamento virtual é definido como [8],

$$\delta \mathbf{u}(\mathbf{x}_I) = \sum_{i=1}^n \varphi_i(\mathbf{x}_I) \delta \mathbf{u}_i \quad \text{Equação 47}$$

sendo  $\delta \mathbf{u}(\mathbf{x}_I)$  o valor interpolado no ponto de integração  $\mathbf{x}_I$ . Este valor pode então ser substituído e obtém-se,

$$\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \delta \mathbf{u}_i^T \int_{\Omega} \mathbf{B}_i^T \mathbf{c} \mathbf{B} d\Omega \mathbf{u}_j - \sum_{i=1}^n \delta \mathbf{u}_i^T \int_{\Omega} \varphi_i^T(\mathbf{x}_i) \mathbf{b} d\Omega - \sum_{i=1}^n \delta \mathbf{u}_i^T \int_{\Omega} \varphi_i^T(\mathbf{x}_i) \bar{\mathbf{t}} d\Omega = 0 \quad \text{Equação 48}$$

A matriz deformação, para o ponto de interesse  $\mathbf{x}_I$ , é dada por,

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} \frac{\partial \varphi_i}{\partial x} & 0 & 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial y} & 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial z} \\ 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial y} & 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial x} & \frac{\partial \varphi_i}{\partial z} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial z} & 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial y} & \frac{\partial \varphi_i}{\partial x} \end{bmatrix}^T \quad \text{Equação 49}$$

no qual  $i = \{1, 2, \dots, n\}$  é a ordem do nó dentro do domínio de influência de  $\mathbf{x}_I$ .

Pode-se também representar a Equação 48 da seguinte forma:

$$\delta \mathbf{u}^T (\mathbf{K} \mathbf{u} - \mathbf{F}) = 0 \quad \text{Equação 50}$$

correspondendo  $\mathbf{F}$  à soma do segundo e terceiro termos da Equação 48.

Consequentemente, é possível transformar a equação anterior na seguinte equação linear,

$$(\mathbf{K} \mathbf{u} - \mathbf{F}) = 0 \quad \text{Equação 51}$$

Posteriormente, consegue-se determinar o valor de inúmeros campos variáveis. Obtém-se a deformação  $\varepsilon(\mathbf{x}_I)$ , no ponto de interesse  $\mathbf{x}_I \in \Omega$ , por meio da Equação 36 e o campo das tensões,  $\sigma(\mathbf{x}_I)$ , através da Lei de Hooke (Equação 33).

Tendo em consideração os campos de deformação, assim como os campos da tensão, é possível calcular o campo de densidade de energia de deformação (SED) para um ponto de interesse  $\mathbf{x}_I$  e um caso de carga específico,

$$U(\mathbf{x}_I) = \frac{1}{2} \int_{\Omega_I} \sigma(\mathbf{x}_I)^T \varepsilon(\mathbf{x}_I) d\Omega_I \quad \text{Equação 52}$$

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

$$\det \left( \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} - \sigma(\mathbf{x}_I) \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \right) = 0 \quad \text{Equação 53}$$

Em relação às direções principais  $\mathbf{n}((\mathbf{x}_I)_i) = \{n_x((\mathbf{x}_I)_i), n_y((\mathbf{x}_I)_i), n_z((\mathbf{x}_I)_i)\}^T$ , estas podem ser obtidas por meio da seguinte expressão,

$$\det \left( \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} - \sigma(\mathbf{x}_I) \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \right) \begin{Bmatrix} n_x(\mathbf{x}_I)_i \\ n_y(\mathbf{x}_I)_i \\ n_z(\mathbf{x}_I)_i \end{Bmatrix} = 0 \quad \text{Equação 54}$$

A partir das tensões principais determinadas, consegue-se obter a tensão efetiva de Von Mises para cada ponto de interesse,  $\mathbf{x}_I$

$$\bar{\sigma}(\mathbf{x}_I) = \sqrt{\frac{1}{2}((\sigma(\mathbf{x}_I)_1 - \sigma(\mathbf{x}_I)_2)^2 + (\sigma(\mathbf{x}_I)_2 - \sigma(\mathbf{x}_I)_3)^2 + (\sigma(\mathbf{x}_I)_3 - \sigma(\mathbf{x}_I)_1)^2)} \quad \text{Equação 55}$$

#### 4.4. Algoritmo não linear de Remodelação

Neste trabalho empregou-se um algoritmo de remodelação óssea elaborado por Belinha [8] e que, por sua vez, corresponde a uma adaptação do modelo estabelecido por Carter [97] para os métodos sem malha. A Figura 17 representa um esquema deste mesmo algoritmo.

Com base na informação de imagens médicas, é possível discretizar o domínio do problema numa malha nodal não estruturada. Seguidamente, é gerada uma malha de integração de fundo consoante o método numérico definido (RPIM ou MEF). Dá-se depois a atribuição das propriedades iniciais do material nas suas áreas de domínio. Esta fase, considera-se, ainda, as propriedades do material como isotrópicas. No que diz respeito às funções de forma em cada ponto de integração,  $\mathbf{x}_I$ , estas podem ser geradas,  $\varphi(\mathbf{x}_I)$ , de acordo com o processo anteriormente referido. As condições de fronteira essenciais e naturais são definidas.

De seguida, e de forma a poder-se iniciar o processo de remodelação, é efetuada uma análise elasto-estática preliminar do problema com o intuito de estabelecer a orientação do material. Para tal recorre-se à informação da direção principal em cada ponto de integração,  $\mathbf{x}_I$ , alinhando a matriz constitutiva do material  $\mathbf{c}$  com a direção principal  $\mathbf{n}((\mathbf{x}_I)_1)$  da respetiva tensão principal máxima  $\sigma(\mathbf{x}_I)_1$ .

O algoritmo inicia-se então neste momento. No decorrer de todo o processo iterativo, é sempre efetuada uma análise para cada instante  $t_j$ . Em cada etapa iterativa, são analisados sequencialmente e de forma separada todos os casos de carga. Em relação à matriz rigidez local,  $\mathbf{K}_I$ , esta é definida para cada ponto de integração e com base na matriz de deformação  $\mathbf{B}_I$  e na matriz constitutiva do material  $\mathbf{c}_I$ ,

$$\mathbf{K}_I = \int_{\Omega_I} \mathbf{B}_I^T \mathbf{c}_I \mathbf{B}_I d\Omega_I = \hat{w}_I \mathbf{B}_I^T \mathbf{c}_I \mathbf{B}_I \quad \text{Equação 56}$$

no qual,  $\Omega_I$  simboliza o volume físico ocupado pelo ponto de integração  $\mathbf{x}_I$  e  $\hat{w}_I$  a representação numérica desse mesmo volume. Por fim, dá-se a assemblagem das matrizes de rigidez,  $\mathbf{K}_I$ , gerando, assim, uma matriz de rigidez global,  $\mathbf{K}$ .

Posteriormente, os limites essenciais relativos ao caso de carga  $k$  são aplicados na matriz rigidez,  $\mathbf{K}_j^k$ , assim como os vetores das forças de cada caso de carga,  $k$ , são tidos em conta,  $\mathbf{f}_j^k$ , possibilitando assim a elaboração do sistema de equações  $\mathbf{K}_j^k \mathbf{u}_j^k = \mathbf{f}_j^k$ , onde  $\mathbf{u}_j^k$  traduz o campo de deslocamentos desconhecido. Depois de ter o campo de deslocamentos definido, consegue-se obter o campo das deformações,  $\boldsymbol{\varepsilon}_j^k$ , e das tensões,  $\boldsymbol{\sigma}_j^k$ . Estes, por sua vez, podem ser utilizados para se determinar o SED (densidade de energia de deformação),  $\mathbf{U}_j^k$ , a tensão efetiva de von Mises,  $\bar{\sigma}_j^k$ , e as tensões e direções principais,  $\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{n})_j^k$  e  $\mathbf{n}_j^k$ , para cada ponto de interesse  $\mathbf{x}_I$ . Uma vez que este algoritmo permite ter em conta vários casos de carga,  $\mathbf{f}_j^k$ , ao mesmo tempo, o processo descrito até agora é repetido para cada caso de carga. Por último, os campos variáveis determinados para cada caso de carga são ponderados recorrendo à seguinte expressão:

$$\{\mathbf{u}_j, \boldsymbol{\varepsilon}_j, \boldsymbol{\sigma}_j, \boldsymbol{\sigma}(n)_j, \mathbf{n}_j, \bar{\boldsymbol{\sigma}}_j, \mathbf{U}_j\} \sum_{i=1}^l \frac{m^{(k)}\{\mathbf{u}_j, \boldsymbol{\varepsilon}_j, \boldsymbol{\sigma}_j, \boldsymbol{\sigma}(n)_j, \mathbf{n}_j, \bar{\boldsymbol{\sigma}}_j, \mathbf{U}_j\}}{\sum_{s=1}^l m^{(s)}} \quad \text{Equação 57}$$

O campo de variáveis ponderado final da etapa  $j$  é gerado por meio da sobreposição do número relevante de casos de carga discretos,  $l$ , ponderados segundo o número correspondente de ciclos de carga,  $m$ . O número de ciclos de carga corresponde ao número médio de vezes que uma carga estipulada decorre diariamente.

Cada análise mecânica é acompanhada pela remodelação do tecido ósseo. Portanto, os pontos de integração com valores de SED são selecionados pelo algoritmo e, de seguida, são submetidos ao processo de remodelação da densidade, ao contrário do que acontece com todos os outros pontos de interesse, que mantêm a densidade anterior.

$$\mathbf{U}(\mathbf{x}_I) \in [\mathbf{U}_{min}, \mathbf{U}_{min} + \boldsymbol{\kappa} \cdot \Delta \mathbf{U} \cup \mathbf{U}_{max} - \boldsymbol{\beta} \cdot \Delta \mathbf{U}, \mathbf{U}_{max}], \forall \mathbf{U}(\mathbf{x}_I) \in \mathbb{R} \quad \text{Equação 58}$$

onde,  $\mathbf{U}_{min} = \min(\mathbf{U})$ ,  $\mathbf{U}_{max} = \max(\mathbf{U})$  e  $\Delta \mathbf{U} = \mathbf{U}_{max} - \mathbf{U}_{min}$ , e  $\boldsymbol{\kappa}$  e  $\boldsymbol{\beta}$  traduzem as taxas de crescimento e decaimento da densidade aparente.

Considerando o campo das tensões efetivo ponderado, gerado através da Equação 57, cada um dos pontos de interesse escolhidos irão atualizar a densidade óssea aparente recorrendo à lei material escolhida, que neste caso é a lei fenomenológica proposta por Belinha [8].

A densidade aparente média do modelo é também calculada,

$$\rho_{app}^{med} = \frac{1}{Q} \sum_{I=1}^Q \rho_{app}(\mathbf{x}_I) \quad \text{Equação 59}$$

em que,  $Q$  simboliza o número total de pontos de integração e  $\rho_{app}(\mathbf{x}_I)$  a densidade aparente no ponto de integração.

O processo avança para o passo iterativo seguinte. Desta forma, na nova iteração, cada ponto de interesse com uma nova densidade aparente, vai ter as propriedades do material também atualizadas, respeitando a lei material de Belinha.

Seguidamente, a matriz de elasticidade constitutiva, estabelecida para cada ponto de interesse, é rotacionada tendo em consideração as direções principais obtidas na iteração anterior. Este procedimento possibilita alinhar iterativamente as propriedades do material com o caso de carga atualizado.

O processo interrompe quando a densidade aparente do modelo alcança a grandeza definida pelo utilizador tendo como premissa a observação clínica ou caso duas iterações consecutivas manifestem a mesma densidade aparente, isto é,  $\Delta \rho / \Delta t = 0$ .

Na Figura 17 é possível observar um esquema representativo do algoritmo de remodelação óssea que irá ser usado neste estudo.

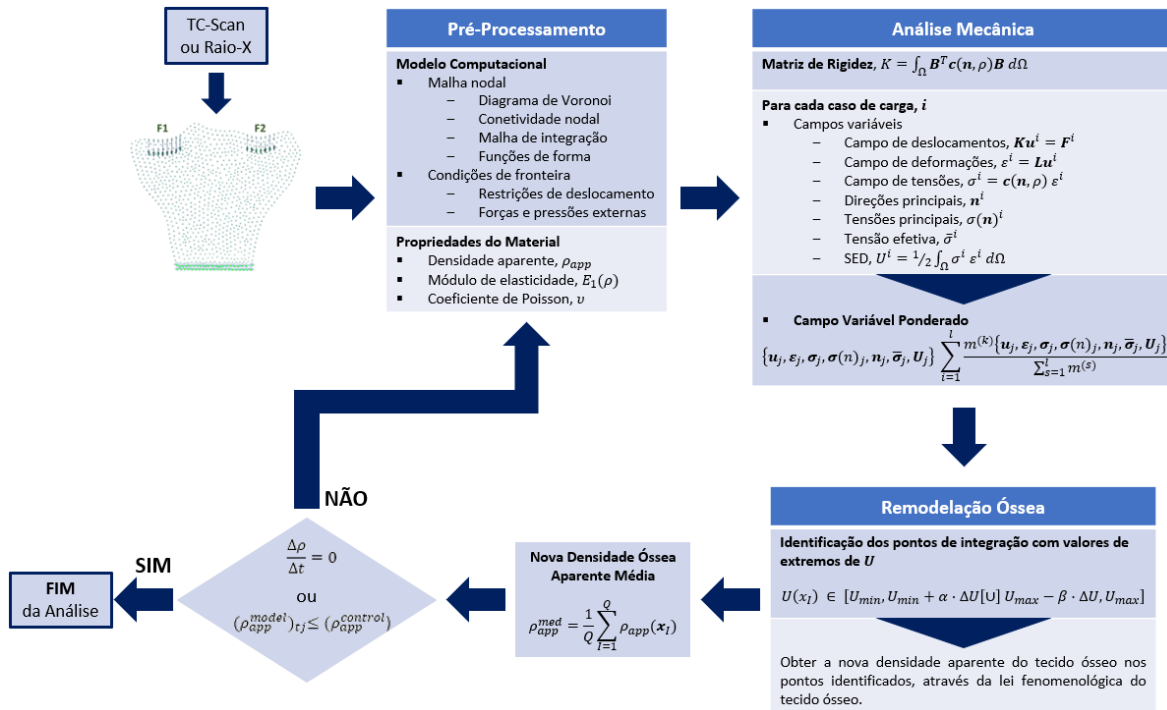


Figura 17 - Algoritmo da remodelação óssea. Adaptado de [45].

O desenvolvimento da arquitetura é demonstrado por meio de isomapas, nos quais o vermelho simboliza a densidade aparente máxima,  $\rho_{app} = 2,1 \text{ g/cm}^3$ , enquanto que o azul escuro traduz a densidade aparente mínima,  $\rho_{app} = 0,1 \text{ g/cm}^3$ . Todas as outras cores correspondem a densidades aparentes de transição.

A partir da malha nodal inicial, a qual discretiza o domínio do problema, e da malha de integração respectiva, é possível obter-se estes mapas. É ainda de notar que recorrendo a malhas mais densas, consegue-se um nível superior de definição destes isomapas [57].

Em suma, o algoritmo de remodelação apresentado é um modelo que tem por base a otimização de topologia para adaptação óssea, dado que somente uma pequena fração do material ósseo tem a respetiva densidade atualizada de cada vez. Através desta abordagem, a orientação das propriedades do material é continuamente otimizada. Ademais, neste algoritmo, o usuário pode escolher o método numérico, pois a precisão do algoritmo de remodelação está bastante dependente da precisão do método numérico utilizado [8], [98], [99].

## 5. ESTADO DA ARTE

Neste capítulo, será feita uma análise do estado da arte relativo à aplicação dos métodos numéricos MEF e Métodos sem malha, no âmbito da biomecânica, com mais destaque nos implantes da articulação do joelho.

### 5.1. Método dos Elementos Finitos

O método dos elementos finitos diz respeito a um método numérico que se utiliza com o intuito de obter soluções aproximadas de problemas complexos de engenharia. No início dos anos 1960 começou-se a recorrer ao MEF a fim de solucionar problemas estruturais na indústria aeroespacial. Os bons resultados obtidos nesta área, levaram à aplicação destes métodos noutros domínios [100], [101].

A aplicação da técnica computacional de análise de tensões estruturais avançada, denominada por MEF, no âmbito da engenharia biomédica deu-se a partir de 1972, com Brekelmans et al. [102] e Rybicki et al. [103] a revelarem os primeiros estudos no contexto da biomecânica ortopédica, nos quais efetuaram análises lineares elásticas de estruturas isotrópicas 2D em ossos de seres humanos, tais como o fémur [19], [104], [105].

Poucos anos mais tarde, apareceram os primeiros modelos 3D no âmbito da biomecânica, mas rapidamente se concluiu que questões relacionadas com a manuseamento, interpretação e representação de dados, associadas com um reduzido poder computacional, foram um obstáculo à aquisição de conclusões mais favoráveis. Já na década seguinte, Rohlmann et al. [106], tendo por base o trabalho realizado por Brekelmans et al. [102] (Figura 18 (a)), gerou uma malha 3D (Figura 18 (b)), alcançando assim um modelo com uma complexidade superior e em três dimensões. A criação deste novo modelo deve-se fundamentalmente à incorporação da Tomografia Computorizada (TC) como técnica de obtenção do modelo geométrico e determinação dos vários materiais, por comparação com o grau de intensidade da escala de cinza [106]–[108].

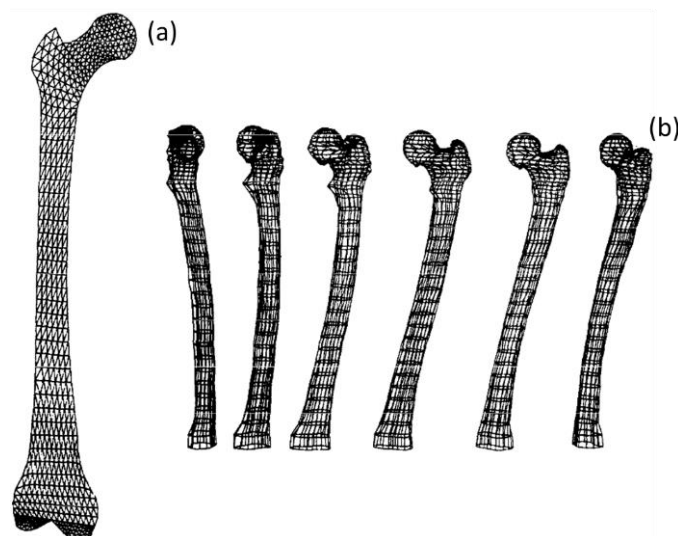


Figura 18 - Elementos da malha do fémur humano; a) malha 2D de elementos triangulares, uma das primeiras aplicações do MEF na biomecânica ortopédica (Brekelmans et al., 1972 [102]); b) malha 3D de elementos de 8 nós isoparamétricos hexaedricos (Rohlmann et al., 1982 [106]) [105].

Com o avançar dos anos, o método dos elementos finitos foi tão bem conseguido que, nos dias de hoje é tido como uma das melhores técnicas a aplicar em problemas práticos, de modo a gerar uma solução

eficiente. Para mais, esta metodologia tornou-se numa área de investigação ativa não só na engenharia, como também na matemática aplicada [100].

Nos dias de hoje, a análise de elementos finitos tem sido vastamente aplicada na investigação, referente à tensão presente nos ossos, assim como os procedimentos de remodelação óssea. Este estudo tem o propósito de experimentar e aprimorar designs de articulações artificiais e dispositivos de fixação de fraturas, bem como para analisar o comportamento mecânico dos tecidos [105].

A compreensão da remodelação óssea, da ponderação do risco de fratura, tal como da idealização da fixação da fratura, tem por base a análise de tensão dos ossos recorrendo ao método dos elementos finitos [109].

Chand et al. [110] investigou como a tensão entre os osso que constituem a articulação do joelho variava, recorrendo ao *software* FEM NASTRAN, uma grande inovação criada pela NASA no final da década de 60 [109].

Anos mais tarde, Basu et al. [111] a partir de uma tomografia computadorizada gerou a geometria de um fémur humano adulto. Posteriormente, estudou as tensões presentes neste mesmo osso e concluiu que existe uma menor probabilidade de se verificarem fraturas nesta região do que em articulações, dado que nestas últimas há uma distribuição irregular de tensões.

Já neste século, Bessho et al. [112] utilizando o MEF e modelos 3D fundamentados numa CT, examinou a força, assim como a deformação da superfície de um fémur proximal.

Anos depois, Anderson et al. [113] analisaram os valores de tensões na cartilagem da anca e reconheceram o material constituinte do osso como rígido.

Mais à frente e aplicando também o MEF, as consequências resultantes da taxa de deformação no osso cortical foram investigadas por Ural et al. [114], da mesma forma que Basafa et al. [115] investigou a força e a rigidez de um fémur.

No ano de 2014 Sherekar et al. [116] fazendo também uso deste método analisaram a reação de uma clavícula humana aquando de uma colisão.

### 5.1.1. Método dos Elementos Finitos e a Articulação do Joelho

A artroplastia total do joelho é considerada uma das intervenções cirúrgicas mais frequentes em toda a medicina. Desde o seu começo, os métodos cirúrgicos de ATJ e os *designs* dos implantes foram sendo aperfeiçoados, de forma a ampliar a longevidade do mesmo. Contudo, as características e propriedades ideais, as quais reduzem o *stress shielding*, ainda têm de ser definidas.

Yueh et al. [117] desenvolveu um estudo que tinha como finalidade avaliar como as especificações do *design* do implante, abrangendo o modo de fixação, geometria da haste tibial, rigidez do cimento e interface de fricção osso-implante influenciam o *stress shielding* dentro da tibia e estabelecer a associação ideal que reduz esse efeito. Recorreram a uma tomografia computadorizada de uma tibia com o intuito de simular diversas configurações da haste tibial para uma análise de elementos finitos. Concluíram que hastes curtas e totalmente cimentadas, hastes cimentadas híbridas de alta rigidez, baixa rigidez para hastes totalmente cimentadas, assim como uma interface de fricção deslizante são as melhores opções.

Por sua vez, Filip et al. [45] examinou as vantagens do uso de uma extensão tibial na operação primária de ATJ. Este estudo deve-se ao facto de não ser usual recorrer-se à utilização de uma extensão numa ATJ primária, a qual proporciona estabilidade suficiente e uma boa sobrevida a longo prazo. Surge então a dúvida de qual situação carece do uso de um implante de configuração padrão (sem haste) e qual situação necessita do uso da extensão. Posto isto, este grupo de investigadores, recorrendo ao método

dos elementos finitos, criou um modelo virtual do osso tibial, o qual foi conectado ao do implante protético, com e sem haste, e analisou o seu comportamento durante tensões estáticas e dinâmicas, quer na situação em que o osso possuía propriedades físicas normais, como no caso em que o osso possuía propriedades físicas diminuídas. As conclusões retiradas desta investigação foram que, se o osso é saudável e tem propriedades estruturais adequadas, não é necessário usar a extensão tibial na operação primária. Caso contrário, é essencial o uso de uma extensão tibial na operação primária, aumentando a estabilidade, fixação e vida útil do implante.

Completo et al. [118] demonstrou a prevalência de *stress shielding* em hastes mais longas através de um modelo de elementos finitos, porém limitou o estudo a uma fixação híbrida e a condições de carga simplificadas. A Figura 19 compara os resultados do *stress shielding* nas regiões medial e posterior entre uma haste de 50 mm e outra de 110 mm. Os resultados gerados suportam que as hastes curtas produzem um efeito menor no osso relativamente à haste longa em termos de *stress shielding* e concentração de tensão na região da ponta. Nenhuma diferença significativa foi detetada entre hastes de Co-Cr e de titânio. Neste tudo concluiu-se também que na região da ponta da haste, a concentração de tensões chega a atingir valores 4,5 vezes maiores na haste curta e 7 vezes maiores na haste longa, relativamente à tibia intacta. Um novo conceito de haste longa com ponta distal polimérica (isto é, um material flexível) diminui a magnitude das tensões na extremidade da haste e, por consequência, teoricamente pode contribuir para amenizar a dor.

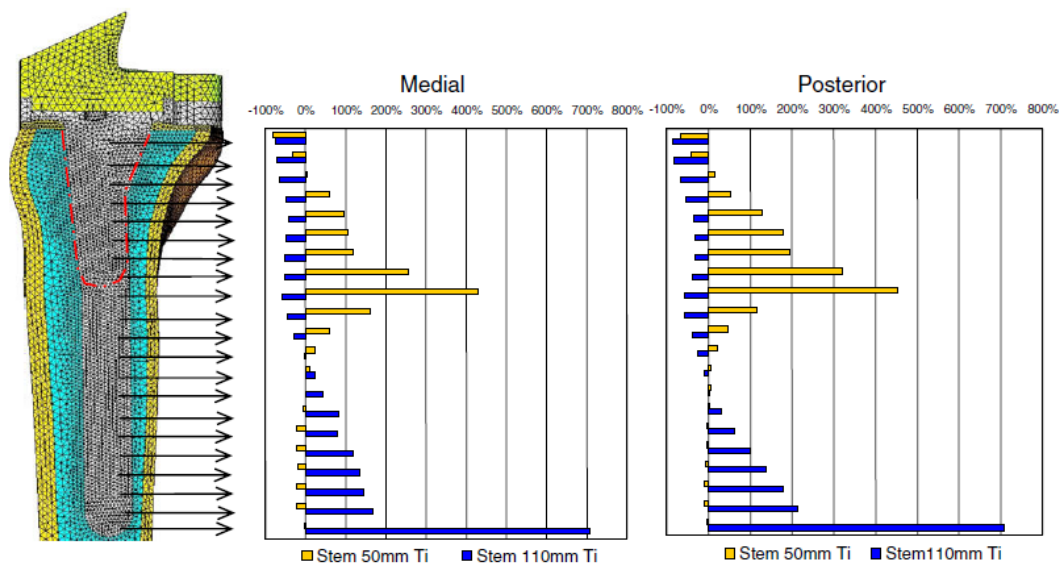


Figura 19 - Comparação entre a proteção contra o stress shielding entre uma haste curta (50 mm) e uma haste longa (110 mm) na região medial e posterior [118].

Outro estudo conduzido por Bautista [119] analisou a influência da geometria da haste tibial no *stress shielding* na tibia após uma ATJ. Foram usados modelos de elementos finitos para analisar os resultados da modificação de geometrias protéticas. Os mesmos modelos foram limitados a uma fixação total de cimento e três comprimentos de haste que atingiram no máximo 75 mm. Da mesma forma que o trabalho referido anteriormente, Bautista [119] também teve em consideração as tensões nas regiões medial e posterior, dado que apresentavam o maior nível de tensões. De acordo com os resultados, o *stress shielding* foi superior nas hastes mais longas. Contudo, verificou-se pouca ou nenhuma concentração de tensões na ponta da haste de qualquer modelo. Concluiu-se, portanto, que o *stress shielding* é diretamente proporcional à quantidade de material presente na tibia, o que explica por que razão as hastes mais longas apresentam maior *stress shielding* quando comparadas com hastes mais curtas.

A substituição protésica personalizada é uma técnica usual de reconstrução de membros após a cirurgia de tumores ósseos. Um implante para a articulação do joelho concebido sob medida foi recuperado após fratura da haste tibial. A fratura da haste foi relacionada com a presença de algum desalinhamento entre o eixo do fêmur e o da haste femoral, o que poderia levar a uma concentração de tensões no componente tibial e porventura levar à fratura. Para verificar esta teoria, Pang et al. [120], através de uma análise de elementos finitos, investigou a influência de vários graus de inclinação ( $6^\circ$  para frente,  $0^\circ$  e  $6^\circ$  para trás) da haste no plano sagital na distribuição de tensão dentro do componente tibial. Os resultados evidenciaram que o desalinhamento dos componentes femorais no plano sagital tem grande influência na distribuição de tensões do componente tibial.

Totoribe et al. [121] estudaram os efeitos do enxerto ósseo no micromovimento relativo do implante tibial e nas tensões entre o implante tibial e o osso adjacente no pós-operatório imediato. Para tal, desenvolveram modelos de implantes tibiais, recorrendo a um método não linear, tridimensional e de elementos finitos. Os resultados obtidos permitiram concluir que a prevenção de grandes enxertos de osso mole e o uso de enxerto de osso duro reduzem efetivamente o micromovimento e o *stress* indevido na área adjacente.

Recentemente, muita atenção científica foi direcionada para a otimização pré-clínica de cirurgias personalizadas de substituição total do joelho, por meio da modelação computacional, e com a finalidade de minimizar os efeitos adversos pós-operatórios. Contudo, o processo longo e complexo de criação de um modelo de elementos finitos específico para cada indivíduo representa um obstáculo. Para colmatar este problema, Loi et al. [53] desenvolveram uma *framework* semiautomática para conceber modelos de elementos finitos de substituição total do joelho específicos para cada indivíduo, que podem ser usados para estudar padrões de locomoção e analisar a dinâmica do joelho. Na globalidade, os modelos gerados podem ser utilizados para melhorar e personalizar a cirurgia, estudando os melhores parâmetros cirúrgicos de forma simulada antes da cirurgia real.

### 5.1.2. Método dos Elementos Finitos no estudo da Remodelação Óssea

Por vezes não é viável prever a perda óssea a longo prazo à volta de implantes utilizando técnicas clínicas, sendo assim, essencial elaborar modelos matemáticos.

Estas expressões matemáticas são assim incluídas num algoritmo empregando o método dos elementos finitos, com o intuito de antever e replicar as alterações nas estruturas ósseas. A análise numérica é realizada de forma iterativa, no sentido em que o sinal de remodelação é demonstrado pela tensão ou densidade da energia de deformação (SED), por elemento em cada iteração. Posteriormente, a regra de remodelação óssea define as alterações de forma ou de densidade [57].

Brown et al. [122] divulgaram um estudo, o qual compararam diversos estímulos mecânicos gerados no osso, depois de um carregamento não fisiológico e apuraram que a tensão principal de tração, a densidade de energia de deformação ou a tensão de corte são os estímulos mais plausíveis para instigar o processo de remodelação óssea.

Beaupré et al. [123] estendeu os modelos já propostos, e recorrendo à implementação de um algoritmo utilizando o MEF, impôs vários casos de carga a uma parte proximal do fêmur, alcançando resultados muito idênticos aos que Carter et al. [124] obtiveram. Determinou ainda que quando se varia o carregamento mecânico, a resposta do tecido ósseo também varia.

Muitos autores publicaram pesquisas acerca da associação do MEF com o algoritmo de remodelação para a análise da distribuição da densidade óssea à volta dos implantes. Anteriormente, os modelos geométricos utilizados para reproduzir a remodelação óssea em redor de um implante eram

bidimensionais e simétricos. A simulação com modelos tridimensionais foi realizada a primeira vez por Rietbergen et al. [125], no qual replicaram a remodelação óssea interna e externa.

As próteses de joelho usadas na atualidade necessitam de soluções de *design* adequadas. A perda óssea da tíbia graças ao componente tibial é uma das preocupações no que diz respeito ao êxito da prótese. Assim, Robalo [126] desenvolveu um trabalho que tinha por objetivo a avaliação da remodelação óssea na tíbia após uma artroplastia total do joelho. Criou-se um modelo tridimensional da tíbia com base em imagens de TC e realizou-se a modelagem geométrica dos componentes tibiais, assim como sua discretização em elementos finitos. A lei da remodelação óssea foi derivada de um problema de otimização topológica, onde o osso se auto adapta, de modo a alcançar a estrutura mais rígida, sendo a massa óssea total controlada pelo custo metabólico associado à manutenção óssea. Mediante a aplicação do MEF juntamente com o modelo de remodelação óssea desenvolvido no IST, avaliou-se a condição fisiológica do osso, como também o seu comportamento em cenários cirúrgicos distintos. Assim sendo e com base nos resultados obtidos neste estudo, foi possível concluir que a distribuição das densidades ósseas à volta do componente tibial deriva da configuração da haste e do método de fixação. O recurso a hastes longas provoca *stress shielding*, conduzindo a uma redução drástica da densidade óssea. Verificou-se ainda uma elevada concentração de tensões próximo à ponta distal da haste, com conseqüente hipertrofia óssea na região da ponta. Para hastes curtas constatou-se uma tendência de manutenção do processo de remodelação óssea do osso hospedeiro próximo ao fisiológico [126].

## 5.2. Métodos sem Malha

Os métodos sem malha apresentam inúmeros prós relativamente ao método dos elementos finitos, como o facto de facilitar o manuseamento de distorções significativas de materiais moles, isto é, músculos, órgãos internos, pele, entre outros. Uma outra vantagem passa por possibilitar a simulação do fluxo de fluídos corporais como hemodinâmica, deglutição ou respiração. Por fim, esta metodologia é também muito usada na antevisão da técnica de remodelação de tecidos biológicos e na rutura de determinados biomateriais [8], [87].

Diversas pesquisas demonstraram que a associação destes métodos com metodologias TC ou RM possuem uma maior eficiência quando comparado com o MEF [127], [128].

O surgimento e desenvolvimento de uma nova família de métodos numéricos, os Métodos Sem Malha (MSM), deu-se nos últimos anos. Nayroles et al. [129] demonstrou um método numérico inovador nomeado de *Diffuse Element Method* (DEM), o qual colmatava certas limitações do já muito conhecido Método dos Elementos Finitos e era considerado uma generalização do mesmo.

Lucy [130] e Gingold e Monaghan [131] idealizaram um dos primeiros métodos, o *Smooth Particle Hydrodynamics* (SPH), o qual foi empregue na mecânica dos sólidos [92], [132]. Mais tarde, surgiu um novo método, *Element Free Galerkin Method* (EFGM), que colmatava certas falhas da metodologia anterior [133].

Em 2010, Doweidar et al. [134] aplicaram o método NEM, de modo a reproduzir o ligamento colateral humano e a articulação do joelho. Os resultados gerados demonstraram que esta técnica apresenta mais benefícios relativamente ao método dos elementos finitos [134].

Quatro anos mais tarde, Zhang et al. [135] utilizaram o EFGM com o intuito de simular a resposta do tecido cerebral. Concluiu-se que esta técnica exhibe uma elevada aptidão para manusear materiais hiperelásticos não lineares.

Mais à frente, novos métodos sem malha foram emergindo, tais como o *Meshless Local Petrov-Galerkin Method* (MLPG), o *Reproducing Kernel Particle Method* (RKPM), o *Finite Point Method* (FPM) e o *Radial Basis Function Method* (RBFM). Contudo, nenhum destes métodos referidos possui a propriedade delta de

Kronecker nas funções de aproximação, o que torna bastante complexo a imposição de condições de fronteira essenciais e naturais [136].

De forma a ultrapassar esta adversidade, apareceram outros métodos de interpolação sem malha: *Radial Point Interpolation Method* (RPIM), *Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method* (NNRPIM), *Point Interpolation Method* (PIM), *Natural Neighbour Finite Element Method* (NNFEM) e o *Natural Element Method* (NEM) [87].

Posto isto, é possível afirmar que os Métodos sem Malha são considerados, nos dias de hoje, uma excelente opção nas áreas de engenharia, como análise estrutural, transferência de calor, análise de fluxo de fluido, mecânica de sólidos, problemas de deformação, simulações biomecânicas, entre outras [137], [138].

Um dos primeiros estudos relativos a estruturas ósseas aplicando os métodos sem malha, o RKPM, foi concebido por Liew et al. [139]. Recorrendo a um modelo de osso femoral, os autores procederam à realização de uma análise de tensão simples. No entanto, certas inconsistências foram detetadas, nomeadamente a complexidade em manobrar limites não convexos, assim como descontinuidades do material na estrutura óssea.

Utilizou-se também os métodos sem malha para análise do tecido ósseo. Taddei et al. [140] apresentou uma previsão de possíveis deformações de ossos longos, mais especificamente o fémur, enquanto que Lee et al. [141] recorreu a imagens de TC do tecido ósseo trabecular do pescoço femoral para criar um modelo geométrico sem malha.

Lee et al. [141] e Taddei et al. [140] serviram-se também dos métodos sem malha estudar o tecido ósseo. Criaram um modelo geométrico sem malha, com base em imagens de TC do tecido ósseo trabecular do pescoço femoral. De modo a prever a osteoporose, o caso de fratura do osso trabecular ao nível da microescala é modelado e simulado.

Há pouco tempo atrás, foi elaborado um novo algoritmo de remodelação do tecido ósseo empregando a precisão deste método. Inicialmente, realizou-se uma análise em microescala, recorrendo ao procedimento de remodelação. Posteriormente, efetuou-se então uma análise em macroescala de estruturas ósseas inteiras, tal como o osso calcâneo, o fémur, o maxilar e a mandíbula [87].

O NNRPIM já foi também utilizado em aplicações mais complexas, assim como a não linearidade do material e a análise de grande deformação. Subsequentemente deu-se um avanço do NNRPIM, originando um método mais eficiente e preciso, o “*Natural Radial Element Method*” (NREM) [87].

## 6. TRABALHO PRÁTICO

Primeiramente é apresentado uma breve contextualização aos *softwares* que foram usados na parte prática deste trabalho. Durante esta secção, é realizado um estudo preliminar, com um modelo de uma tibia, o qual teve como finalidade desenvolver as competências na manipulação destas ferramentas, enquanto se gera um modelo de comparação.

### 6.1. 3D Slicer

O 3D Slicer é um *software* que tem como objetivo a visualização e análise de conjuntos de dados de computação de imagens médicas. Estes conjuntos de dados geralmente usados são suportados, como imagens, segmentações, superfícies, anotações, transformações, entre outras e em 2D e 3D. A visualização está disponível na área de trabalho e na realidade virtual. Já a análise abrange segmentação, registo e diversas quantificações.

Deste modo, através do 3D Slicer e da sua capacidade para importar dados de imagens médicas em formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), é possível converter imagens num modelo 3D. Este é depois tratado e segmentado, gerando assim um modelo muito aproximado à geometria real [142].

### 6.2. FEMAP

O FEMAP (*Finite Element Modeling And Postprocessing*) consiste num *software* de análise, fundamentalmente empregue na preparação de modelos de elementos finitos em circunstâncias complexas na engenharia. Este programa oferece ferramentas CAD de importação e modelação com o intuito de construir um modelo de elementos finitos, assim como ferramentas de pós-processamento que possibilitam a análise e compreensão de resultados da análise. Depois de criar a malha de elementos 1D, 2D e 3D no modelo, pode-se estabelecer as condições de fronteira, recorrendo ao mesmo *software* [143].

### 6.3. FEMAS

O FEMAS (*Finite Element Meshless Method Analysis Software*) é um software académico, desenvolvido pelo professor Jorge Belinha (cmech.webs.com). É um código implementado no *software* comercial MATLAB, o qual por meio de uma interface gráfica de utilizador (GUI) possibilita a construção de modelos numéricos e a análise de vários problemas da mecânica computacional, recorrendo ao método dos elementos finitos ou aos métodos sem malha (RPIM e NNRPIM).

Este software tem a capacidade de realizar as seguintes análises: *Linear- Elasto-static, Nonlinear- Elasto-plastic, Bone remodelling, Free vibrations, Buckling, Static fluid flow, Steady heat transfer* e *Brittle fracture*.

O *software* em questão permite analisar problemas 2D e 3D, valendo-se para isso da teoria de estado plano de tensão ou deformação e da teoria clássica de deformação tridimensional, respetivamente. Para mais está habilitado para realizar simulações com materiais de natureza isotrópica e anisotrópica, como também, a construção autónoma de modelos numéricos. Posto isto, possibilita que o utilizador controle a discretização nodal, a disposição do material e a localização e tipo das condições de contorno essencial e natural. Complementarmente, as malhas de elementos geradas em *softwares* comerciais externos, podem depois ser importadas para o FEMAS.

## 6.4. Autodesk Fusion 360

O Autodesk Fusion 360 é um *software* de design, engenharia, eletrônica e manufatura. Conecta todo o seu processo de desenvolvimento de um produto num só software baseado numa nuvem com CAD 3D integrado, CAM, CAE e PCB.

O *software* Fusion 360 da Autodesk oferece ferramentas inovadoras de forma a estabelecer uma conexão entre o design digital, a engenharia e o *software* de CAM. Assim, não só é possível conceber conceitos de design até ao último pormenor, como também testar o projeto, executar simulações e criar animações para otimizar a qualidade do design do produto [144].

## 6.5. Trabalho Prático Preliminar

Inicialmente foi realizado um estudo preliminar, a partir de uma tomografia computadorizada, com dois propósitos fundamentais: desenvolver as competências computacionais cruciais referentes aos *softwares* de processamento de imagem médica e análise biomecânica, tornando eficaz a sua utilização e, por fim, a familiarização com a área da simulação, tendo em consideração as condições de fronteira aplicadas, as cargas empregues e o método numérico usado.

Neste estudo preliminar efetuou-se uma análise biomecânica da tíbia, sob ação de cargas funcionais.

Com base nos dados fornecidos por uma TC no formato DICOM, de um voluntário de 50 anos, realizou-se a segmentação da tíbia, recorrendo ao *software* 3D Slicer (Figura 20) [145]. Esta tíbia segmentada servirá, posteriormente, de suporte para a construção do implante, aumentando o rigor do mesmo.

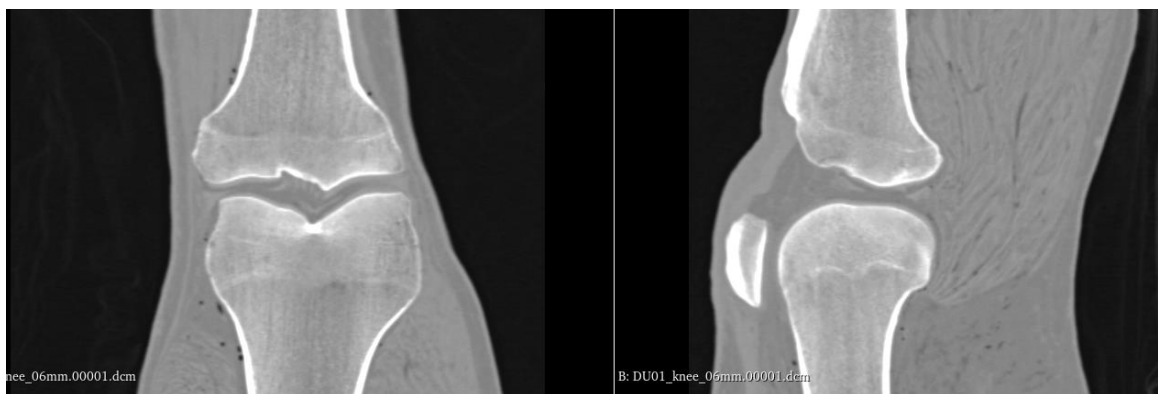


Figura 20 - Tomografia computadorizada da articulação do joelho utilizada.

De seguida, importou-se o modelo criado para o FEMAP e procedeu-se à criação da malha de elementos tetraédricos de 4 nós. O passo seguinte consistiu na definição de um só material (osso cortical).

A articulação do joelho está sujeita a cargas que variam significativamente com a atividade que o indivíduo realiza. As cargas aplicadas no modelo tiveram em conta um outro estudo, o qual analisou a marcha de um indivíduo. Na Figura 21 estão representadas as forças de compressão longitudinal do joelho ao longo de todo o ciclo da marcha, em três momentos diferentes. Concluiu-se que o pico de força médio foi de 1645 N [77]. Segundo a literatura, a força axial é considerada o ponto primário de avaliação da resposta do modelo, visto que foi anteriormente determinada como um indicador de risco de lesão. Desta forma, constatou-se que a carga axial era de 987 N e 658 N para as plataformas medial e lateral da tíbia, respetivamente, uma vez que a relação de carga entre as plataformas medial e lateral é de 60%:40% [77], [146]. É de realçar que as cargas aplicadas não têm em consideração as forças dos ligamentos, músculos e tendões.

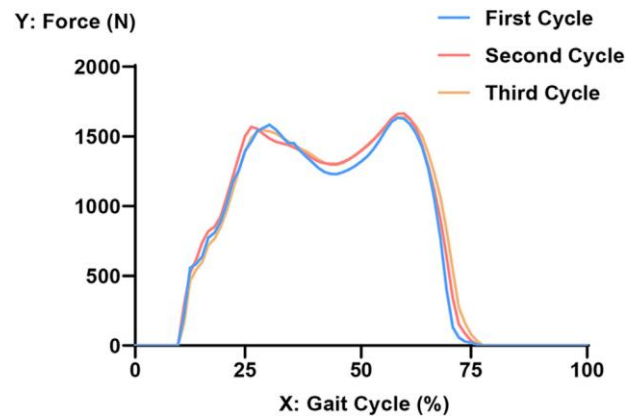


Figura 21 - Força de compressão longitudinal no joelho direito ao longo de três ciclos de marcha. O eixo x diz respeito ao processo de todo um ciclo de marcha. A valor 0 no eixo y traduz o momento em que somente o pé esquerdo está em contacto com o solo. O pico de força acontece em cerca de 60% do ciclo de marcha [77].

Depois foi necessário impor as condições de fronteira essenciais. A tibia é mantida em equilíbrio pelos tecidos envolventes e por outros ossos dos membros inferiores. A dificuldade da representação deste sistema num modelo de elementos finitos faz com que se realizem simplificações no que toca a condições de fronteira. Com o objetivo de assemelhar-se o mais possível à realidade, fixou-se a parte distal da tibia, impossibilitando o seu movimento em qualquer direção.

O modelo geométrico final apresenta 2083 nós e 9522 elementos (Figura 22 (a)). Na Figura 22 (b), é possível observar as condições de fronteira naturais e essenciais impostas ao modelo.

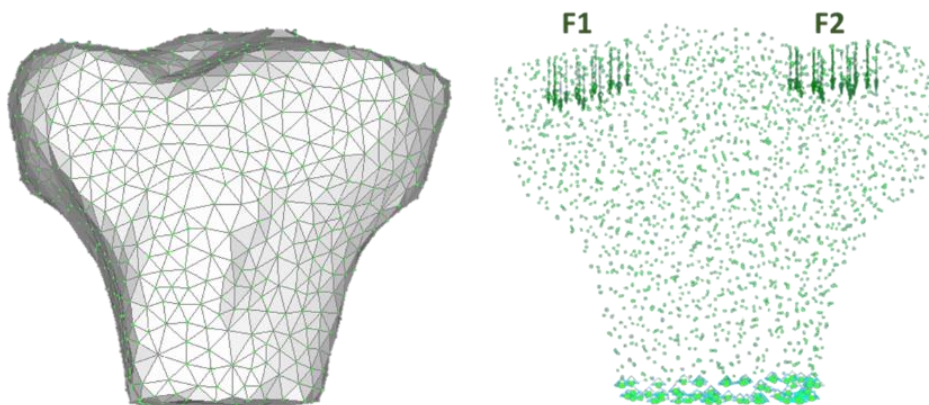


Figura 22 - (a) Malha de elementos. (b) Condições de fronteira essenciais e naturais impostas.

O modelo final foi então importado para o *software* de análise numérica anteriormente detalhado, o FEMAS. Já neste programa, o primeiro passo foi definir o material como um sólido isotrópico. De seguida, estabeleceu-se as propriedades mecânicas do material. O osso cortical saudável apresenta um módulo de elasticidade de 17 GPa, contudo neste trabalho fez-se variar esta propriedade (Tabela 3), de modo a verificar o impacto desta alteração na distribuição da tensão efetiva de von Mises, bem como no campo de deslocamentos. O coeficiente de Poisson manteve-se sempre constante.

Tabela 3 - Propriedades mecânicas do material que constitui os modelos.

Modelo	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
1	5	0,33
2 (Osso Cortical Saudável)	17	

A seguir podem encontrar-se os resultados qualitativos e quantitativos alcançados através da simulação, concebida no FEMAS, utilizando o MEF e o Método sem Malha (RPIM).

### 6.5.1. Análise MEF e RPIM

Em primeiro lugar, podemos observar na figura seguinte o mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises ao longo da tíbia, o qual não sofreu qualquer variação com a alteração do módulo de elasticidade. O mapa de cores gerado através dos dois métodos é bastante semelhante.

A nível de resultados quantitativos, analisou-se também a evolução da distribuição da tensão efetiva de von Mises ao longo de uma linha de nós. Selecionou-se então alguns destes pontos (Figura 23) e recolheu-se o valor da tensão nestes determinados pontos, recorrendo a simulações com o MEF e com o RPIM.

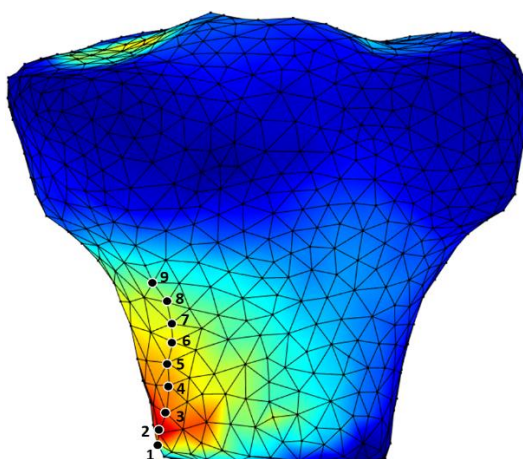


Figura 23 - Representação dos pontos de interesse selecionados para o estudo da tensão efetiva de von Mises experimentalada pelo osso.

Registou-se os respetivos valores da tensão nestes pontos na Tabela 4.

Tabela 4 - Distribuição da tensão efetiva de von Mises no osso, nos pontos selecionados.

Método utilizado	Módulo de Elasticidade	$\sigma_{ef}$ (MPa)								
		1	2	3	4	5	6	7	8	9
FEM	5 GPa	2,9334	5,0705	3,9212	3,7097	3,4594	3,2614	3,0217	2,7987	2,3624
	17 GPa	2,9334	5,0705	3,9212	3,7097	3,4594	3,2614	3,0217	2,7987	2,3624
	25 GPa	2,9334	5,0705	3,9212	3,7097	3,4594	3,2614	3,0217	2,7987	2,3624
RPIM	5 GPa	2,9571	3,7781	4,7880	4,5858	3,7412	3,6929	2,9158	2,8969	2,6833
	17 GPa	2,9571	3,7781	4,7880	4,5858	3,7412	3,6929	2,9158	2,8969	2,6833
	25 GPa	2,9571	3,7781	4,7880	4,5858	3,7412	3,6929	2,9158	2,8969	2,6833

A partir destes resultados obtidos é possível verificar que o valor da tensão nunca se altera, independentemente do ponto selecionado, o que leva a concluir que a tensão efetiva de von Mises, quando o material é homogéneo, não depende do módulo de elasticidade do mesmo.

Posto isto e com base nos dados da Tabela 4 construiu-se o gráfico da Figura 24 de forma a se poder visualizar melhor a variação das tensões entre pontos.

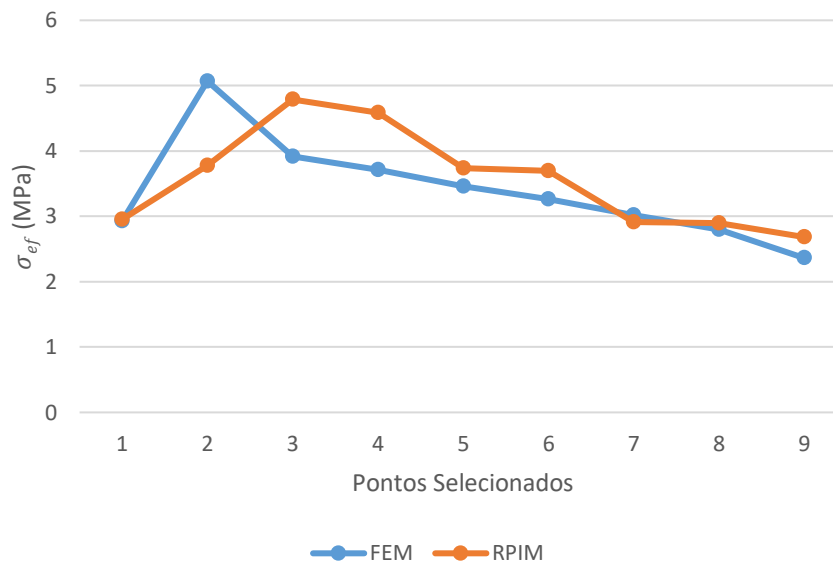


Figura 24 - Variação da tensão efetiva de von Mises ao longo dos pontos seleccionados (através dos métodos MEF e RPIM).

Constatou-se assim que, nos pontos seleccionados, o valor máximo de tensão para o MEF encontra-se no ponto 2, enquanto que para o RPIM encontra-se no ponto 3. Este fenómeno deve-se ao facto de o valor do campo de tensões ser um campo que foi extrapolado para os nós, isso significa que o valor da tensão está a ser suavizado nos nós. Aumentando o número de nós da malha, este efeito vai-se diluindo e a tensão máxima começa a aproximar-se da base de encastramento.

À exceção do caso suprarreferido, os resultados obtidos pouco variam entre ambos os métodos.

De seguida, efetuou-se o mesmo processo, mas para analisar o campo de deslocamentos experimentado pelo osso. Na Figura 25 pode observar-se três mapas de cores, um para cada modelo. Relativamente aos dois métodos utilizados, os resultados foram bastante semelhantes e, por esse motivo, apresenta-se abaixo apenas uma representação para cada modelo.

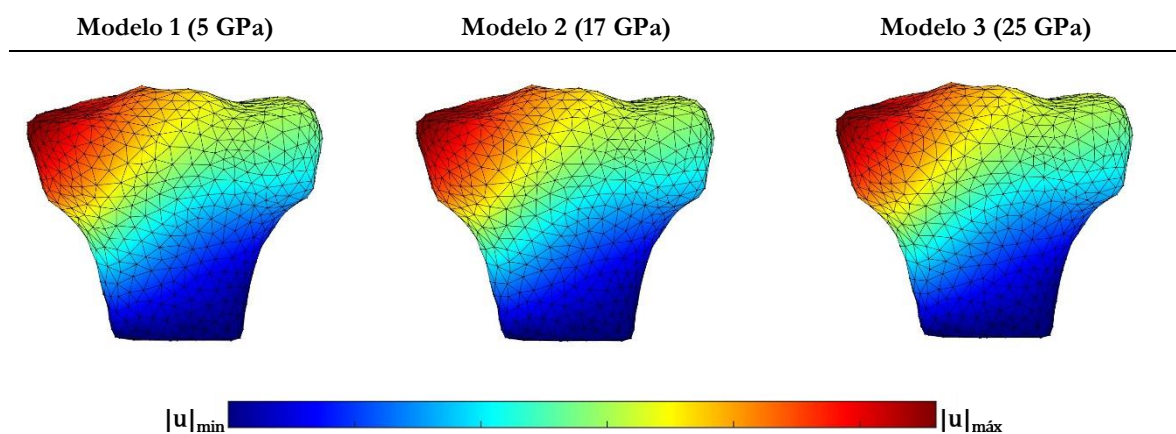


Figura 25 - Mapa de cores do campo de deslocamentos ao longo da tíbia para os diferentes módulos de elasticidade. Para o modelo 1, o  $|u|_{\max}$  corresponde a 0,05 mm, para o modelo 2 corresponde a 0,016 mm e para o último modelo a 0,01 mm. Para os três modelos o  $|u|_{\min}$  é 0 mm.

Passou-se então para a análise quantitativa dos resultados. Desta vez selecionou-se apenas dois pontos, um em cada topo da tíbia. Na Figura 26 é possível observar os pontos escolhidos para este processo.

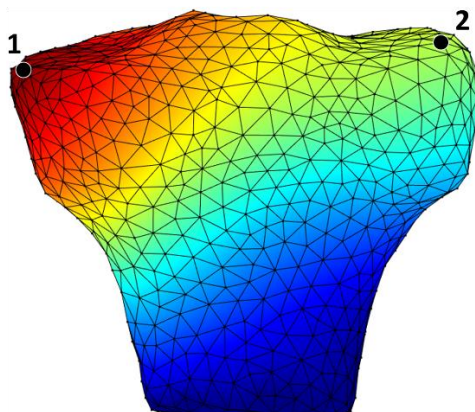


Figura 26 - Representação dos pontos de interesse selecionados para o estudo do campo de deslocamentos experimentado pelo osso.

Posteriormente, recolheu-se o valor das componentes do vetor deslocamento nestes determinados pontos, recorrendo a simulações com o MEF e com o RPIM.

Na Tabela 5 encontram-se registados os valores de cada componente em cada um destes pontos e nos gráficos da Figura 27 e Figura 28 é possível observar como varia o valor do campo dos deslocamentos nos pontos 1 e 2, consoante o módulo de elasticidade selecionado para o osso.

Tabela 5 - Distribuição do campo do deslocamento no osso, nos pontos selecionados.

Método	Módulo de Elasticidade	Pontos	$u_x$ (mm)	$u_y$ (mm)	$u_z$ (mm)	$ u $ (mm)
FEM	5 GPa	1	-0,0281	-0,0158	-0,0451	0,0555
		2	-0,0241	-0,0193	-0,0035	0,0310
	17 GPa	1	-0,0082	-0,0046	-0,0132	0,0163
		2	-0,0070	-0,0056	-0,0010	0,0091
	25 GPa	1	-0,0056	-0,0031	-0,0090	0,0111
		2	-0,0048	-0,0038	-0,0007	0,0062
RPIM	5 GPa	1	-0,0286	-0,0161	-0,0471	0,0575
		2	-0,0246	-0,0203	-0,0040	0,0322
	17 GPa	1	-0,0084	-0,0047	-0,0138	0,0169
		2	-0,0072	-0,0059	-0,0011	0,0094
	25 GPa	1	-0,0057	-0,0032	-0,0094	0,0115
		2	-0,0049	-0,0040	-0,0008	0,0064

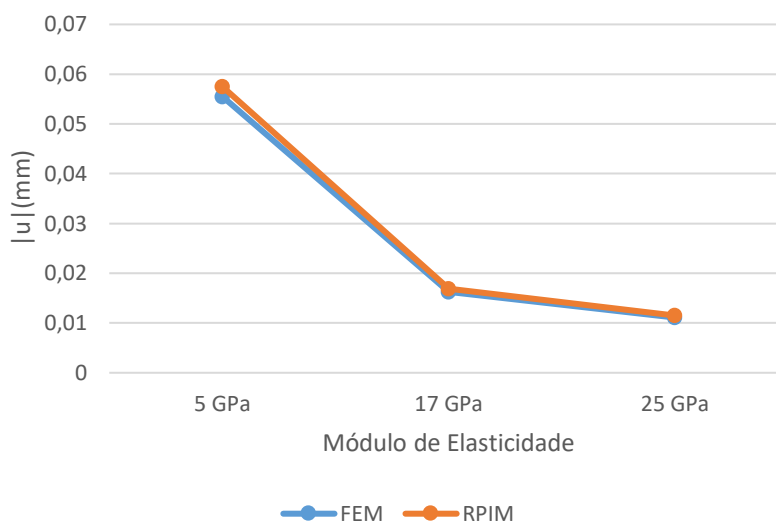


Figura 27 - Variação do valor do campo dos deslocamentos no ponto 1, consoante o módulo de elasticidade do osso (através dos métodos MEF e RPIM).

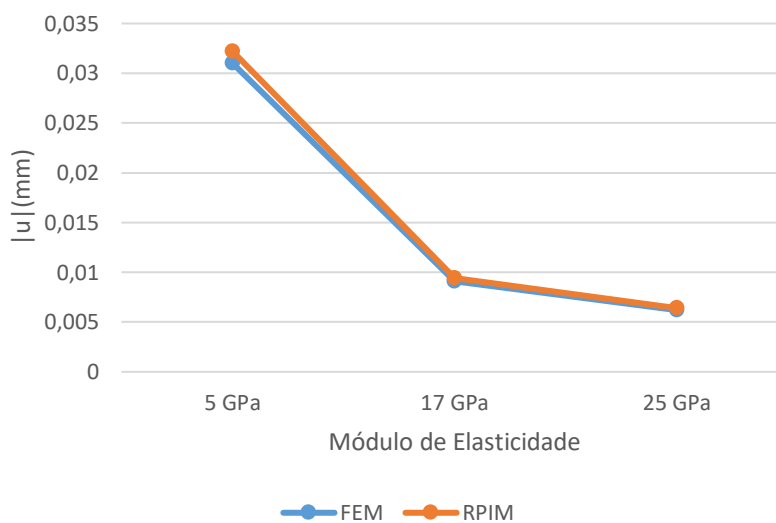


Figura 28 - Variação do valor do campo dos deslocamentos no ponto 2, consoante o módulo de elasticidade do osso (através dos métodos MEF e RPIM).

Com base nestes resultados averiguou-se que, para o ponto 1, a componente do vetor de deslocamento com maior expressão é a  $u_z$ . Em contrapartida, para o ponto 2, a componente com maior significância é a  $u_x$ .

Um outro aspeto analisado foi o facto de o campo de deslocamentos sofrer determinadas variações, isto é, concluiu-se que com o aumento do módulo de elasticidade, o campo do deslocamento sofre uma diminuição.

Comparando os resultados obtidos por meio dos dois métodos e principalmente através da visualização dos gráficos anteriores, é possível constatar que os valores do campo do deslocamento nos pontos seleccionados não variam muito entre o MEF e os Métodos sem Malha.

## 6.6. Componente Tibial de um Implante para o Joelho

Finalizado o trabalho preliminar, procedeu-se à conceção de um modelo do componente tibial de um implante para a artroplastia total do joelho, tendo como finalidade a comparação com a simulação biomecânica anterior.

Desta forma, desenhou-se o modelo do implante no *software* Autodesk Fusion 360, com base no modelo da DePuy Synthes® (Figura 29). A representação foi concebida o mais próximo possível do implante real, dado que a empresa em questão não fornece um desenho CAD dimensionado.



Figura 29 - Modelo DePuy Synthes®.

Todas as dimensões foram aproximadas para encaixar na tíbia de adulto tomográfica utilizada neste estudo. O cimento foi idealizado para ter 1 mm de espessura e foi construído para se encaixar perfeitamente na placa tibial e na haste tibial. Na Figura 30 é possível visualizar o modelo desenhado.

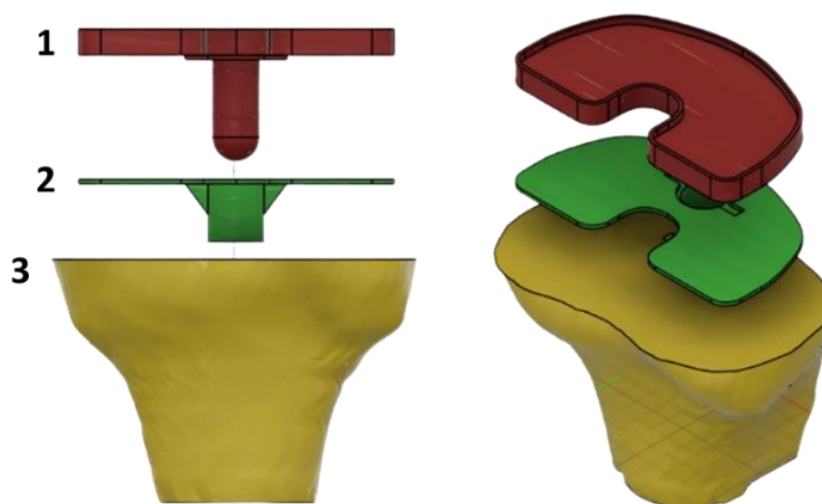


Figura 30 - Modelo do implante desenhado no Autodesk Fusion 360. (1) Placa tibial; (2) Cimento; (3) Tíbia.

Contudo, este protótipo teve que ser simplificado, dado que para efeitos de corrida do *software* FEMAS, a malha criada apresentava um número de nós bastante elevado. Assim sendo, criou-se o exemplar apresentado na Figura 31. A parte correspondente ao cimento ósseo foi removida e a placa tibial foi simplificada.

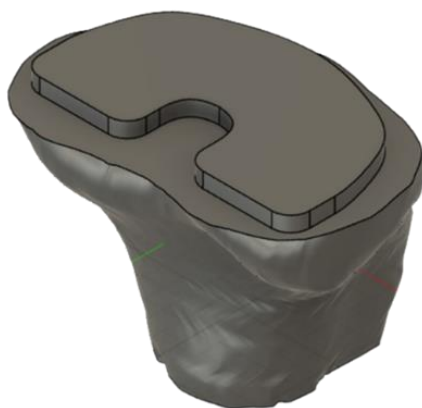


Figura 31 - Modelo do implante simplificado desenhado no Autodesk Fusion 360.

Posteriormente, criou-se mais dois modelos do implante. A única diferença entre os três protótipos encontrava-se no comprimento da haste tibial, 12mm, 30mm e 40mm. Deste modo, para além da comparação com a simulação biomecânica anterior (somente o modelo da tibia), irá se analisar a influência do comprimento deste componente.

O passo seguinte foi a criação de uma malha de elementos para os três modelos desenvolvidos no FEMAP. Na Tabela 6 encontram-se definidos o número de elementos e de nós de cada um dos modelos criados. De realçar que os dois corpos foram separados no modelo, dado que ia ser necessário atribuir propriedades diferentes aos elementos de ambos.

Tabela 6 - Malha de elementos criada para cada modelo.

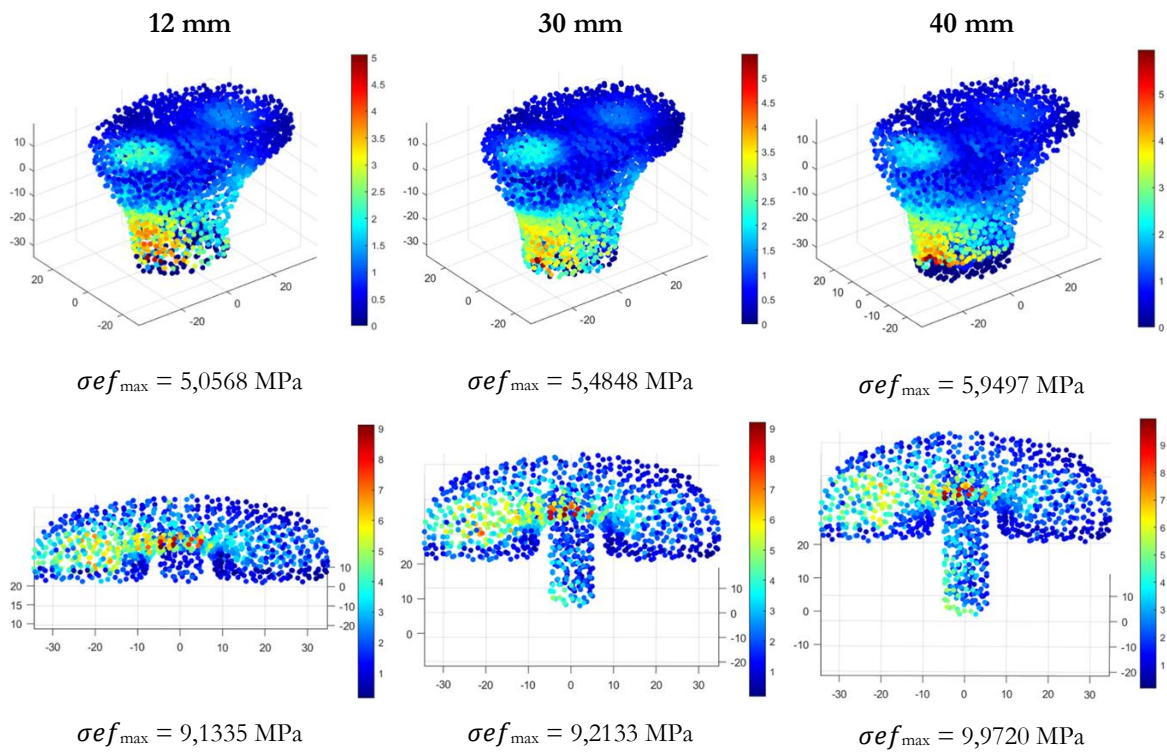
Modelo (comprimento da haste tibial)	Número de Elementos	Número de Nós
12 mm	5273	1171
30 mm	6908	1487
40 mm	6299	1360

Estabeleceu-se ainda que o modelo era composto por dois materiais: osso cortical e a liga de titânio Ti-6Al-4V, frequentemente utilizada neste tipo de implantes.

O passo seguinte passou por impor as condições de fronteira essenciais e naturais em cada um dos modelos. Tal como se fez inicialmente, fixou-se a parte distal da tibia, impossibilitando assim o seu movimento em todas as direções. Relativamente às cargas impostas, aplicou-se duas cargas com a mesma magnitude ( $F_1=987$  N e  $F_2=658$  N) e nos mesmos locais.

De seguida, importou-se os três modelos para o FEMAS, onde se correu simulações, recorrendo mais uma vez ao MEF e ao RPIM. Os resultados obtidos dos valores da tensão efetiva de von mises para a tibia e para o implante podem ser observados na Figura 32.

## MEF



## RPIM

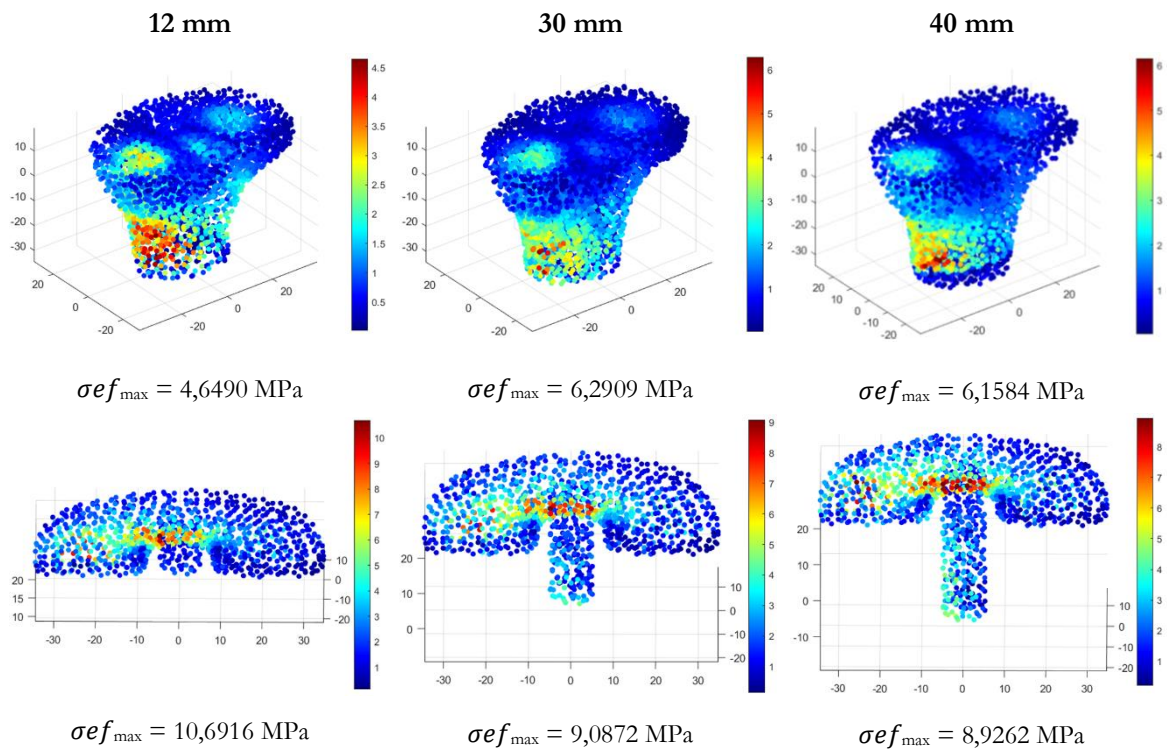


Figura 32 - Mapas de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises ao longo da tíbia e do implante e tensão efetiva máxima experimentada por cada um dos componentes.

Em primeiro lugar, constatou-se que no estudo preliminar anterior, as tensões experimentadas pela tíbia eram inferiores às tensões a que a tíbia com um implante está sujeita. Com base nos resultados obtidos pelo RPIM e principalmente pelo MEF, esta diferença não é muito significativa, passando de sensivelmente 5 MPa para 6 MPa.

Passando para a análise entre os três modelos, é importante referir que os três modelos apresentavam malhas diferentes, com diferenças no número de nós e de elementos entre si. Ou seja, a aplicação das cargas divergiu entre os três casos, levando a uma certa imprecisão na imposição das mesmas.

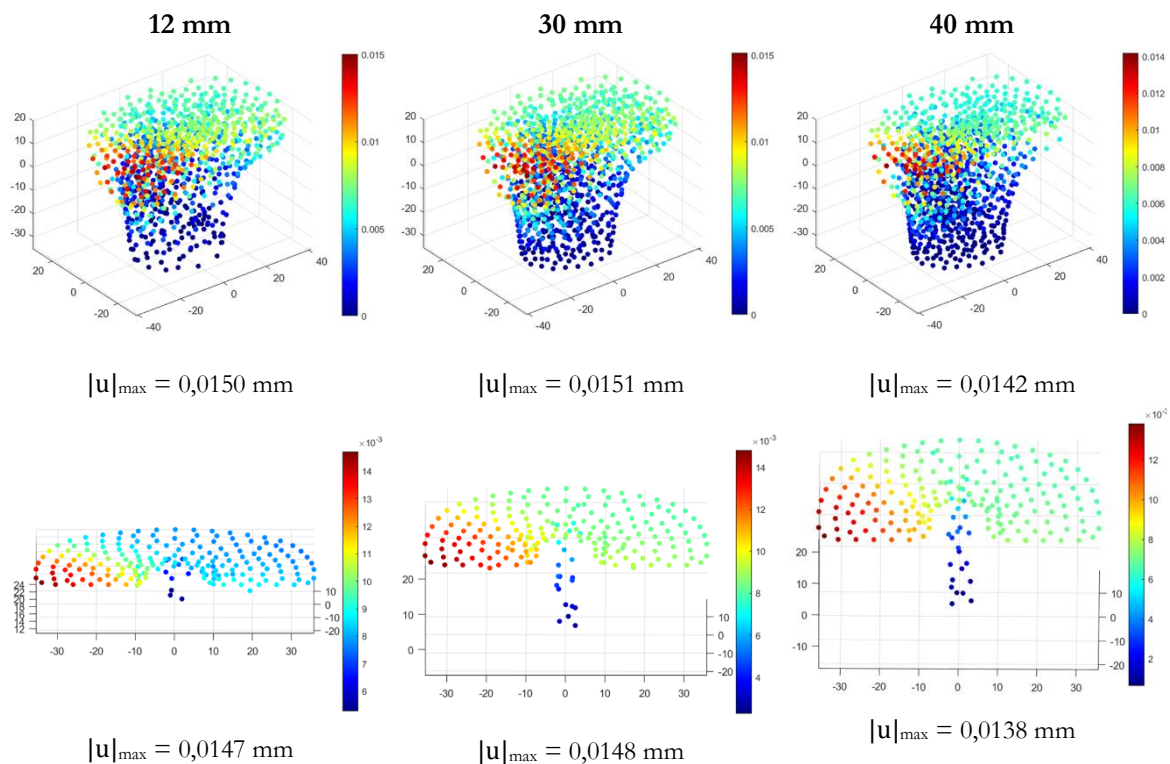
No que diz respeito às tensões experimentadas pelo osso, é possível afirmar que em ambos os métodos o valor da tensão é superior quando o comprimento da haste tibial também é maior, o que vai de encontro à literatura [118], [119].

Já no que concerne às tensões experimentadas pelo implante, verificou-se que são sempre muito próximas, variando sensivelmente entre os 9 MPa e os 10,5 MPa. Contudo, não é possível retirar nenhuma conclusão acerca da variação do comprimento da haste tibial, uma vez que os dois métodos conduzem a resultados opostos.

Por último, no que toca aos resultados obtidos pelos dois métodos para todas as casos, averiguou-se que os valores gerados não são muito semelhantes e isto deve-se ao facto de o MEF e o RPIM apresentarem curvas de convergência diferentes. No entanto, é expectável que que os resultados obtidos através do RPIM sejam mais próximos dos resultados finais, após a realização um estudo de convergência (o qual, ajuda a garantir que os resultados são mais precisos) ou se ter gerado uma malha mais densa, tal como aconteceu no estudo desenvolvido por Marques et al. [147].

Na Figura 33 pode-se, então, visualizar os resultados alcançados para o campo dos deslocamentos na tíbia e no implante.

### FEM



## RPIM

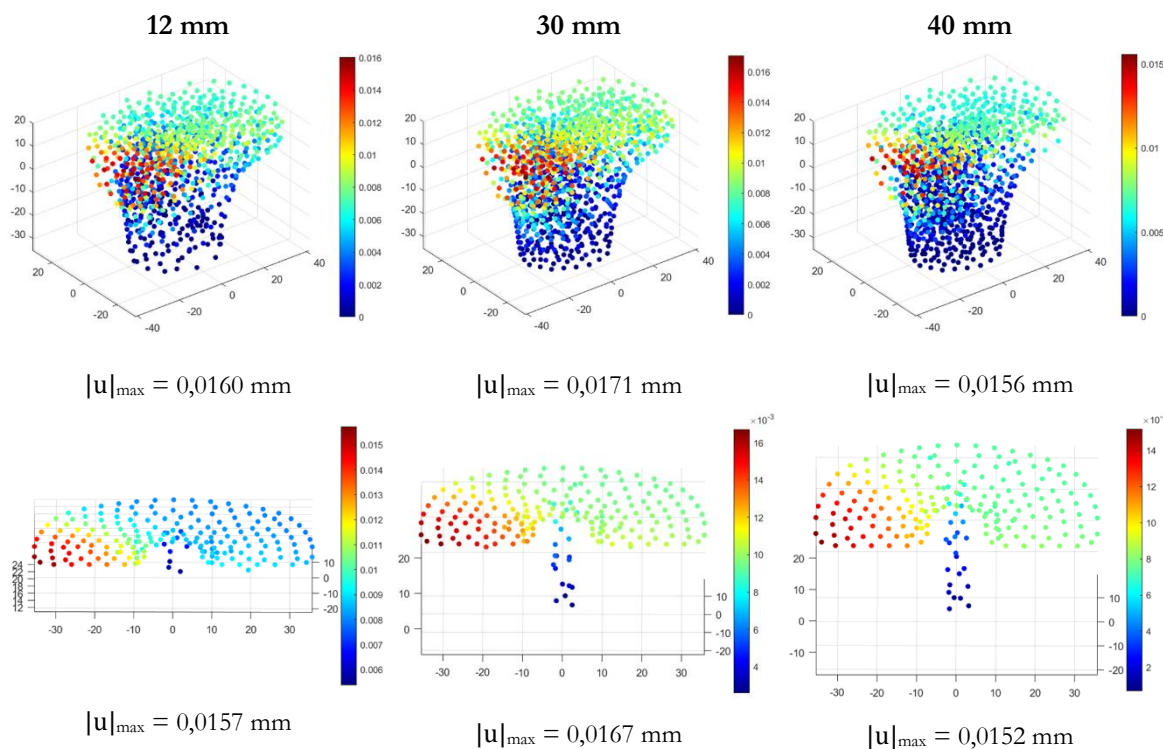


Figura 33 - Mapas de cores do campo de deslocamentos ao longo da tíbia e do implante e deslocamento máximo experimentado por cada um dos componentes.

Quanto à comparação entre os resultados gerados anteriormente, no estudo preliminar, verificou-se agora, com a introdução do implante, uma ligeira redução dos valores do campo de deslocamentos, tanto para o MEF como para o RPIM.

Mais uma vez, é de realçar que foram geradas malhas diferentes para os três modelos, o que provoca também diferenças na aplicação das cargas, ou seja, uma certa imprecisão entre os três casos já era esperada.

No que se refere aos resultados obtidos para o campo de deslocamentos máximo experimentado pelo implante ou pelo osso, constatou-se que através do método RPIM os valores alcançados foram sempre superiores quando comparados com os valores conseguidos pelo MEF. Contudo, as variações entre os dois métodos foram relativamente semelhantes, isto é, quando o comprimento da haste tibial aumentou dos 12 mm para os 30 mm, verificou-se um aumento do deslocamento em todos os casos, quer no implante, quer no osso. Já quando se efetuou o aumento dos 30 mm para os 40 mm, observou-se um decréscimo no valor do deslocamento para todos os casos.

Todavia, no geral, pode-se garantir que os valores do deslocamento se encontram sempre muito próximos, não apresentando alterações muito significativas (entre 0,0138 mm e 0,0171 mm), mesmo quando se compara o implante e o osso.

## 6.7. Estudo da Remodelação Óssea

Neste capítulo analisar-se-á o processo de remodelação do tecido ósseo tibial após a colocação de um implante. Deste modo, o estudo numérico tem como principal finalidade a simulação das condições

clínicas do paciente após uma artroplastia do joelho, sendo assim possível estudar a remodelação do osso que circunda a haste do implante. A avaliação da remodelação óssea foi efetuada através da aplicação do algoritmo descrito anteriormente, incluído no *software* FEMAS.

O primeiro passo foi a criação do modelo geométrico 2D. No *software* FEMAP, criou-se um modelo bidimensional da tíbia com um implante. Posteriormente, o modelo foi discretizado numa malha de elementos triangulares com 1901 nós e 3630 elementos.

A tíbia é diariamente submetida a várias cargas, tal como vimos anteriormente. Nesta análise utilizamos as cargas empregues nos estudos anteriores ( $F1=987\text{N}$  e  $F2=658\text{N}$ ), mas desta vez com uma inclinação de  $80^\circ$ , de modo a criar uma carga de corte, tal como se verifica na locomoção. De realçar que esta análise foi subdividida em duas, isto é, no qual numa delas as cargas impostas foram aproximadas através de dois casos de cargas e noutra através de apenas um caso de carga. Contudo, as cargas aplicadas eram exatamente iguais.

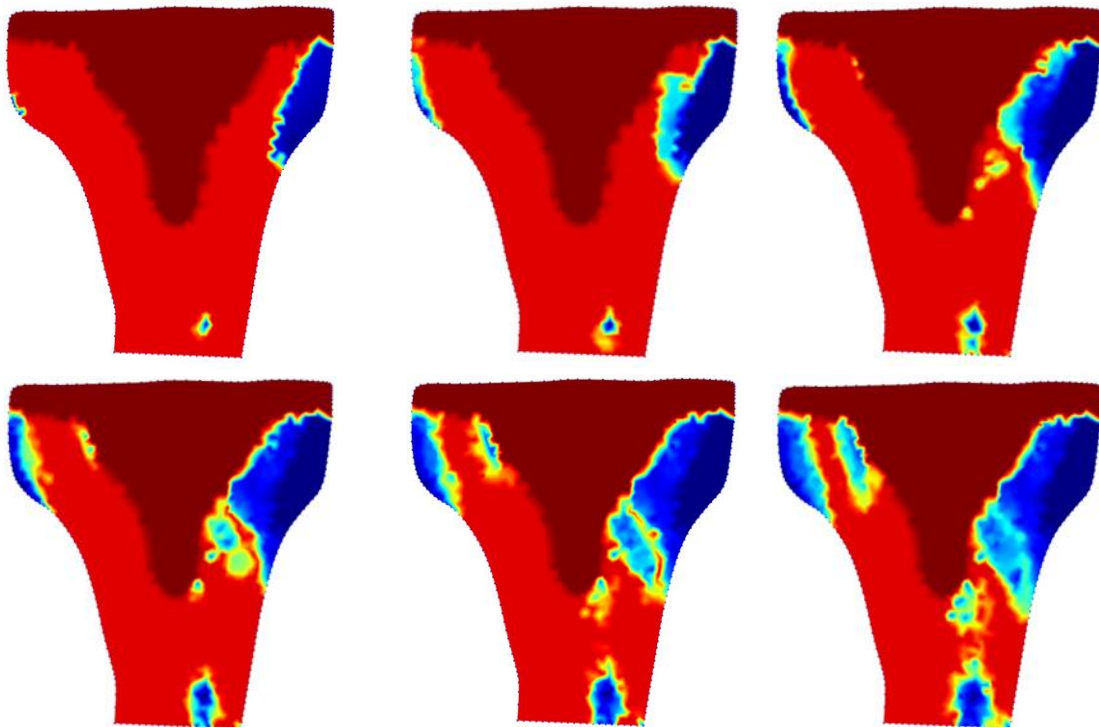
Para além disso, nos dois casos impôs-se uma condição de fronteira essencial, onde todos os graus de liberdade foram bloqueados na base do modelo, impossibilitando o seu movimento.

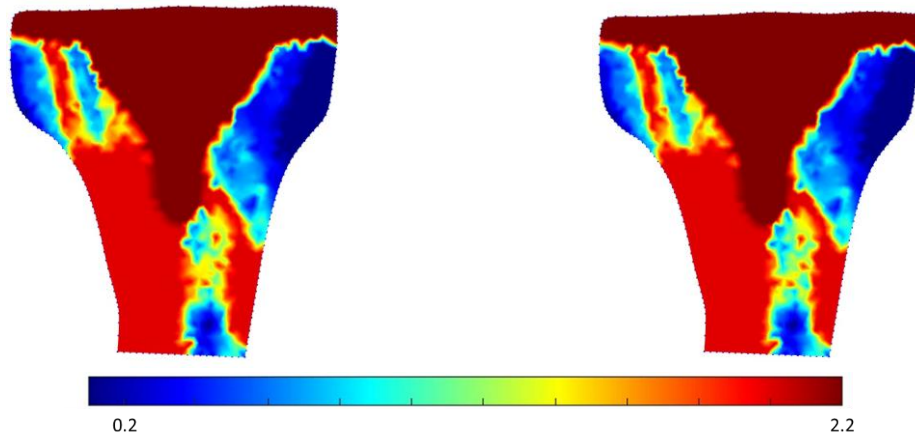
No que concerne às propriedades dos materiais, o modelo ósseo foi estabelecido como isotrópico como uma distribuição da densidade aparente uniforme de  $\rho_{app}^{max} = 2,0 \text{ g/cm}^3$ , um módulo de elasticidade de  $17 \text{ GPa}$  e um coeficiente de Poisson de  $0,33$ . Já o implante de titânio apresentava as seguintes propriedades mecânicas: distribuição da densidade aparente uniforme de  $\rho_{app}^{max} = 2,2 \text{ g/cm}^3$ , módulo de elasticidade =  $110 \text{ GPa}$  e coeficiente de Poisson =  $0,34$ .

O algoritmo de remodelação óssea foi associado com o método numérico MEF.

Na Figura 34 é possível observar os resultados obtidos nas duas análises. Assumiu-se  $1,2 \text{ g/cm}^3$  como valor de densidade média de controlo do algoritmo de remodelação.

#### 1 Caso de Carga





### 2 Casos de Carga

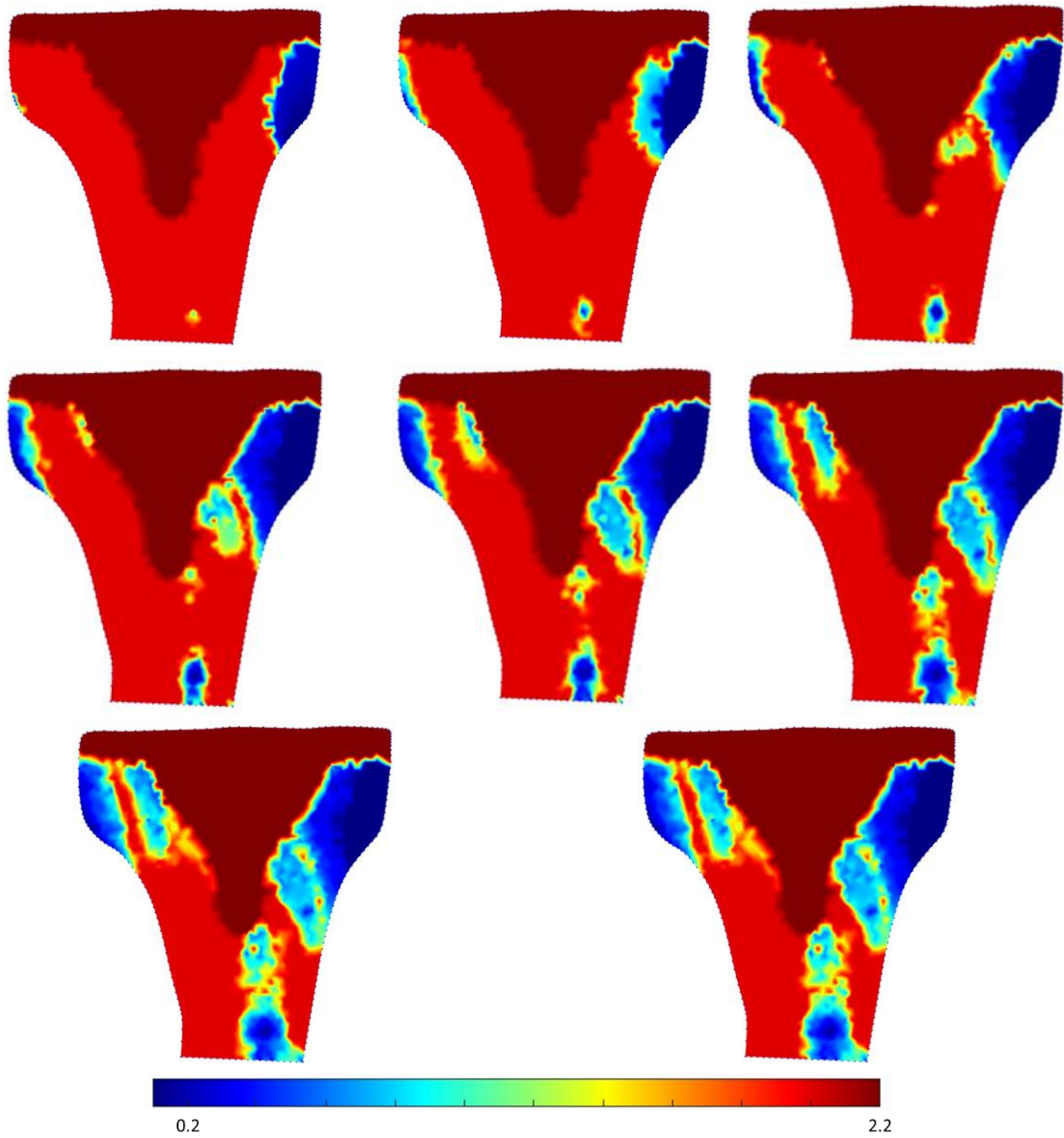


Figura 34 - Simulação da remodelação do tecido ósseo tibial após a colocação de um implante.

Considerando os resultados gerados, é possível verificar em primeiro lugar que praticamente não existem alterações quando as simulações são realizadas com dois casos de carga ou com apenas um caso (ambos os cenários com cargas iguais). Os isomapas da distribuição da densidade obtidos nas diversas iterações praticamente não apresentam diferenças.

Pode-se ainda constatar que existem três zonas críticas, representadas na Figura 35:

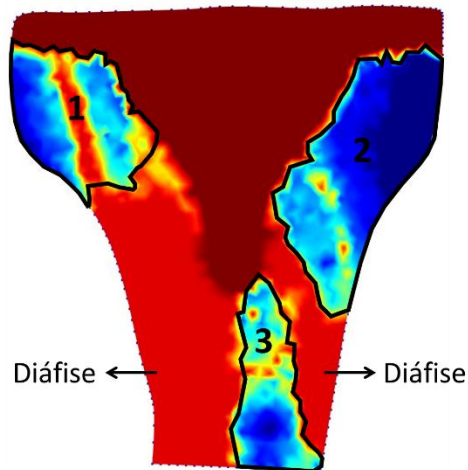


Figura 35 - Zonas críticas dos isomapas da distribuição da densidade.

Do lado superior esquerdo, junto à base do implante (zona 1 da Figura 35), ocorre uma perda óssea mais suave, onde as cargas aplicadas eram superiores e onde é necessário haver uma maior quantidade de osso para suportar estas forças. Do lado direito (zona 2 da Figura 35), no qual as cargas aplicadas eram inferiores, observa-se uma zona de grande reabsorção. Perto da base do modelo (zona 3 da Figura 35) confirma-se a presença de uma outra área de grande reabsorção e de cada um dos lados consegue-se observar o surgimento da diáfise, identificado na figura.

## 7. CONCLUSÃO

Por todo o mundo encontramos-nos perante um crescimento do número de pessoas que sofrem de osteoartrose, a qual consiste numa doença degenerativa articular. Anualmente, um grande número artroplastias do joelho são efetuadas.

Com o intuito de se obter a combinação ideal entre materiais e configurações, a qual possibilita a minimização do erro, o *design* destas próteses encontra-se permanentemente sob grande investigação. Não obstante os bons resultados conseguidos através da intervenção cirúrgica de artroplastia total do joelho, existem ainda certas questões que podem ser melhoradas.

Estão confirmados, através da literatura, diversos tipos de implantes, modificando entre eles as características geométricas, os materiais selecionados, assim como a técnica de fixação. Contudo, a discussão acerca da combinação perfeita continua a existir.

Recorrendo a simulações biomecânicas, diversos estudos foram desenvolvidos com o objetivo de investigar a interferência que vários materiais, geometrias e técnicas podem ter no sucesso do implante. Porém, está-se a chegar à conclusão de que a seleção de todos os elementos deve ser exclusiva para cada doente e deve ter por base aspetos como a atividade física e a condição óssea. De acordo com os resultados clínicos, novos tipos de implantes devem continuar a ser apresentados com a intenção de existirem novas próteses que aumentem a qualidade de vida dos pacientes após a sua colocação e a percentagem de sucesso a longo prazo.

Esta dissertação teve como principal finalidade o estudo computacional do comportamento mecânico de um implante para a articulação do joelho, desenvolvido especificamente para um paciente, com base em imagens médicas do mesmo. Para esta análise recorreu-se ao Método dos Elementos Finitos e a um Método sem Malha. Investigou-se, ainda, o processo de remodelação na tibia após a inserção do implante, utilizando um algoritmo de remodelação desenvolvido por Belinha [8].

Inicialmente, realizou-se um estudo preliminar, o qual consistia numa análise elastoestática tridimensional para avaliar a distribuição da tensão e do campo dos deslocamentos ao longo dos nós da tibia. Para tal, criou-se um modelo tridimensional da tibia com base em dados fornecidos por uma TC. Definiu-se o modelo como um sólido isotrópico e que era composto apenas por um único material e impôs-se as condições de fronteira essenciais, de modo a impossibilitar o movimento do modelo em qualquer direção. Depois aplicou-se cargas idênticas às que a tibia fica sujeito aquando da marcha. Relativamente às propriedades mecânicas, fez-se variar o módulo de elasticidade, de forma a verificar o impacto desta alteração.

Verificou-se, portanto, que a tensão efetiva de von Mises, quando o material é homogéneo, não depende do módulo de elasticidade do mesmo. No que diz respeito ao campo dos deslocamentos, constatou-se que com o aumento do módulo de elasticidade, o campo do deslocamento sofre uma diminuição. Para além disso, os resultados obtidos através dos dois métodos (MEF e RPIM) variam muito pouco entre si.

Posteriormente, procedeu-se a conceção de três modelos de uma tibia com a componente tibial de um implante inserida. As dimensões destes protótipos foram aproximadas para encaixar na tibia de adulto tomográfica utilizada neste estudo. Contudo, estes divergiam entre si no comprimento da haste tibial, 12mm, 30mm e 40mm. Criou-se depois uma malha para cada um dos modelos e impôs-se as condições de fronteira naturais e essenciais. É de realçar que os três modelos apresentavam malhas diferentes, isto é, a aplicação das cargas divergiu entre os três casos, provocando uma certa imprecisão na imposição das mesmas.

No que se refere às tensões experimentadas pelos modelos, averiguou-se que no estudo preliminar anterior, as tensões na tíbia eram um pouco inferiores às tensões a que a tíbia com um implante está sujeita. Passando à comparação entre os três modelos, com hastes tibiais de comprimentos diferentes, verificou-se que para ambos os métodos o valor da tensão é superior quando o comprimento da haste tibial é maior. Já no que concerne às tensões experimentadas pelo implante, constatou-se que são sempre muito próximas, contudo não é possível retirar nenhuma conclusão acerca da variação do comprimento da haste tibial, uma vez que os dois métodos conduzem a resultados opostos.

No que toca ao campo dos deslocamentos, apurou-se que com a introdução do implante dá-se uma ligeira redução dos valores do campo de deslocamentos, tanto para o MEF como para o RPIM. Relativamente aos três modelos, com hastes diferentes, pode-se garantir que os valores do deslocamento se encontram sempre muito próximos, não apresentando alterações muito significativas (entre 0,0138 mm e 0,0171 mm), mesmo quando se compara o implante e o osso.

Tal como foi referido ao longo desta dissertação, a aplicação do MEF e dos MSM na artroplastia do joelho tem sido uma abordagem cada vez mais recorrente, a fim de entender e melhorar desenvolvimento de implantes e métodos cirúrgicos. Os resultados obtidos vieram comprovar isto, sendo possível afirmar que são uma ferramenta valiosa para prever e compreender o desempenho biomecânico de uma artroplastia do joelho. Além disto, permitiu estudar a influência de diferentes parâmetros, como geometria, na distribuição de tensões e na estabilidade da articulação reconstruída. Estas considerações forneceram noções relevantes para otimizar o *design* dos implantes.

Todavia, é importante salientar que tanto o MEF como os MSM apresentam algumas limitações. Os modelos computacionais são simplificações da realidade e, portanto, encontram-se sujeitos a uma determinada incerteza e erro. Além de tudo, a validação experimental dos resultados gerados é essencial para confirmar a precisão e a credibilidade das análises.

O tecido ósseo manifesta-se como um tecido dinâmico, sistematicamente em adaptação como reflexo a estímulos mecânicos e biológicos. Este processo designa-se de remodelação óssea e a última parte deste trabalho consistiu no seu estudo. Para tal, criou-se um modelo geométrico bidimensional da tíbia com o implante, o qual foi posteriormente discretizado numa malha de elementos triangulares. Impôs-se uma condição de fronteira essencial e cargas foram aplicadas de duas formas diferentes: primeiro duas forças em apenas um caso de carga e depois duas forças em dois casos de carga distintos.

O algoritmo de remodelação óssea foi associado com o método numérico FEM e realizaram-se as simulações. Primeiro verificou-se que praticamente não existem diferenças quando as simulações são realizadas com dois casos de carga ou com apenas um caso. Depois, constatou-se que do lado onde as cargas aplicadas eram superiores, perda óssea mais suave, dado que é necessário haver uma maior quantidade de osso para suportar estas forças. Do lado oposto, no qual as cargas aplicadas eram inferiores, observou-se uma zona de grande reabsorção. Perto da base do modelo confirmou-se a presença de uma outra área de grande.

Apesar dos bons resultados obtidos para a simulação do processo de remodelação óssea, após a inserção do implante, este último estudo teve algumas limitações, como a necessidade da simplificação para um modelo bidimensional. Esta alteração é consequência do facto de ser necessário um poder computacional muito superior, o que não foi possível neste caso. Para mais, impôs-se os casos de carga apenas no plano Oxy, descurando toda e qualquer componente Oz que pudesse existir.

Em suma, este projeto evidenciou que o método dos elementos finitos e os métodos sem malha são uma abordagem promissora na aplicação clínica da artroplastia do joelho. Por meio da simulação computacional, foi possível obter uma compreensão mais profunda do comportamento biomecânico do joelho reconstruído. Porém, é necessário continuar a melhorar os modelos computacionais e efetuar

---

estudos clínicos adicionais para confirmar e implementar essas descobertas, de modo a proporcionar melhores resultados e um maior conforto aos pacientes submetidos a esta intervenção clínica.

Futuramente seria interessante estudar como materiais diferentes na constituição do implante poderiam alterar as conclusões obtidas, bem como investigar como o processo de remodelação óssea varia de acordo com os diferentes designs que um implante pode possuir.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] J. Soares do Vale, “Avaliação da adaptação óssea na interface prótese total do joelho/osso, variando o alinhamento do eixo de carga - Estudo por métodos numéricos,” Dissertação de Mestrado Integrado em Medicina, Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar–Universidade do Porto, 2016.
- [2] S. Kurtz, K. Ong, E. Lau, F. Mowat, and M. Halpern, “Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030,” *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 89, no. 4, pp. 780–785, 2007, doi: 10.2106/JBJS.F.00222.
- [3] J. Gallo, S. B. Goodman, Y. T. Konttinen, M. A. Wimmer, and M. Holinka, “Osteolysis around total knee arthroplasty: A review of pathogenetic mechanisms,” *Acta Biomaterialia*, vol. 9, no. 9. Elsevier Ltd, pp. 8046–8058, 2013. doi: 10.1016/j.actbio.2013.05.005.
- [4] J. P. Pereira Balau, “Avaliação do Efeito de Diferentes Tensões na Cartilagem Articular do Joelho - Estudo por Métodos Numéricos,” Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar –Universidade do Porto, Porto, 2017.
- [5] L. Murphy *et al.*, “Lifetime risk of symptomatic knee osteoarthritis,” *Arthritis Care Res (Hoboken)*, vol. 59, no. 9, pp. 1207–1213, Sep. 2008, doi: 10.1002/art.24021.
- [6] A. Guccione *et al.*, “The Effects of Specific Medical Conditions on the Functional Limitations of Elders in the Framingham Study,” *Am J Public Health*, vol. 84, no. 3, pp. 351–358, 1994.
- [7] P. W. Lementowski and S. B. Zelicof, “Obesity and Osteoarthritis,” *Am J Orthop*, vol. 37, no. 3, pp. 148–151, 2008.
- [8] J. Belinha, *Meshless Methods in Biomechanics - Bone Tissue Remodelling Analysis*, 1st ed. Springer Netherlands, 2014. doi: 10.1007/978-3-319-06400-0.
- [9] F. H. Martini, R. B. Tallitsch, and J. L. Nath, *Human Anatomy*, 9th ed. Pearson, 2018.
- [10] Q.-H. Qin, *Mechanics of Cellular Bone Remodeling*, vol. 13, no. 4. CRC Press, 2013. doi: 10.1016/0010-4361(82)90143-4.
- [11] L. J. Raggatt and N. C. Partridge, “Cellular and molecular mechanisms of bone remodeling,” *Journal of Biological Chemistry*, vol. 285, no. 33, pp. 25103–25108, 2010, doi: 10.1074/jbc.R109.041087.
- [12] M. Doblaré, J. M. García, and M. J. Gómez, “Modelling bone tissue fracture and healing: A review,” *Eng Fract Mech*, vol. 71, no. 13–14, pp. 1809–1840, 2004, doi: 10.1016/j.engfracmech.2003.08.003.
- [13] B. Clarke, “Normal bone anatomy and physiology,” *Clin J Am Soc Nephrol*, vol. 3, pp. 131–139, 2008, doi: 10.2215/CJN.04151206.
- [14] R. Seeley, T. Stephens, and P. Tate, *Essentials of Anatomy and Physiology*, 6th ed. McGraw-Hill, 2015.
- [15] M. T. Hirschmann and W. Müller, “Complex function of the knee joint: the current understanding of the knee,” *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 23, no. 10, pp. 2780–2788, 2015, doi: 10.1007/s00167-015-3619-3.
- [16] S. D. Masouros, A. M. J. Bull, and A. A. Amis, “(i) Biomechanics of the knee joint,” *Orthop Trauma*, vol. 24, no. 2, pp. 84–91, 2010, doi: 10.1016/j.mporth.2010.03.005.
- [17] M. A. Kumbhalkar, K. S. Rambhad, and N. Jee Kanu, “An insight into biomechanical study for replacement of knee joint,” *Mater Today Proc*, vol. 47, pp. 2957–2965, 2021, doi: 10.1016/j.matpr.2021.05.202.
- [18] P. C. Silva, “Desenvolvimento da Prótese Biomecânica do Joelho,” Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, 2009.
- [19] H. Mata, “Estudo Biomecânico da Articulação do Joelho,” Relatório da Tese de investigação, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2009.
- [20] J. M. M. Oliveira, “Reabilitação Funcional dos Doentes Submetidos a Prótese Total do Joelho: Revisão Sistemática da Literatura,” Instituto Politécnico de Viseu, 2012.
- [21] C. S. L. Vitorino, “Avaliação da cartilagem articular do joelho através da técnica T2 Mapping por Ressonância Magnética,” Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, 2018.
- [22] D. G. Eckhoff, “Functional anatomy of the knee,” *Total Knee Arthroplasty: A Guide to Get Better Performance*, pp. 18–24, 2005, doi: 10.1007/3-540-27658-0\_3.
- [23] “Professor Adrian Wilson - Global Knee & Sports Injury Specialists,” *Knee anatomy*, 2017. <https://profadrianwilson.co.uk/knee-treatments/knee-anatomy/> (accessed Mar. 11, 2023).

- [24] J. F. Abulhasan and M. J. Grey, "Anatomy and physiology of knee stability," *J Funct Morphol Kinesiol*, vol. 2, no. 4, 2017, doi: 10.3390/jfmk2040034.
- [25] X. Wang, J. S. Nyman, X. Dong, H. Leng, and M. Reyes, "Fundamental Biomechanics in Bone Tissue Engineering," *Morgan & Claypool Publishers*, vol. 2, no. 1, 2010. doi: 10.2200/s00246ed1v01y200912tis004.
- [26] S. H. Ralston, "Bone structure and metabolism," *Medicine*, vol. 45, no. 9, pp. 560–564, 2017, doi: 10.1016/j.mpmed.2017.06.008.
- [27] R. P. Joseph Iannotti, *The Netter Collection of Medical Illustrations: Musculoskeletal System*, 2nd ed. 2013.
- [28] Britannica, "Encyclopedia Britannica," *Cancellous bone*, 2015. <https://www.britannica.com/science/cancellous-bone#/media/1/92222/66017> (accessed Jan. 22, 2023).
- [29] 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*, vol. 6, no. 1, 2016, doi: 10.1098/rsfs.2015.0055.
- [30] J. P. Bilezikian, L. G. Raisz, and G. A. Rodan, *Principles of Bone Biology*, 2nd ed., vol. 73, no. 5. Academic Press, 2002. doi: 10.1002/j.1556-6676.1995.tb01790.x.
- [31] G. J. Tortora and M. Nielsen, *Principles of Human Anatomy*, 12th ed. Wiley, 2010.
- [32] I. S. Raja *et al.*, "Polyphenols-loaded electrospun nanofibers in bone tissue engineering and regeneration," *Biomater Res*, vol. 25, no. 1, 2021, doi: 10.1186/s40824-021-00229-3.
- [33] Britannica, "bone remodeling," 2010. <https://www.britannica.com/science/bone-remodeling> (accessed Jun. 11, 2023).
- [34] J. C. Rice, S. C. Cowin, and J. A. Bowman, "On the Dependence of the Elasticity and Strength of Cancellous Bone on Apparent Density," *J Biomech*, vol. 21, no. 2, pp. 155–168, 1988, doi: 10.1016/0021-9290(88)90008-5.
- [35] L. J. Gibson, "The Mechanical Behaviour of Cancellous Bone," *J Biomech*, vol. 18, no. 5, pp. 317–328, 1985, doi: 10.1016/0021-9290(85)90287-8.
- [36] D. R. Carter and W. C. Hayes, "The Compressive Behavior of Bone as a Two-Phase Porous Structure," *J Bone Joint Surg*, vol. 59, no. 7, pp. 954–962, 1977, doi: 10.1007/978-1-4471-5451-8\_116.
- [37] T. S. Keller, "Predicting the Compressive Mechanical Behavior of Bone," *J Biomech*, vol. 27, no. 9, pp. 1159–1168, 1994, doi: 10.1016/0021-9290(94)90056-6.
- [38] J. D. Currey, "The Mechanical Consequences of Variation in the Mineral Content of Bone," *J Biomech*, vol. 2, no. 1, pp. 1–11, 1969, doi: 10.1016/0021-9290(69)90036-0.
- [39] D. T. Reilly and A. H. Burstein, "The Elastic and Ultimate Properties of Compact Bone Tissue," *J Biomech*, vol. 8, no. 6, pp. 393–405, 1975, doi: 10.1016/0021-9290(75)90075-5.
- [40] D. C. Wirtz, N. Schiffers, R. Forst, T. Pandorf, D. Weichert, and K. Radermacher, "Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur," *J Biomech*, vol. 33, no. 10, pp. 1325–1330, 2000, doi: 10.1016/S0021-9290(00)00069-5.
- [41] C. C. Horn and S. G. De Oliveira, "Qualidade de vida pós-artroplastia total de joelho," *Revista Brasileira de Ciências do Envelhecimento Humano*, pp. 57–64, 2005.
- [42] D. A. Fernandes, L. S. Poeta, C. A. de Q. Martins, F. de Lima, and F. Rosa Neto, "Balance and quality of life after total knee arthroplasty," *Rev Bras Ortop (Sao Paulo)*, vol. 53, no. 6, pp. 747–753, 2018, doi: 10.1016/j.rbo.2017.07.007.
- [43] S. Yueh, "Finite Element Analysis of Total Knee Arthroplasty," Trabalho Final de Mestrado, Faculty of California Polytechnic State University, 2020. doi: 10.34297/ajbsr.2021.14.001942.
- [44] A. Reicherter, "Physical Therapy Guide to Total Knee Replacement (Arthroplasty)," 2017. <https://www.choosept.com/guide/physical-therapy-guide-total-knee-replacement> (accessed Mar. 16, 2023).
- [45] A. C. Filip *et al.*, "Tibial Stem Extension versus Standard Configuration in Total Knee Arthroplasty: A Biomechanical Assessment According to Bone Properties," *Medicina (Lithuania)*, vol. 58, no. 5, pp. 1–12, 2022, doi: 10.3390/medicina58050634.
- [46] C. S. Pinto Da Costa, "Estudo da Artroplastia do Joelho numa População Idosa com Atividade Agrícola," Universidade da Beira Interior, 2018.
- [47] R. W. Brouwer, T. S. C. Jakma, S. M. A. Bierma-Zeinstra, A. Z. Ginai, and J. A. N. Verhaar, "The whole leg radiograph: Standing versus supine for determining axial alignment," *Acta Orthop Scand*, vol. 74, no. 5, pp. 565–568, 2003, doi: 10.1080/00016470310017965.

- [48] C. L. Peters, J. Erickson, R. G. Kloepper, and R. A. Mohr, "Revision total knee arthroplasty with modular components inserted with metaphyseal cement and stems without cement," *Journal of Arthroplasty*, vol. 20, no. 3, pp. 302–308, 2005, doi: 10.1016/j.arth.2004.08.010.
- [49] F. F. Cintra, A. K. Yepéz, M. G. S. Rasga, M. Abagge, and P. G. C. Alencar, "Componente tibial na revisão da artroplastia do joelho: Comparação entre fixação cimentada e híbrida," *Rev Bras Ortop (Sao Paulo)*, vol. 46, no. 5, pp. 585–590, 2011, doi: 10.1590/S0102-36162011000500017.
- [50] J. H. Lonner, M. Klotz, C. Levitz, and P. A. Lotke, "Changes in bone density after cemented total knee arthroplasty: Influence of stem design," *Journal of Arthroplasty*, vol. 16, no. 1, pp. 107–111, 2001, doi: 10.1054/arth.2001.16486.
- [51] B. D. Shannon, J. F. Klassen, J. A. Rand, D. J. Berry, and R. T. Trousdale, "Revision total knee arthroplasty with cemented components and uncemented intramedullary stems," *Journal of Arthroplasty*, vol. 18, no. 7 SUPPL. 1, pp. 27–32, 2003, doi: 10.1016/S0883-5403(03)00301-2.
- [52] M. Kloppenburg and F. Berenbaum, "Osteoarthritis year in review 2019: epidemiology and therapy," *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 28, no. 3, pp. 242–248, 2020, doi: 10.1016/j.joca.2020.01.002.
- [53] I. Loi, D. Stanev, and K. Moustakas, "Total Knee Replacement: Subject-Specific Modeling, Finite Element Analysis, and Evaluation of Dynamic Activities," *Front Bioeng Biotechnol*, vol. 9, no. April, 2021, doi: 10.3389/fbioe.2021.648356.
- [54] S. G. Kang, C. H. Park, and S. J. Song, "Stem fixation in revision total knee arthroplasty: Indications, stem dimensions, and fixation methods," *Knee Surg Relat Res*, vol. 30, no. 3, pp. 187–192, 2018, doi: 10.5792/ksrr.18.019.
- [55] D. A. Crawford, K. R. Berend, M. J. Morris, J. B. Adams, and A. V. Lombardi, "Results of a Modular Revision System in Total Knee Arthroplasty," *Journal of Arthroplasty*, vol. 32, no. 9, pp. 2792–2798, 2017, doi: 10.1016/j.arth.2017.03.076.
- [56] F. Bottner, R. Laskin, R. E. Windsor, and S. B. Haas, "Hybrid component fixation in revision total knee arthroplasty," *Clin Orthop Relat Res*, vol. 446, no. 446, pp. 127–131, 2006, doi: 10.1097/01.blo.0000214418.36959.c5.
- [57] A. T. Castro, "Remodelação óssea após a inserção de implantes no osso do fêmur," Dissertação apresentada para a obtenção de grau de Mestre em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2018. [Online]. Available: <https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/115327/2/282829.pdf>
- [58] G. X. Ni, W. W. Lu, K. Y. Chiu, and D. Y. Fong, "Cemented or uncemented femoral component in primary total hip replacement? A review from a clinical and radiological perspective," *J Orthop Surg (Hong Kong)*, vol. 13, no. 1, pp. 96–105, 2005, doi: 10.1177/230949900501300119.
- [59] Mohammed Rafiq Abdul Kadir, *Computational Biomechanics of the Hip Joint*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2014. doi: [https://doi.org/10.1007/978-3-642-38777-7\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-642-38777-7_1).
- [60] L. D. Dorr, Z. Wan, and T. Gruen, "Functional results in total hip replacement in patients 65 years and older," *Clin Orthop Relat Res*, vol. 336, no. 336, pp. 143–151, 1997, doi: 10.1097/00003086-199703000-00020.
- [61] "Advanced Orthopaedics & Sports Medicine," *Cementless Total Knee Arthroplasty*. <https://www.advancedosm.com/cementless-total-knee-arthroplasty-orthopaedic-sports-medicine-specialist-cypress-houston-tx/> (accessed Mar. 27, 2023).
- [62] R. G. T. Geesink, K. De Groot, and C. P. A. T. Klein, "Bonding of bone to apatite-coated implants," *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, vol. 70, no. 1, pp. 17–22, 1988, doi: 10.1302/0301-620x.70b1.2828374.
- [63] L. A. Whiteside, S. E. White, C. A. Engh, and W. Head, "Mechanical evaluation of cadaver retrieval specimens of cementless bone-ingrown total hip arthroplasty femoral components," *Journal of Arthroplasty*, vol. 8, no. 2, pp. 147–155, 1993, doi: 10.1016/S0883-5403(06)80055-0.
- [64] A. Completo, J. A. Simões, F. Fonseca, and M. Oliveira, "The influence of different tibial stem designs in load sharing and stability at the cement-bone interface in revision TKA," *Knee*, vol. 15, no. 3, pp. 227–232, 2008, doi: 10.1016/j.knee.2008.01.008.
- [65] M. Cinto and L. Bauru, "Caracterização das Propriedades Mecânicas de Biomateriais Metálicos," Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - Faculdade de Engenharia de Bauru, 2016.
- [66] A. L. R. Pires, A. C. K. Bierhalz, and Â. M. Moraes, "Biomaterials: Types, applications, and market," *Quim Nova*, vol. 38, no. 7, pp. 957–971, 2015, doi: 10.5935/0100-4042.20150094.

- [67] I. Fernandes, “Avaliação Biomecânica de Prótese do Joelho sob Influência de Distribuição de Carga Assimétrica,” Instituto Politécnico de Bragança, 2016.
- [68] and D. R. Minatti, J., G. Furlan, “Obtenção e caracterização de pós de ti-13nb-13zr por moagem de alta energia para aplicações biomédicas,” *VI Conferência brasileira sobre temas de tratamento térmico*, pp. 324–332, 2012.
- [69] L. S. M. Gomes, “Biomateriais em Artroplastia de Quadril: Propriedades, Estrutura e Composição,” in *O Quadril*, L. S. M. Gomes, Ed., Atheneu, 2010, pp. 121–143.
- [70] H. J. Rack and J. I. Qazi, “Titanium alloys for biomedical applications,” *Materials Science and Engineering C*, vol. 26, no. 8, pp. 1269–1277, 2006, doi: 10.1016/j.msec.2005.08.032.
- [71] N. Dunne, “Mechanical properties of bone cements,” *Orthopaedic Bone Cements*, pp. 233–264, 2008, doi: 10.1533/9781845695170.3.233.
- [72] S. Affatato, *Perspectives in Total Hip Arthroplasty: Advances in Biomaterials and their Tribological Interactions*. Elsevier, 2014.
- [73] T. J. F. Robalo, “Analysis of bone remodeling in the tibia after total knee prosthesis,” Universidade Técnica de Lisboa, 2011.
- [74] X. Jiang *et al.*, “Design of dental implants at materials level: An overview,” *J Biomed Mater Res A*, vol. 108, no. 8, pp. 1634–1661, 2020, doi: 10.1002/jbm.a.36931.
- [75] M. Roach, “Base Metal Alloys Used for Dental Restorations and Implants,” *Dent Clin North Am*, vol. 51, no. 3, pp. 603–627, 2007, doi: 10.1016/j.cden.2007.04.001.
- [76] W. Murphy, J. Black, and G. Hastings, *Handbook of Biomaterial Properties*, 2nd Editio. Springer, 2016. doi: 10.1007/978-1-4939-3305-1\_12.
- [77] Y. Liu *et al.*, “Design of Porous Metal Block Augmentation to Treat Tibial Bone Defects in Total Knee Arthroplasty Based on Topology Optimization,” *Front Bioeng Biotechnol*, vol. 9, Nov. 2021, doi: 10.3389/fbioe.2021.765438.
- [78] 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, 2002, doi: 10.1002/nme.489.
- [79] S. Trivedi, “Finite element analysis: A boon to dentistry,” *J Oral Biol Craniofac Res*, vol. 4, no. 3, pp. 200–203, 2014, doi: 10.1016/j.jobcr.2014.11.008.
- [80] N. M. Gomes, “Simulação Biomecânica de Células de Eritrócitos e Ovalócitos utilizando Diferentes Técnicas Numéricas,” Instituto Superior de Engenharia do Porto, 2021.
- [81] 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*, vol. 23, no. 1, pp. 199–214, 2013, doi: 10.1142/S0218202512500492.
- [82] T. Y. Chao and W. K. Chow, “A Review on the Applications of Finite Element Method To Heat Transfer and Fluid Flow,” *International Journal on Architectural Science*, vol. 3, no. 1, pp. 1–19, 2002.
- [83] V. D. P. Sá, “Biomechanical simulation of human chromosomes,” Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2017.
- [84] R. Carrazedo, “Estudo e desenvolvimento de código computacional para análise de impacto entre estruturas levando em consideração efeitos térmicos,” Universidade de São Paulo, São Carlos, 2009.
- [85] M. F. M. Teixeira, “Simulação biomecânica de próteses para cães,” Instituto Superior de Engenharia do Porto, 2021.
- [86] J. Belinha, R. M. Natal Jorge, and L. M. J. S. Dinis, “Bone tissue remodelling analysis considering a radial point interpolator meshless method,” *Eng Anal Bound Elem*, vol. 36, no. 11, pp. 1660–1670, 2012, doi: 10.1016/j.enganabound.2012.05.009.
- [87] J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. Natal Jorge, “The meshless methods in the bone tissue remodelling analysis,” in *Procedia Engineering*, Elsevier Ltd, 2015, pp. 51–58. doi: 10.1016/j.proeng.2015.07.009.
- [88] 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, 2001, doi: <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.115251>.
- [89] T. Kastlunger, “Design of Prototype Prosthesis for a Canine With a Right Front Limb Deformity as an Alternate Approach to Stabilize Gait and Withstand Gait Forces,” Faculty of California Polytechnic State University, 2020.
- [90] Y. T. GU, “Meshfree Methods and Their Comparisons,” *Int J Comput Methods*, vol. 2, no. 4, pp. 477–515, 2005, doi: 10.1142/s0219876205000673.

- [91] 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, 2015, doi: 10.1007/s10439-015-1469-2.
- [92] V. P. Nguyen, T. Rabczuk, S. Bordas, and M. Duflot, "Meshless methods: A review and computer implementation aspects," *Math Comput Simul*, vol. 79, no. 3, pp. 763–813, 2008, doi: 10.1016/j.matcom.2008.01.003.
- [93] J. Belinha, "Meshless Methods: The Future of Computational Biomechanical Simulation," *J Biom Biostat*, vol. 7, no. 4, 2016, doi: 10.4172/2155-6180.1000325.
- [94] M. Monteiro da Silva, "Análise Mecânica do Cérebro Humano utilizando Técnicas Avançadas de Discretização Sem Malha," Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2018.
- [95] L. M. J. S. Dinis, R. M. Natal Jorge, and J. Belinha, "Analysis of 3D solids using the natural neighbour radial point interpolation method," *Comput Methods Appl Mech Eng*, vol. 196, no. 13–16, pp. 2009–2028, 2007, doi: 10.1016/j.cma.2006.11.002.
- [96] G. R. Liu and S. S. Quek, "Introduction to Mechanics for Solids and Structures," in *The Finite Element Method: A Practical Course*, 2003, pp. 12–34.
- [97] D. R. Carter, D. P. Fyhrie, and R. T. Whales, "Trabecular Bone Density and Loading History: Regulation of Connective Tissue Biology by Mechanical Energy," *J. Biomechanics*, vol. 20, no. 8, pp. 785–794, 1987.
- [98] J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. Natal Jorge, "The analysis of the bone remodelling around femoral stems: A meshless approach," *Math Comput Simul*, vol. 121, pp. 64–94, 2016, doi: 10.1016/j.matcom.2015.09.002.
- [99] J. Belinha, R. M. N. Jorge, and L. M. J. S. Dinis, "A meshless microscale bone tissue trabecular remodelling analysis considering a new anisotropic bone tissue material law," *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 16, no. 11, pp. 1170–1184, 2013, doi: 10.1080/10255842.2012.654783.
- [100] S. S. Rao, *The Finite Element Method in Engineering*, 6th Editio. United States, 2018.
- [101] M. J. Turner, R. W. Clough, H. C. Martin, and L. J. Topp, "Stiffness and Deflection Analysis of Complex Structures," *Journal of the Aeronautical Sciences*, vol. 23, no. 9, pp. 805–823, 1956, doi: 10.2514/8.3664.
- [102] 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*, vol. 43, no. 5, pp. 301–317, 1972, doi: 10.3109/17453677208998949.
- [103] E. F. Rybicki and F. A. Srmonmt, "Mechanics of Oblique Fracture Fixation using a Finite-Element Model," *J. Biomechanics*, vol. 10, pp. 141–148, 1977.
- [104] L. A. Oliveira, *Dissertação e Tese em Ciências e Tecnologia segundo Bolonha*. Lisboa: Lidel, 2011.
- [105] R. Huiskes and E. Y. S. Chao, "A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The first decade," *J Biomech*, vol. 16, no. 6, pp. 385–409, 1983, doi: 10.1016/0021-9290(83)90072-6.
- [106] A. Rohlmann, U. MÖssner, G. Bergmann, and R. Kölbl, "Finite-Element-Analysis and Experimental Investigation of Stresses," *J. Biomed. Eng.*, vol. 4, pp. 241–246, 1982.
- [107] 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. 253–264, 1977, doi: 10.1016/0010-4825(77)90031-2.
- [108] L. J. Harris, R. Chao, R. Bloch, and V. Weingarten, "A three-dimensional finite element analysis of the proximal third of the femur," *Proceedings of the 24th Orthopedic Research Society*, vol. 3, no. 16, 1978.
- [109] S. K. Parashar and J. K. Sharma, "A review on application of finite element modelling in bone biomechanics," *Perspect Sci (Neth)*, vol. 8, pp. 696–698, Sep. 2016, doi: 10.1016/j.pisc.2016.06.062.
- [110] R. Chand, E. Haug, and K. Rim, "Stresses in the Human Knee Joint," *J. Biomechanics*, vol. 9, pp. 417–422, 1976.
- [111] P. K. Basu, A. G. Beall, D. J. Simmons, and M. Vannier, "3-D Femoral Stress Analysis using CT Scans and p-version FEM," *Biomater. Med. Devices. Artif. Organs*, vol. 13, no. 3–4, pp. 163–186, 1986.
- [112] M. Bessho, I. Ohnishi, J. Matsuyama, T. Matsumoto, K. Imai, and K. Nakamura, "Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method," *J Biomech*, vol. 40, no. 8, pp. 1745–1753, 2007, doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.08.003.

- [113] A. E. Anderson, B. J. Ellis, S. A. Maas, and J. A. Weiss, "Effects of idealized joint geometry on finite element predictions of cartilage contact stresses in the hip," *J Biomech*, vol. 43, no. 7, pp. 1351–1357, May 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.01.010.
- [114] A. Ural, P. Zioupos, D. Buchanan, and D. Vashishth, "The effect of strain rate on fracture toughness of human cortical bone: A finite element study," *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 4, no. 7, pp. 1021–1032, Oct. 2011, doi: 10.1016/j.jmbbm.2011.03.011.
- [115] E. Basafa, R. S. Armiger, M. D. Kutzer, S. M. Belkoff, S. C. Mears, and M. Armand, "Patient-specific finite element modeling for femoral bone augmentation," *Med Eng Phys*, vol. 35, no. 6, pp. 860–865, 2013, doi: 10.1016/j.medengphy.2013.01.003.
- [116] R. Sherekar, A. Ganjare, and A. Pawar, "Finite Element Analysis of Human Clavicle Bone: A Methodology Review," *American Journal of Mechanical Engineering and Automation*, vol. 1, no. 5, pp. 54–59, 2014, [Online]. Available: <http://www.openscienceonline.com/journal/ajmea>
- [117] S. Yueh, M. Noori, S. Mahadev, and N. B. Noori, "Finite Element Analysis of Total Knee Arthroplasty," *Am J Biomed Sci Res*, vol. 14, no. 1, pp. 6–15, Aug. 2021, doi: 10.34297/ajbsr.2021.14.001942.
- [118] A. Completo, P. Talaia, F. Fonseca, and J. A. Simões, "Relationship of design features of stemmed tibial knee prosthesis with stress shielding and end-of-stem pain," *Mater Des*, vol. 30, no. 4, pp. 1391–1397, 2009, doi: 10.1016/j.matdes.2008.06.071.
- [119] A. I. Bautista, "A Finite Element Analysis of Tibial Stem Geometry for Total Knee Replacements," Trabalho Final de Mestrado, Faculty of California Polytechnic State University, 2015.
- [120] X. Pang *et al.*, "Finite Element Analysis of Total Knee Replacement with Various Misalignment Angles in the Sagittal Plane," *J Mech Med Biol*, vol. 16, no. 7, pp. 1–11, 2016, doi: 10.1142/S0219519416500962.
- [121] K. Totoribe *et al.*, "Finite element analysis of the tibial bone graft in cementless total knee arthroplasty," *J Orthop Surg Res*, vol. 13, no. 1, pp. 1–7, 2018, doi: 10.1186/s13018-018-0830-1.
- [122] T. D. Brown, D. R. Pedersen, M. L. Gray, R. A. Brand, and C. T. Rubins, "Toward an identification of mechanical parameters initiating periosteal remodeling: a combined experimental and analytic approach," *J Biomech*, vol. 23, no. 9, pp. 893–905, 1990.
- [123] G. S. Beaupré, T. E. Orr, and D. R. Carter, "An Approach for Time-Dependent Bone Modeling and Remodeling -Application: A Preliminary Remodeling Simulation," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 8, pp. 662–670, 1990.
- [124] D. R. Carter, T. E. Orr, and D. P. Fyhrie, "Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture," *J. Biomech*, vol. 22, no. 3, pp. 231–244, 1989.
- [125] B. Van Rietbergen, R. Huiskes, H. Weinans, D. R. Scimner, T. M. Turner, and J. O. Galante, "The mechanism of bone remodeling and resorption around press-fitted THA stems," *J. Biomech*, vol. 26, no. 4–5, pp. 369–382, 1994.
- [126] T. J. F. Robalo, "Analysis of bone remodeling in the tibia after total knee prosthesis," Trabalho Final de Mestrado, Universidade Técnica de Lisboa, 2011.
- [127] K. C. L. Wong, L. Wang, H. Zhang, H. Liu, and P. Shi, "Meshfree implementation of individualized active cardiac dynamics," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 34, no. 1, pp. 91–103, Jan. 2010, doi: 10.1016/j.compmedimag.2009.05.002.
- [128] T. Chen *et al.*, "Object-constrained meshless deformable algorithm for high speed 3D nonrigid registration between CT and CBCT," *Med Phys*, vol. 37, no. 1, pp. 197–210, 2010, doi: 10.1118/1.3271389.
- [129] B. Nayroles, G. Touzot, and P. Villon, "Generalizing the finite element method: Diffuse approximation and diffuse elements," *Comput Mech*, vol. 10, pp. 307–318, 1992.
- [130] L. Lucy, "A numerical approach to the testing of the fission hypothesis," *Astron J*, vol. 82, no. 12, pp. 1013–1024, 1977.
- [131] R. Gingold and J. Monaghan, "Smoothed particle hydrodynamics: theory and application to non-spherical stars," *Mon. Not. R. astr. Soc.*, vol. 181, pp. 375–389, 1977.
- [132] 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, 1993.
- [133] T. Belytschko, Y. Y. Lu, and L. Gu, "Element-free Galerkin Methods," *Int J Numer Methods Eng*, vol. 37, pp. 229–256, 1994.

- [134] M. H. Doweidar, B. Calvo, I. Alfaro, P. Groenenboom, and M. Doblaré, “A comparison of implicit and explicit natural element methods in large strains problems: Application to soft biological tissues modeling,” *Comput Methods Appl Mech Eng*, vol. 199, no. 25–28, pp. 1691–1700, May 2010, doi: 10.1016/j.cma.2010.01.022.
- [135] G. Y. Zhang, A. Wittek, G. R. Joldes, X. Jin, and K. Miller, “A three-dimensional nonlinear meshfree algorithm for simulating mechanical responses of soft tissue,” *Eng Anal Bound Elem*, vol. 42, pp. 60–66, 2014, doi: 10.1016/j.enganabound.2013.08.014.
- [136] C. S. S. Tavares, J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. Natal Jorge, “The elasto-plastic response of the bone tissue due to the insertion of dental implants,” in *Procedia Engineering*, Elsevier Ltd, 2015, pp. 37–44. doi: 10.1016/j.proeng.2015.07.007.
- [137] 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.
- [138] R. Garg, B. Tripathi, and H. Chandra Thakur, “A Review of Applications of Meshfree Methods in the area of Heat Transfer and Fluid Flow: MLPG method in particular,” *International Research Journal of Engineering and Technology*, vol. 2, no. 4, pp. 329–338, 2015, [Online]. Available: [www.irjet.net](http://www.irjet.net)
- [139] K. M. Liew, H. Y. Wu, and T. Y. Ng, “Meshless method for modeling of human proximal femur: Treatment of nonconvex boundaries and stress analysis,” *Comput Mech*, vol. 28, no. 5, pp. 390–400, 2002, doi: 10.1007/s00466-002-0303-5.
- [140] F. Taddei, M. Pani, L. Zovatto, E. Tonti, and M. Viceconti, “A new meshless approach for subject-specific strain prediction in long bones: Evaluation of accuracy,” *Clinical Biomechanics*, vol. 23, no. 9, pp. 1192–1199, Nov. 2008, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.06.009.
- [141] J. D. Lee, Y. Chen, X. Zeng, A. Eskandarian, and M. Oskard, “Modeling and simulation of osteoporosis and fracture of trabecular bone by meshless method,” *Int J Eng Sci*, vol. 45, no. 2–8, pp. 329–338, Feb. 2007, doi: 10.1016/j.ijengsci.2007.03.007.
- [142] Slicer Community, “About 3D Slicer.” [https://slicer.readthedocs.io/en/latest/user\\_guide/about.html#what-is-3d-slicer](https://slicer.readthedocs.io/en/latest/user_guide/about.html#what-is-3d-slicer) (accessed Apr. 22, 2023).
- [143] Siemens, “Simcenter Femap Software.” <https://plm.sw.siemens.com/en-US/simcenter/mechanical-simulation/femap/> (accessed Apr. 22, 2023).
- [144] Autodesk, “Unifique processos de projeto, engenharia, eletrônica e fabrico com o Fusion 360.” <https://www.autodesk.pt/products/fusion-360/overview?term=1-YEAR&tab=subscription> (accessed Apr. 22, 2023).
- [145] K. Shelburne and M. D. Harris, “University of Denver,” *Digital Commons @DU*. [https://digitalcommons.du.edu/natural\\_knee\\_data/1/](https://digitalcommons.du.edu/natural_knee_data/1/) (accessed Apr. 23, 2023).
- [146] Y. Lin *et al.*, “Assessment of fracture risk in proximal tibia with tumorous bone defects by a finite element method,” *Microscopy Research and Technique*, vol. 80, no. 9. Wiley-Liss Inc., pp. 975–984, Sep. 01, 2017. doi: 10.1002/jemt.22899.
- [147] M. Marques, J. Belinha, L. M. J. Dinis, and R. Natal Jorge, “A brain impact stress analysis using advanced discretization meshless techniques,” *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 232, no. 3, pp. 257–270, Mar. 2018, doi: 10.1177/0954411917751559.