

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Remodelação óssea após a inserção de implantes  
no osso do fémur**

Ana Teresa Castro

Dissertação

Orientador: Professor Jorge Américo Oliveira Pinto Belinha  
Co-orientador: Professor Renato Manuel Natal Jorge

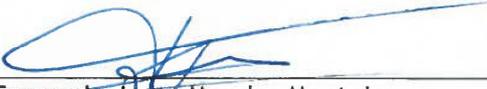
Julho, 2018

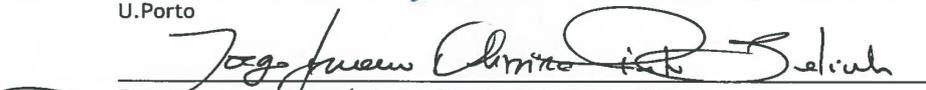
A Dissertação intitulada

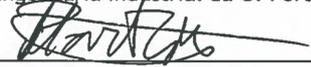
“Remodelação Óssea Após a Inserção de Implantes no Osso do Fémur”

foi aprovada em provas realizadas em 03-07-2018

o júri

  
Presidente Prof. Doutor Fernando Jorge Mendes Monteiro  
Professor Catedrático do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da FEUP -  
U.Porto

  
Doutor Jorge Américo Oliveira Pinto Belinha  
Investigador Pós-Doutoramento do Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e  
Engenharia Industrial da U. Porto - INEGI - U.Porto

  
Doutor Pedro Alexandre Lopes de Sousa Martins  
Investigador da Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia  
Industrial da U. Porto

O autor declara que a presente dissertação (ou relatório de projeto) é da sua exclusiva autoria e foi escrita sem qualquer apoio externo não explicitamente autorizado. Os resultados, ideias, parágrafos, ou outros extratos tomados de ou inspirados em trabalhos de outros autores, e demais referências bibliográficas usadas, são corretamente citados.

  
Autor - Ana Teresa de Azevedo Castro

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

# Resumo

Ao longo dos anos, o número de artroplastias da anca tem aumentado significativamente, e a literatura prevê um número crescente de novos casos nas próximas décadas em todo o mundo.

Neste trabalho é apresentada uma revisão bibliográfica com toda a informação necessária para a realização da dissertação. Primeiramente, o estudo incidiu sobre o tecido ósseo, bem como os mecanismos de regulação da remodelação óssea. São apresentados os diferentes modelos de remodelação óssea existentes na literatura, bem como os tipos de implantes e materiais mais comuns. Também é feita uma revisão do estado da arte da aplicação dos métodos numéricos: método dos elementos finitos (MEF) e métodos sem malha, na remodelação óssea e implantes femorais, de modo a perceber quais as oportunidades da investigação. Uma abordagem teórica sobre os métodos numéricos que irão ser utilizados e sobre os fundamentos de mecânica dos sólidos é também realizada.

De seguida foram realizados dois trabalhos preliminares de forma a adquirir competências nas ferramentas computacionais, nomeadamente em softwares de processamento de imagem e simulação numérica utilizando técnicas de discretização avançadas (método dos elementos finitos e métodos sem malha). Os resultados obtidos permitiram compreender as metodologias de análise numérica e identificar as suas limitações.

Adicionalmente foi então avaliado o processo de remodelação do tecido ósseo femoral antes e após a inserção de um implante. Nos dois estudos numéricos realizados, a principal finalidade foi replicar as condições clínicas observadas nas várias radiografias fornecidas. O algoritmo de remodelação óssea utilizado neste trabalho foi então combinado com os métodos sem malha, *Radial Point Interpolation Method* (RPIM) e *Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method* (NNRPIM), e com o MEF. Os resultados obtidos neste trabalho demonstraram que, o algoritmo de remodelação óssea combinado com os métodos sem malha, RPIM e NNRPIM, foram capazes de prever as estruturas trabeculares principais e secundárias de forma eficiente. Por fim, é possível concluir que o efeito da inserção do implante no tecido ósseo pode ser previsto através da abordagem numérica adotada com um grau de assertividade satisfatório.



# Abstract

*Over the years, the number of hip arthroplasties has increased significantly, and the literature demonstrates an increasing number of new cases in the coming decades around the world.*

*In this work, a bibliographical review with all the necessary information for the accomplishment of the dissertation is presented.*

*First, the study focused on bone tissue as well as the mechanisms of regulation of bone remodeling. Here, the different models of bone remodeling documented in the literature are presented, as well as the types of implants and most common materials. A review of the state of the art of the application of numerical methods: finite element method (FEM) and meshless methods, bone remodeling and femoral implants is also performed, in order to understand the research opportunities in this field. A theoretical approach on the numerical methods that will be used and on the fundamentals of solids mechanics is also performed.*

*Two preliminary works were performed in order to acquire competences in the computational tools, namely in image processing and numerical simulation software using advanced discretization techniques (finite element methods and meshless methods). The results obtained allowed to understand the methodologies of the numerical analysis and to identify their limitations.*

*In addition, the remodeling process of the femoral bone tissue was evaluated before and after insertion of an implant. In the two numerical studies performed, the main purpose was to replicate the clinical conditions observed in the various radiographs provided. The bone remodeling algorithm used in this work was then combined with the meshless, Radial Point Interpolation Method (RPIM) and Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method (NNRPIM) methods, and with the FEM. The results obtained in this work demonstrated that the bone remodeling algorithm combined with the meshless, RPIM and NNRPIM methods were able to predict the main and secondary trabecular structures more efficiently. Finally, it is possible to conclude that the effect of implant insertion on bone tissue can be predicted through the numerical approach adopted with a satisfactory degree of assertiveness.*



# Agradecimentos

A realização desta etapa só foi possível com o apoio e colaboração de várias pessoas. Queria deixar os devidos agradecimentos a todas as pessoas que de alguma forma contribuíram para a realização deste projeto.

Gostaria de agradecer em primeiro lugar ao meu orientador, Professor Jorge Belinha, pelo apoio, disponibilidade e conhecimentos adquiridos ao longo do desenvolvimento da dissertação. Gostava também de agradecer ao meu co-orientador, Professor Renato Natal pelo apoio demonstrado.

Um especial obrigado a todos os meus amigos, família e padrinhos pelos momentos inesquecíveis, pela compreensão, amizade e incentivos que fizeram com que esta etapa se tornasse muito mais fácil. Às minhas colegas da faculdade pelo companheirismo e amizade demonstrados ao longo destes cinco anos, em especial à Catarina e à Helena, pela partilha de sorrisos nas horas mais difíceis.

A ti André, pelo o apoio e paciência demonstrados, e por sempre me transmitires a força e a confiança necessária em todos os momentos.

Por fim, e o mais importante, aos meus PAIS, quer por me terem proporcionado esta experiência única, quer pelo apoio e amor incondicional. Ao meu irmão, pelo companheirismo e carinho prestado durante esta minha importante etapa.



## Agradecimentos institucionais

The author truly acknowledges the work conditions provided by the Applied Mechanics Division (SMAp) of the department of mechanical engineering (DEMec) of Faculty of Engineering of the University of Porto (FEUP), and by the MIT-Portugal project “MIT-EXPL/ISF/0084/2017”, funded by Massachusetts Institute of Technology (USA) and “Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior - Fundação para a Ciência e a Tecnologia” (Portugal).

Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 - SciTech - Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, cofinanced by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

Furthermore, the author acknowledges the inter-institutional collaboration with the orthopaedics service of Central Hospital of Porto - Hospital de Santo António - and its director, Prof.Dr. António Fonseca Oliveira. Thus, the author acknowledges the support and guidance provided by Prof.Dr. António Fonseca Oliveira from Hospital de Santo António (Porto), Dr. Vânia Oliveira from Hospital de Santo António (Porto) and Dr. Miguel Marta from Hospital de São João (Porto).

Finally, the author acknowledges the synergetic collaboration with the collaborators of “Computational Mechanics Research Laboratory CMech-Lab” (ISEP/FEUP/INEGI), and its director, Prof.Dr. Jorge Belinha, and its senior advisors, Prof.Dr. Renato Natal Jorge and Prof.Dr. Lúcia Dinis.



*“You may never know what results come of your actions,  
but if you do nothing, there will be no results.”*

Mahatma Gandhi



# Índice

<b>Capítulo 1</b> .....	<b>1</b>
Introdução .....	1
1.1 - Motivação .....	2
1.2 - Objetivos .....	3
1.2.1 - Objetivos específicos: .....	4
1.3 - Estrutura do documento .....	4
<b>Capítulo 2</b> .....	<b>5</b>
Estrutura e funções ósseas .....	5
2.1 - Morfologia óssea .....	5
2.1.1- Fémur .....	7
2.1.2- Osso coxal .....	8
2.1.3- Articulação anca .....	8
2.2 - Composição do tecido ósseo .....	11
2.2.1- Matriz óssea .....	11
2.2.2- Células ósseas .....	11
2.3 - Estrutura do tecido ósseo .....	12
2.3.1-Osso cortical e trabecular .....	12
2.3.2-Tecido ósseo reticular e lamelar .....	13
2.4 - Remodelação óssea .....	14
2.4.1- Mecanismos de Regulação .....	15
2.5 - Propriedades mecânicas do tecido ósseo .....	18
2.5.1- Lei material de Lotz et al. ....	19
2.5.2- Lei material de Belinha .....	19
2.6 - Teorias de Remodelação óssea .....	21
2.6.1- Modelos mecânicos .....	22
2.6.2- Modelos biológicos .....	25
2.6.3- Modelos mecanobiológicos .....	28
<b>Capítulo 3</b> .....	<b>29</b>
Artroplastia Total da Anca .....	29
3.1 - Contextualização Clínica .....	31
3.2 - Técnica Cirúrgica .....	32
3.3 - Métodos de Fixação .....	33
3.3.1- Artroplastia cimentada .....	33
3.3.2- Artroplastia não cimentada .....	34
3.4 - Falhas dos implantes .....	35
3.5 - Implantes femorais .....	36
3.5.1- Artroplastia cimentada .....	39
3.5.2- Artroplastia não cimentada .....	39
3.5.3- <i>Designs</i> .....	40
3.6 - Biomateriais .....	42
3.6.1- Polímeros .....	43
3.6.1.1-Poliéter Éter Cetona (PEEK) .....	43

3.6.1.2-Polimetilmetacrilato (PMMA).....	44
3.6.2- Metais .....	44
3.6.2.1-Aço inoxidável .....	44
3.6.2.2-Ligas de Cobalto-Cromo.....	44
3.6.2.3-Titânio e suas ligas.....	44
3.6.2.4-Revestimentos porosos metálicos .....	45
3.6.3- Cerâmicos .....	45
3.6.3.1-Alumina (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ) .....	45
3.6.3.2-Zircônia ZrO <sub>2</sub> .....	45
3.6.3.3-Cerâmicas de revestimento bioativas.....	46
3.6.4- Compósitos .....	46
3.6.5- Propriedades mecânicas dos materiais .....	47
<b>Capítulo 4.....</b>	<b>49</b>
Métodos Numéricos .....	49
4.1 - Método dos Elementos Finitos.....	49
4.1.1- Breve história .....	50
4.2 - Métodos sem malha .....	50
4.2.1-Breve história .....	51
4.2.2- Procedimento genérico dos métodos sem malha .....	51
4.2.3-Conectividade Nodal.....	53
4.2.3.1-RPIM .....	53
4.2.3.2-NNRPIM.....	53
4.2.4-Integração Numérica .....	56
4.2.4.1-RPIM .....	56
4.2.4.2-NNRPIM.....	59
4.2.5-Funções de Forma.....	62
<b>Capítulo 5.....</b>	<b>66</b>
Mecânica dos sólidos.....	66
5.1 - Fundamentos.....	66
5.2 - Formulação matricial .....	68
5.2.1- Forma Fraca de Galerkin.....	69
5.3 - Sistema de Equações Discreto.....	71
<b>Capítulo 6.....</b>	<b>74</b>
Estado da arte de análises computacionais .....	74
6.1 - Método dos elementos finitos .....	74
6.1.1- Análises computacionais do biosistema fêmur-implante usando o MEF .....	75
6.1.1.1-Modelo geométrico do fêmur.....	75
6.1.1.2-Condições de fronteira e de carregamento .....	77
6.1.1.3-Influência da geometria do implante .....	80
6.1.1.4-Aplicação do MEF no estudo da remodelação óssea .....	84
6.2 - Métodos sem malha .....	87
6.1.2- Aplicações em Biomecânica .....	87
<b>Capítulo 7.....</b>	<b>89</b>
Trabalhos preliminares.....	89
7.1 - FEMAS .....	89
7.2 - Análise numérica do biosistema osso/implante .....	91
7.3 - Análise numérica do fêmur na presença de sarcomas ósseos .....	96
<b>Capítulo 8.....</b>	<b>120</b>
Análise computacional da remodelação óssea.....	120
8.1 - Algoritmo da remodelação óssea .....	120
8.1.1- Procedimento do algoritmo .....	120

8.1.2-Estudos numéricos da remodelação óssea .....	123
8.1.2.1-Análise do osso femoral.....	123
8.1.2.2-Análise do fêmur após a ATA.....	129
<b>Capítulo 9.....</b>	<b>136</b>
Conclusões e Trabalhos Futuros .....	136
<b>Referências.....</b>	<b>139</b>
<b>Anexo 1 .....</b>	<b>150</b>
<b>Anexo 2 .....</b>	<b>154</b>

# Lista de figuras

Figura 1.1 - Número de estudos publicados sobre a simulação computacional da remodelação óssea, usando: (a) o método dos elementos finitos; (b) os métodos sem malha. Fonte: <a href="https://www.scopus.com">https://www.scopus.com</a> . ....	3
Figura 2.1 - Classificação do sistema ósseo com base na forma.....	6
Figura 2.2 - Femúr: (a) posterior; (b) anterior [14]. ....	7
Figura 2.3 - Constituição do osso coxal [9]. ....	8
Figura 2.4- Articulação da anca [14]. ....	9
Figura 2.5 - Vista da articulação da anca: (a) posterior; (b) anterior [14]. ....	9
Figura 2.6 - Músculos envolvidos no movimentos da articulação da anca: vista medial, vista lateral [9]. ....	10
Figura 2.7 - Hierarquia do tecido ósseo: fibras de colagénio, lamelas, osteões e trabéculas, osso cortical e osso trabecular [20]. ....	12
Figura 2.8 - Vista detalhada do córtex ósseo [14]. ....	13
Figura 2.9 - Etapas do processo de remodelação óssea. ....	15
Figura 2.10 - Regulação da formação e atividade dos osteoclastos: O M-CSF estimula o recetor (c-fms). A diferenciação e atividade dos osteoclastos são estimuladas pela interação RANK/RANKL, e essa interação pode ser bloqueada pela OPG. A osteoclastogênese é influenciada por várias hormonas e fatores de crescimento (hormona paratiroide (PTH), vitamina D, calcitonina e prostaglandina E (PGE)). ....	16
Figura 2.11 - Módulo de elasticidade na direção axial [6]. ....	20
Figura 2.12 - A teoria de Wolff: À esquerda, uma secção de um fémur proximal, que mostra a arquitetura trabecular; ao centro, a representação esquemática desenhada por Meyer (1967); e à direita as trajetórias das tensões num modelo analisado por Culmann. As curvas representam as orientações das tensões principais máximas e mínimas no material sob carga. As trajetórias das tensões máximas e mínimas cruzam-se sempre perpendicularmente (Adaptado de [42]). ....	21
Figura 2.13 - Orientação trabecular segundo Cowin. A primeira linha representa uma situação de equilíbrio de remodelação, caracterizada pelo alinhamento comum das três elipsoides. Um distúrbio na tensão traduz-se num novo alinhamento da tensão e consequentemente da deformação, e o tensor estrutural mantém a orientação inicial (linha intermédia). Após o osso se adaptar à tensão imposta, um novo equilíbrio de remodelação é atingido (última linha) [54]. ....	24

Figura 2.14 - Interações paracrinas e autocrinas entre populações de osteoblastos e osteoclastos [55].	26
Figura 3.1 - Projeções até 2030 nos EUA: (a) do número de artroplastias primárias e de revisão; (b) do total de custos das artroplastias primárias e de revisão [63].	30
Figura 3.2 - Constituição da prótese da anca [15].	31
Figura 3.3 - Procedimento cirurgico de uma artroplastia total da anca primária.	32
Figura 3.4- (a) Artroplastia cimentada; (b) Artroplastia não cimentada. Apresentado em <a href="https://orthonorcal.com/">https://orthonorcal.com/</a> .	34
Figura 3.5 - Formas de fixação de próteses não cimentadas.	35
Figura 3.6 - (a) Implante de Sir Charnley (1960). (b) Próteses monobloco e modular.	37
Figura 3.7 - Parâmetros de <i>design</i> de hastes femorais.	38
Figura 3.8 - Implante femoral: (a) com <i>collar</i> (b) sem <i>collar</i>	38
Figura 3.9 - <i>Designs</i> de hastes femorais: (a) em cunha (Bencox ID (Corentec, Korea)); (b) dupla cunha ou enchimento metafisário (Summit (DePuy, USA)); (c) afunilado e redondo (Mallory (Biomet, USA)); (d) afunilado com estrias longitudinais (Wagner (Zimmer, USA)); (e) afunilado e retangular (Zweymüller Alloclassic (Zimmer, USA)); (f) completamente revestido (AML (DePuy, USA).); (g) modular (S-ROM (DePuy, USA)); (h) curvo, anatómico; (i) Müller; (j) Exeter, com um centralizador distal para facilitar a subsidência; (l) Stanmore; (m) Lubinus; (n) Spectron EF.	41
Figura 3.10 - Hastes femorais curtas: (a) Proxima (Depuy,USA); (b) Caso clínico. Hastes femorais médias-curtas: (c) Bencox M (Corentec, Korea). (d) Trilock (DePuy, USA). (e) M/L Taper (Zimmer, USA) [76].	42
Figura 4.1 - Malha de elementos finitos.	49
Figura 4.2 - Discretização nodal do domínio do problema: (a) domínio sólido com as fronteiras naturais e essenciais; (b) discretização nodal regular; (c) discretização nodal irregular.	52
Figura 4.3 - Exemplos de diferentes tipos de domínio de influência: (a) domínio de influência de tamanho fixo e forma retangular; (b) domínio de influência de tamanho fixo e forma circular; (c) domínio de influência de tamanho variável e forma circular [6].	53
Figura 4.4 - (a) Conjunto inicial de nós; (b) Primeiro plano; (c) Segundo plano; (d) Célula provisória de Voronoï; (e) Célula de Voronoï do nó $n_0$ ; (f) Diagrama de Voronoï [6].	54
Figura 4.5 - (a) Célula de influência de primeiro grau; (b) Célula de influência de segundo grau [6].	56
Figura 4.6 - (a) Malha de integração gaussiana ajustada ao domínio sólido; (b) Malha de integração gaussiana geral [6].	56
Figura 4.7 - (a) Célula inicial; (b) Quadrado isoparamétrico e pontos de integração; (c) Célula da quadratura inicial com os pontos de integração [6].	57
Figura 4.8 - (a) Diagrama inicial de Voronoï; (b) Triangulação Delaunay [6].	60

Figura 4.9 - (a) Célula de Voronoï e respetivos pontos de interseção ( <i>PIi</i> ); (b) Pontos médios, <i>MII</i> e criação dos respetivos quadriláteros; (c) Quadrilátero [6].	60
Figura 4.10 - (a) Célula de Voronoï e respetivos pontos de interseção ( <i>PIi</i> ); (b) Pontos médios, <i>MII</i> e criação dos respetivos triângulos; (c) Triângulo [6].	61
Figura 4.11 - Triângulo e Quadrilátero e os respetivos pontos de integração [6].	61
Figura 4.12 - Divisão em quadriláteros das sub-células [6].	62
Figura 4.13 - Triângulo e Quadrilátero e os respetivos pontos de integração, <i>xI</i> , usando o esquema de integração Gauss-Legendre [6].	62
Figura 5.1 - Sólido contínuo sujeito a forças de volume e forças externas [6].	69
Figura 6.1 - Malha de elementos de um fémur humano: (a) Modelo 2D, um dos primeiros utilizados em aplicações de MEF na biomecânica ortopédica (Brekermans et al. [121]; (b) Modelo 3D criado em diferentes perspetivas (Rohlmann et al. [136]).	76
Figura 6.2 - Processo de modelação do método dos elementos finitos baseado em imagens CT.	77
Figura 6.3 - Influência do peso corporal (%BW) durante o ciclo da marcha humana [150].	79
Figura 6.4 - Representação esquemática das forças de Beaupré et al. [151].	79
Figura 6.5 - Distribuição da densidade após o o processo de remodelação. Efeito “checkerboard” [5].	85
Figura 6.6 - Após a reorientação da tensão aplicada, a arquitetura é reorientada para se alinhar com a nova orientação da tensão [194].	85
Figura 7.1 - Interface gráfica do utilizador-FEMAS.	90
Figura 7.2 - (a) Condições de Fronteira essenciais e naturais e materiais. (b) Malha de elementos.	92
Figura 7.3 - Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises: (a) tecido ósseo; (b) osso cortical; (c) osso trabecular (d) implante.	93
Figura 7.4 - Pontos de interesse selecionados para o estudo:(a) no osso de P1 a P3; (b) no implante de P4 a P6.	94
Figura 7.5 - Distribuição da tensão efetiva de von Mises no osso (P1 a P3) e implante (P4 a P6).	95
Figura 7.6 - (a) Representação da geometria geral dos modelos e das condições de fronteira naturais e essenciais aplicadas. (b) Malha de elementos. (c) Malha nodal.	97
Figura 7.7 - Representação geométrica dos 12 modelos estudados.	98
Figura 7.8 - Mapas de cor da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o MEF.	100
Figura 7.9 - Mapas de cor da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o RPIM.	101
Figura 7.10 - Mapas de cor da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o NNRPIM.	102

Figura 7.11 - Mapas de cor da tensão principal 1 ( $\sigma_1$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o MEF. .....	103
Figura 7.12 - Mapas de cor da tensão principal 1 ( $\sigma_1$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o RPIM. .....	104
Figura 7.13 - Mapas de cor da tensão principal 1 ( $\sigma_1$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o NNRPIM.....	105
Figura 7.14 - Mapas de cor da tensão principal 2 ( $\sigma_2$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o MEF .....	106
Figura 7.15 - Mapas de cor da tensão principal 2 ( $\sigma_2$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o RPIM. .....	107
Figura 7.16 - Mapas de cor da tensão principal 2 ( $\sigma_2$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o NNRPIM.....	108
Figura 7.17 - As zonas a vermelho indicam as zonas onde foram selecionados os pontos de interesse.....	109
Figura 7.18 - Representação gráfica da distribuição da tensão de von Mises obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 1. ....	110
Figura 7.19 - Representação gráfica da distribuição da tensão de von Mises obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 2. ....	111
Figura 7.20 - Representação gráfica da distribuição da tensão de von Mises obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 3. ....	111
Figura 7.21 - Representação gráfica da distribuição da tensão de von Mises obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 4. ....	112
Figura 7.22 - Representação gráfica da distribuição da tensão de von Mises obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 5. ....	112
Figura 7.23 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 1. ....	113
Figura 7.24 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 2. ....	114
Figura 7.25 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 3. ....	115
Figura 7.26 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 4. ....	116

Figura 7.27 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 5. ....	117
Figura 7.28 - Nós de interesse selecionados (linha preta) no caso de estudo 4: (a) tamanho A; (b) tamanho B; (c) tamanho C. ....	118
Figura 7.29 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM, ao longo dos nós do perímetro circundante do sarcoma do caso 4. ....	118
Figura 8.1 - Algoritmo da remodelação óssea [116]. ....	122
Figura 8.2 - Isomapa representativo da arquitetura trabecular observada no femur. ....	122
Figura 8.3 - (a) Radiografia anteroposterior do fémur do lado direito do paciente. (b) Representação do modelo geométrico. (c) Representação esquemática dos principais grupos trabeculares. Discretização do domínio do problema: (d) malha nodal; (e) malha de elementos. ....	124
Figura 8.4 - Representação esquemática das cargas e restrições de cada caso de carga: o primeiro caso de carga (CC1), o segundo caso de carga (CC2) e o terceiro caso de carga (CC3). ....	125
Figura 8.5 - Arquitetura trabecular final ( $\rho_{app} = 1,2 \text{ g/cm}^2$ ) obtida para a combinação dos três casos de carga (CC), usando como critério de remodelação: o $\sigma_{11}$ , o $\sigma_{ef}$ e o SED, e como método numérico o RPIM. ....	126
Figura 8.6- Arquitetura trabecular final ( $\rho_{app} = 1,2 \text{ g/cm}^2$ ) obtida para a combinação dos três casos de carga (CC), para os diferentes métodos numéricos, considerando $\beta = 0.05, 0.03$ . ....	127
Figura 8.7 - Para o CC: (a) Arquitetura trabecular final obtida, (b) Mapa da tensão de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ). ....	128
Figura 8.8 - Interseção dos pares de soluções. ....	129
Figura 8.9 - (a) Radiografia anteroposterior do fémur do lado direito do paciente. (b) Representação do modelo geométrico e dos principais grupos trabeculares. (c) Implante comercial. (d) Representação esquemática dos principais grupos trabeculares. Discretização do domínio do problema: (d) malha nodal; (e) malha de elementos. (f) Condições de fronteira naturais e essenciais. ....	130
Figura 8.10 - Para a CC: (a) Arquitetura trabecular final obtida (b) Mapa da tensão de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ). ....	132
Figura 8.11 - Avaliação das Zonas de Gruen. Arquitetura trabecular final ( $\rho_{app} = 1,2 \text{ g/cm}^2$ ) obtida usando o MEF, RPIM e NNRPIM. ....	134
Figura 8.12 - Interseção dos pares de soluções. ....	134
Figura A.1 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM, ao longo dos nós do perímetro circundante do sarcoma do caso 1. ....	150

Figura A.2 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM, ao longo dos nós do perímetro circundante do sarcoma do caso 2. ....	151
Figura A.3 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM, ao longo dos nós do perímetro circundante do sarcoma do caso 3. ....	152
Figura A.4 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM, ao longo dos nós do perímetro circundante do sarcoma do caso 4. ....	153
Figura A.5 - Arquitetura trabecular final ( $\rho_{app} = 1,2 \text{ g/cm}^2$ ) obtida para os casos de carga em separado (CC1, CC2 e CC3) e para a combinação dos casos de carga (CC), usando como critério de remodelação óssea: a $\sigma_{11}$ , a $\sigma_{ef}$ e o SED e como método numérico o RPIM. ....	154
Figura A.6 - Arquitetura trabecular final ( $\rho_{app} = 1,2 \text{ g/cm}^2$ ) obtida para os casos de carga em separado (CC1, CC2 e CC3) e para a combinação dos casos de carga (CC), para os diferentes métodos numéricos, considerando $\beta = 0.05, 0.03$ . ....	155
Figura A.7 - Mapas da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), obtida para todos os casos de carga considerados, para os diferentes métodos numéricos, considerando $\beta = 0.05, 0.03$ . ....	156
Figura A.8 - Mapas da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), obtida para todos os casos de carga considerados, para os diferentes métodos numéricos, considerando $\beta = 0.05, 0.03$ . ....	157
Figura A.9 - Mapas da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ), obtida para todos os casos de carga considerados, para os diferentes métodos numéricos, considerando $\beta = 0.05, 0.03$ . ....	158
Figura A.10 - Para o CC1: (a) Arquitetura trabecular final obtida, (b) Mapa da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ). ....	159
Figura A.11 - Para o CC2: (a) Arquitetura trabecular final obtida, (b) Mapa da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ). ....	160
Figura A.12 - Para o CC3: (a) Arquitetura trabecular final obtida, (b) Mapa da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ). ....	161
Figura A.13 - Para o CC1: (a) Arquitetura trabecular final obtida, (b) Mapa da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ). ....	162
Figura A.14 - Para o CC2: (a) Arquitetura trabecular final obtida, (b) Mapa da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ). ....	163
Figura A.15 - Para o CC3: (a) Arquitetura trabecular final obtida, (b) Mapa da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ). ....	164

# Lista de tabelas

Tabela 2.1 - Alguns fatores regulatórios e os respectivos efeitos durante o processo de remodelação óssea. ....	17
Tabela 2.2 - Coeficientes de Lotz et al. ....	19
Tabela 2.3 - Coeficientes da lei proposta por Belinha. ....	20
Tabela 2.4- Fatores regulatórios incluídos no modelo de Komarova et al. [55]. ....	25
Tabela 3.1 - Sistema de classificação de implantes femorais não cimentados [78]. ....	40
Tabela 3.2 - Quadro resumo dos materiais utilizados nos diferentes componentes que constituem a prótese da anca. ....	47
Tabela 3.3 - Propriedades mecânicas dos materiais constituintes da haste femoral [62], [79], [80], [84]. ....	48
Tabela 3.4 - Propriedades mecânicas dos materiais constituintes do cimento ósseo e revestimentos bioativos. ....	48
Tabela 4.1 - Pontos de integração e correspondentes pesos para células isoparamétricas quadriláteras. ....	58
Tabela 4.2 - Pontos de integração e correspondentes pesos para células isoparamétricas triangulares. ....	59
Tabela 6.1 - Tipos de movimentos executados pela articulação da anca [17]. ....	78
Tabela 6.2 - Cargas propostas por Beaupré et al. [151]. ....	80
Tabela 6.3 - Caso de carga usado no trabalho de Scannel e Prendergast [154]. ....	80
Tabela 7.1 - Propriedades mecânicas dos materiais [90], [217]. ....	91
Tabela 7.2 - Valores das componentes das forças para os três casos de carga (Adaptado de [151]). ....	92
Tabela 7.3 - Campo de deslocamentos observados em: P7-Cabeça do implante; P5-Região apical do implante. ....	95
Tabela 7.4 - Propriedades mecânicas dos materiais [151]. ....	99
Tabela 8.1- Casos de carga considerados ([154]). ....	131



# Lista de Abreviações

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ATA	Artroplastia Total da Anca
BMU	Unidade multicelular básica ( <i>Basic Multicellular Unit</i> )
BW	Peso corporal ( <i>Body Weight</i> )
CFRPMMA	Polimetilmetacrilato reforçado com fibras de carbono ( <i>Carbon Fibre Reinforced Polymethyl Methacrylate</i> )
DEM	<i>Diffuse Element Method</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
EFGM	<i>Element Free Galerkin Method</i>
EUA	Estados Unidos da América
FEMAS®	<i>Finite Element and Meshless Analysis Software</i>
FEUP	Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
FPM	<i>Finite Point Method</i>
GUI	Interface gráfica do utilizador ( <i>Graphical user interface</i> )
HA	Hidroxiapatita
IGF-I	Fator de Crescimento semelhante à Insulina tipo I ( <i>Insulin-like growth factor I</i> )
IGF-II	Fator de Crescimento semelhante à Insulina tipo II ( <i>Insulin-like growth factor II</i> )
M-CSF	Fator Estimulador de Colónia de Macrófagos ( <i>Macrophage Colony-Stimulating Factor</i> )
MEF	Método dos Elementos Finitos
MFS	<i>Method of the Finite Spheres</i>
MGF	Material Gradiente Funcional
MLPG	<i>Local Pretov-Galerkin Method</i>
MQ	Função Multiquadrática
NEM	<i>Natural Element Method</i>
NNRPIM	<i>Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method</i>
NREM	<i>Natural Radial Element Method</i>
OPG	Osteoprotegerina
PEEK	Poliéter Éter Cetona ( <i>Polyether Ether Ketone</i> )

PGE	Prostaglandina E
PIM	<i>Point Interpolation Method</i>
PMMA	Polimetacrilato de metilo
PTH	Hormona Paratiroide ( <i>Parathyroid Hormone</i> )
RANKL	Ligando do Recetor Ativador do Fator Nuclear Kappa B ( <i>Receptor Activator of Nuclear Factor Kappa-B Ligand</i> )
RBF	<i>Radial Basis Function</i>
RKPM	<i>Reproducing Kernel Particle Method</i>
RM	Ressonância Magnética
RPI	<i>Radial Point Interpolators</i>
RPIM	<i>Radial Point Interpolation Method</i>
SED	Densidade de energia de deformação ( <i>Strain Energy Density</i> )
SPH	<i>Smooth Particle Hydrodynamics</i>
TC	Tomografia Computarizada
TCP	Fosfato Tricálcio
TGF- $\beta$	Fator de crescimento transformador- $\beta$ ( <i>Transforming Growth Factor - <math>\beta</math></i> )
Y-TZP	Zircónia Policristalina Tetragonal estabilizada por ítrio ( <i>Yttria-stabilized Tetragonal Zirconia</i> )
UHMWPE	Polietileno de alto peso molecular ( <i>Ultra High Molecular Weight Polyethylene</i> )



# Capítulo 1

## Introdução

Todos os anos, cerca de um milhão de artroplastias da anca são realizadas em todo mundo. Atualmente, caracteriza-se por ser uma cirurgia segura e eficaz, sendo considerada a “cirurgia do século”. A artroplastia total da anca (ATA) consiste na substituição de uma articulação natural, mas debilitada, por uma artificial através da inserção de uma prótese. A articulação coxo-femoral é uma das mais resistentes, pois é responsável pelo suporte e movimento do corpo humano. Portanto, ao restaurar a funcionalidade total, o paciente consegue recuperar a sua mobilidade e qualidade de vida.

Um estudo estatístico publicado, demonstra que nas próximas décadas até 2030, o número de doentes vai aumentar consideravelmente, uma vez que nos EUA entre 2003 e 2013, a ATA primária e de revisão aumentou cerca de 174% e 130%, respectivamente [1]. Isto deve-se sobretudo ao aumento da esperança média de vida da população.

Em média, os implantes femorais são planeados para durarem pelo menos 20 anos, porém, a vida útil depende muito do estilo de vida adotado pelos pacientes.

As próteses ortopédicas são consideradas um dos produtos mais inovadores na área da engenharia biomédica, sendo submetidas a uma contínua pesquisa e desenvolvimento. O objetivo é aumentar o tempo de vida útil, reduzindo assim a probabilidade de possíveis complicações e cirurgias de revisão.

O sucesso de um implante femoral depende sobretudo do tipo de prótese aplicada, da condição óssea do paciente e da experiência do cirurgião. Existem vários fatores que conduzem à falha do implante, nomeadamente a perda óssea femoral observada após a inserção do implante na cavidade intramedular, provocada pelo fenómeno de *stress shielding*. Este fenómeno é responsável por desencadear o processo de reabsorção óssea como resultado da alteração do campo de tensões a que o osso está sujeito após a inserção de um implante.

Portanto, o tecido ósseo apresenta-se como um material dinâmico com a capacidade de se adaptar a diferentes ambientes mecânicos. Wolff foi o primeiro a defender o paradigma de que a adaptação do tecido ósseo está relacionada com diferentes estímulos mecânicos. Vários trabalhos subsequentes desenvolveram modelos matemáticos na tentativa de compreender melhor a resposta do osso aos diferentes estímulos mecânicos e assim identificar qual a variável mais afetada que traduz a remodelação óssea [2], [3], [4], [5].

No entanto, o osso exerce várias funções que se relacionam entre si. Nos últimos anos, o desafio tem sido identificar todos os mecanismos biológicos e mecânicos que intervêm no processo de remodelação óssea. Contudo, nem sempre é possível prever a perda óssea em torno de implantes usando técnicas *in vivo*. Para isso, são necessários vários estudos em diferentes escalas.

Neste sentido, a introdução dos métodos de análise numérica no campo da biomecânica tornou-se uma ferramenta valiosa na compreensão de fenômenos biológicos, principalmente os dependentes do tempo como é o caso da remodelação do tecido ósseo. Desde então vários modelos matemáticos de remodelação óssea, combinados com métodos numéricos de discretização, foram apresentados. Assim, é possível prever o comportamento a longo prazo de implantes simulando computacionalmente a remodelação do tecido ósseo. Adicionalmente, a simulação computacional pode ainda ser usada para selecionar e/ou otimizar a forma e/ou material do implante. Atualmente, o método de análise numérica mais usado na engenharia e na ciência é o Método dos Elementos Finitos (MEF). No entanto, devido a algumas limitações apresentadas, uma nova classe de métodos numéricos foi desenvolvida, os métodos sem malha.

A dissertação tem como principal foco a previsão da remodelação óssea no fêmur antes e após a inserção de um implante femoral, combinando um algoritmo de remodelação óssea mecanológico [6] com o MEF e dois métodos sem malha, nomeadamente o *Radial Point Interpolation Method* (RPIM) e *Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method* (NNRPIM). Assim, é esperado validar a metodologia proposta, através da comparação dos resultados obtidos *in silico* com os observados clinicamente.

Durante o desenvolvimento da dissertação foi possível a escrita de dois artigos científicos intitulados de: “*Using meshless methods to analyse bone remodelling after the insertion of a femoral implant*” e “*Using meshless methods to predict in-silico the stress distribution around bone sarcoma*” com a participação na *V International Conference on Biomedical Engineering (BIODENTAL-2018)*. Para além disso, será ainda possível a colaboração na escrita do livro intitulado de “*Advances in Biomechanics and Tissue Regeneration*” da editora *Elsevier*, com o capítulo “*Numerical assessment of bone tissue remodelling of a proximal femur after insertion of a femoral implant using an interpolating meshless method*”.

### 1.1 - Motivação

A pesquisa na biomecânica ortopédica não é um assunto novo. Estudos experimentais fornecem informações valiosas neste campo, no entanto carecem de algumas limitações. Concomitante com o desenvolvimento tecnológico e científico, estudos *in silico* começaram a ser foco de interesse na modelação de fenômenos naturais. Os modelos matemáticos abrem um caminho promissor, possibilitando a análise de modelos virtuais e a sua validação através de testes experimentais. Ao contrário do que acontece em situações *in vivo* ou *in vitro*, a simulação computacional possibilita prever fenômenos biológicos de forma não invasiva. Além disso, é possível a sua combinação com imagens médicas permitindo desta forma a criação de um modelo de estudo baseado na especificidade do paciente, fornecendo informações impossíveis de serem adquiridas experimentalmente. Assim, é possível validar um modelo conceptual e até mesmo prever algum resultado experimental ou clínico.

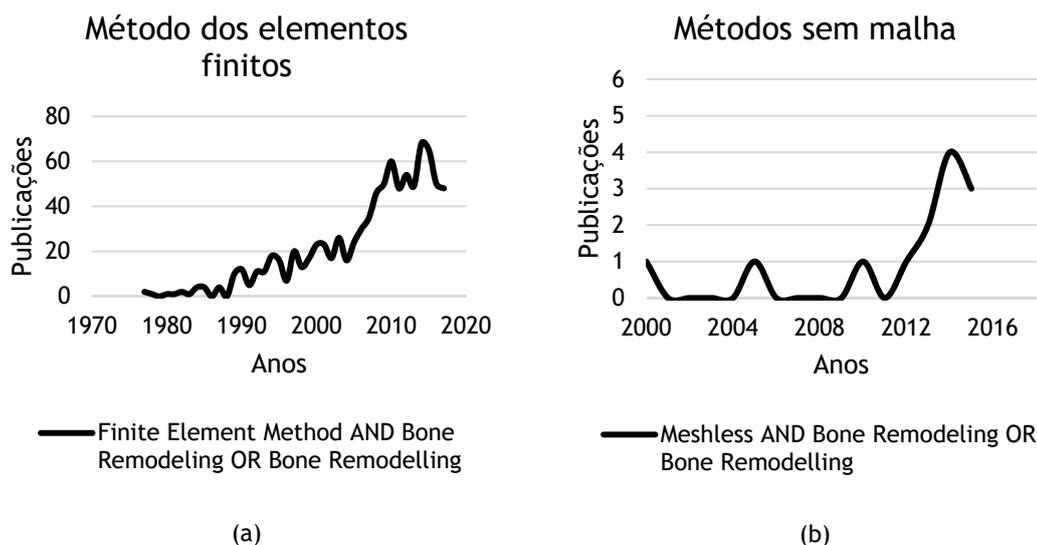
Esta nova ferramenta de investigação permite o estudo de diferentes eventos simultaneamente, e de fenômenos que exibem um comportamento não linear, como é o caso da remodelação óssea. Portanto, é possível prever a remodelação óssea recorrendo à simulação

numérica computacional. A combinação de informações entre os modelos matemáticos e os experimentais permite avaliar o comportamento do sistema biológico osso e/ou implante de forma mais precisa.

Atualmente, o método de análise numérica mais utilizado na biomecânica é o MEF, que tem permitido obter resultados bastante promissores no estudo da remodelação óssea ao prever a influência a longo prazo de um implante femoral [7], [8]. No entanto, uma outra classe de métodos numéricos começou a surgir, os métodos sem malha, uma vez que em comparação com o MEF são mais flexíveis na discretização e permitem obter resultados mais precisos [6].

Na verdade, foram todos estes motivos, aliados ao número de indivíduos que necessitarão desta intervenção cirúrgica futuramente (e cada vez mais precocemente), que contribuirão para a motivação e interesse pessoal neste trabalho.

Adicionalmente, como observado na Figura 1.1, através de uma pesquisa realizada na base de dados *Scopus* ([www.scopus.com](http://www.scopus.com)), os métodos sem malha aplicados no estudo da remodelação óssea são escassos, quando comparados com os estudos existentes usando o método dos elementos finitos. Uma vez que os métodos sem malha têm demonstrado ser uma ferramenta valiosa na biomecânica, outra motivação e interesse neste trabalho é entender o nível de desempenho destes métodos combinados com um algoritmo de remodelação óssea, permitindo progredir o estado da arte neste campo.



**Figura 1.1** - Número de estudos publicados sobre a simulação computacional da remodelação óssea, usando: (a) o método dos elementos finitos; (b) os métodos sem malha. Fonte: <https://www.scopus.com>.

## 1.2 - Objetivos

O principal objetivo deste projeto é a previsão do processo de remodelação no osso femoral antes e após a inserção de um implante usando um algoritmo de remodelação recentemente desenvolvido por Belinha [6]. Tal como o método dos elementos finitos, os métodos sem malha são métodos numéricos discretos. Os métodos sem malha que vão ser aplicados neste projeto são o RPIM, e o NNRPIM, sendo este último um método desenvolvido na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP). No final, os resultados obtidos *in silico* vão ser comparados com os dados clínicos fornecidos por imagens médicas disponibilizadas. Adicionalmente, outro

dos objetivos é a validação da abordagem numérica adotada, uma vez que poucos estudos foram desenvolvidos associando os métodos sem malha aos implantes femorais e/ou remodelação óssea.

### 1.2.1- Objetivos específicos:

- Compreender o processo de remodelação óssea;
- Analisar computacionalmente a remodelação óssea no fémur antes e após a colocação de um implante;
- Comparar os resultados obtidos computacionalmente com os dados clínicos, justificando a eficiência do método.

## 1.3 - Estrutura do documento

A presente dissertação encontra-se subdividida em vários capítulos. No Capítulo 1 é apresentada uma contextualização do problema, bem como a motivação deste trabalho e os seus principais objetivos. O Capítulo 2 descreve o tecido ósseo em geral bem como a anatomia e fisiologia dos ossos que compõem a articulação da anca. Ainda neste capítulo é explicado o processo de remodelação óssea e os seus mecanismos de regulação. No Capítulo 3 é apresentado o impacto socio-económico da atroplastia total da anca na população, bem como algumas doenças que podem levar à realização desta intervenção cirúrgica. Ainda neste capítulo é efectuada uma revisão dos implantes existentes no mercado, apresentando as diferentes formas e materiais mais comuns. No Capítulo 4 encontram-se descritos os métodos numéricos que vão ser usados neste trabalho, onde é exposta a formulação dos métodos sem malha RPIM e NNRPIM. Segue-se o Capítulo 5, onde é apresentada uma breve introdução das noções básicas de mecânica dos sólidos. No capítulo 6 é efectuada uma revisão da literatura sobre os estudos biomecânicos existentes na área dos implantes femorais e remodelação óssea. No Capítulo 7 é feita uma breve introdução ao *software* de simulação computacional utilizado, o FEMAS, e ainda são apresentados os trabalhos preliminares realizados antes de se proceder à análise da remodelação óssea. No Capítulo 8 é primeiramente esquematizado e explicado o algoritmo de remodelação óssea utilizado neste trabalho. De seguida são apresentados os estudos numéricos da avaliação da remodelação óssea com recurso a um caso clínico. E por fim, no Capítulo 9 são expostas as conclusões gerais da dissertação, algumas limitações e as previsões de trabalhos futuros.

## Capítulo 2

# Estrutura e funções ósseas

O corpo humano apresenta-se como um sistema complexo, composto pela interação de vários subsistemas. O sistema esquelético é composto por ossos, cartilagens e outros tecidos conjuntivos que o estabilizam e ligam. As principais funções do sistema esquelético no organismo subdividem-se em mecânicas e metabólicas. As funções mecânicas permitem a sustentação e proteção dos tecidos moles e órgãos vitais. Além disso, os ossos constituem um repositório rico em minerais, que mantêm as concentrações normais de cálcio e fosfato nos fluidos corporais. Na medula vermelha que preenche as cavidades internas de muitos ossos, são produzidas células sanguíneas como, glóbulos vermelhos, glóbulos brancos e plaquetas [6], [9].

O osso é considerado um tecido altamente organizado e especializado que é caracterizado pela sua rigidez, porosidade e dureza. É constituído por células especializadas e uma matriz extracelular de fibras proteicas (substâncias orgânicas) e cristais de hidroxiapatita (substâncias inorgânicas). A resistência da matriz óssea deve-se à deposição dos sais de cálcio em torno das fibras proteicas [10]. Assim, as propriedades do osso dependem da proporção entre as substâncias orgânicas e inorgânicas [6], [9].

O tecido ósseo é um tecido dinâmico, que vai experimentando ao longo do tempo uma adaptação contínua de modo a preservar o tamanho, forma e integridade estrutural do esqueleto [11]. Este processo adaptativo, conhecido como remodelação óssea, permite a remoção do osso antigo danificado e a deposição de um novo tecido ósseo mecanicamente mais forte [12], [13].

### 2.1 - Morfologia óssea

O esqueleto humano apresenta um total de 213 ossos, sendo divididos em quatro categorias gerais, com base na sua forma: ossos longos, ossos curtos, ossos planos e ossos irregulares. Na Figura 2.1 é possível observar as diferentes categorias.

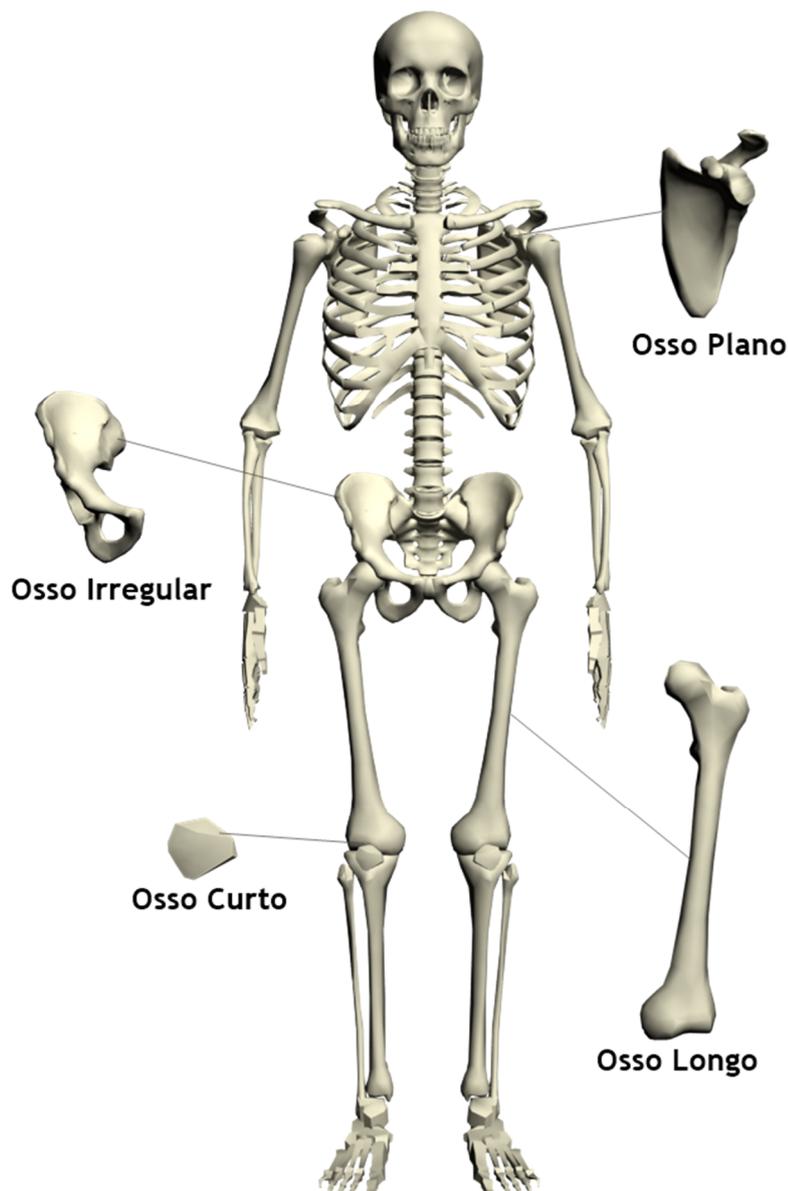


Figura 2.1 - Classificação do sistema ósseo com base na forma.

Os ossos longos, que apresentam maior relevância neste estudo, são compostos pela diáfise, onde se pode encontrar a cavidade medular, duas epífises e duas metáfises. A região de transição da epífise para a diáfise designa-se de metáfise. A diáfise é composta principalmente por osso cortical denso, enquanto a metáfise e epífise são compostas por uma malha de osso trabecular. No interior das epífises encontra-se medula óssea vermelha, que tem como principal função a produção de células sanguíneas, enquanto no interior da diáfise encontra-se medula óssea amarela, rica em gordura. A superfície externa do osso é chamada de perióstio, sendo o endóstio a camada interna presente nas cavidades ósseas. Os ossos longos são encontrados na parte superior e inferior dos membros. Alguns exemplos incluem o fêmur, a tibia e o úmero [10].

Os ossos curtos têm uma largura comparativamente maior do que o seu comprimento. Estes apresentam no seu exterior, uma camada fina de osso cortical que circunda um interior composto por osso trabecular. As principais funções são fornecer suporte e estabilidade. Este tipo de osso inclui o osso do carpo (pulso) e do tarso (tornozelo) [10].

Os ossos irregulares possuem várias formas complexas, sendo a sua estrutura interna igualmente variada. São compostos principalmente por osso trabecular, coberto por uma fina camada externa de osso cortical. São exemplos as vértebras da coluna vertebral, vários ossos encontrados no crânio e o osso coxal. A forma das vértebras, a título de exemplo, permite a proteção do sistema nervoso central [10].

Os ossos planos são compostos superficialmente por osso cortical enquanto os seus centros são constituídos por osso trabecular e quantidades variáveis de medula óssea. Caracterizam-se por serem resistentes e leves. A principal função deste tipo de osso passa por fornecer proteção aos órgãos vitais bem como conceder uma base para a fixação muscular. Exemplos são o crânio, o esterno ou a escápula [10].

### 2.1.1- Fémur

O fémur, Figura 2.2, é considerado o osso mais longo do corpo humano. Pode ser dividido em três secções principais: a extremidade proximal, o corpo femoral e a extremidade distal. A sua extremidade proximal é constituída pela cabeça, o pescoço e duas protuberâncias para ligação muscular, o trocanter maior e o menor.

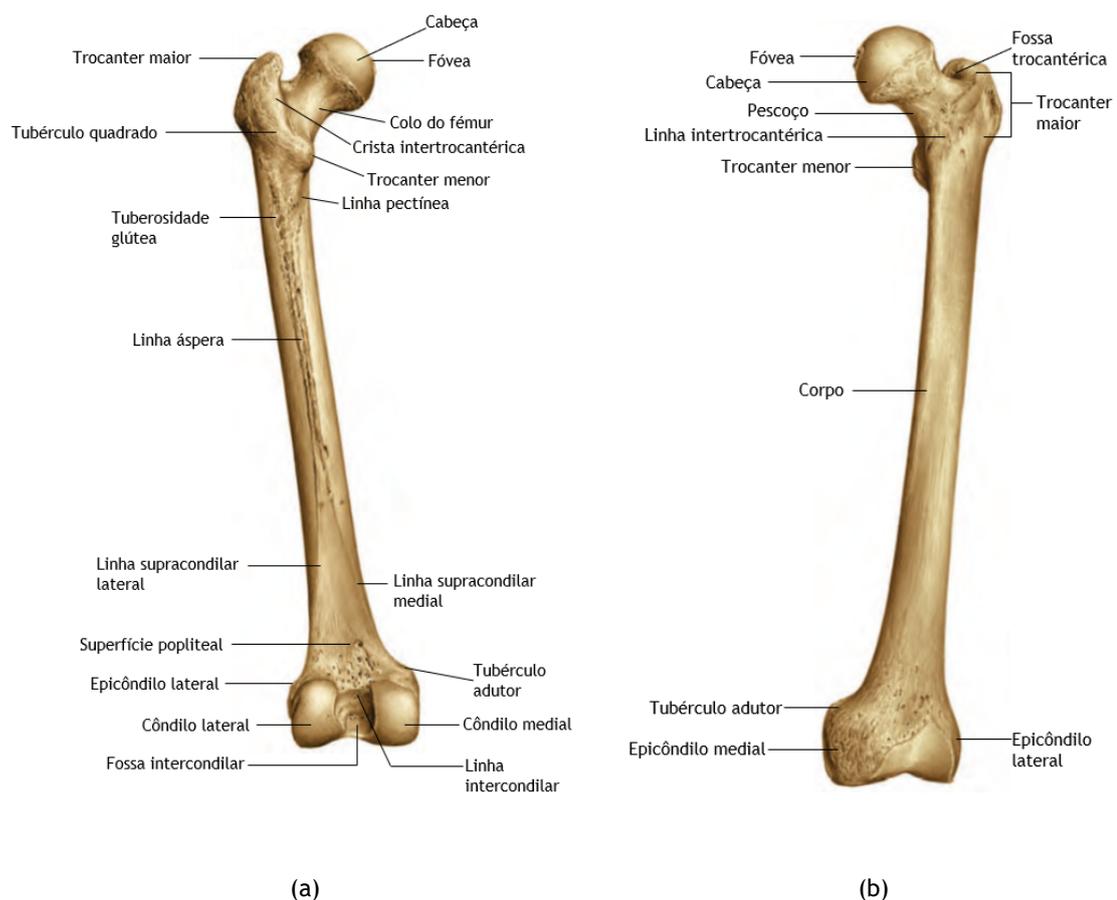


Figura 2.2 - Femúr: (a) posterior; (b) anterior [14].

Na cabeça encontra-se uma depressão não articular (fóvea), para inserção do ligamento da cabeça do fêmur. A extremidade distal é maior que a proximal e é constituída por duas eminências conhecidas como côndilos. Estendendo-se entre os dois trocanteres e separando o colo do corpo do fêmur, encontra-se a linha intertrocantérica [14].

### 2.1.2- Osso coxal

O osso coxal é um osso irregular constituído por três porções ósseas: a púbis, o ílio e o ísquio, que se fundem num único osso quando é atingida a maturidade esquelética [14]. A constituição do osso coxal encontra-se representada na Figura 2.3. No centro da superfície externa do osso coxal encontra-se uma cavidade hemisférica designada de acetábulo [15].

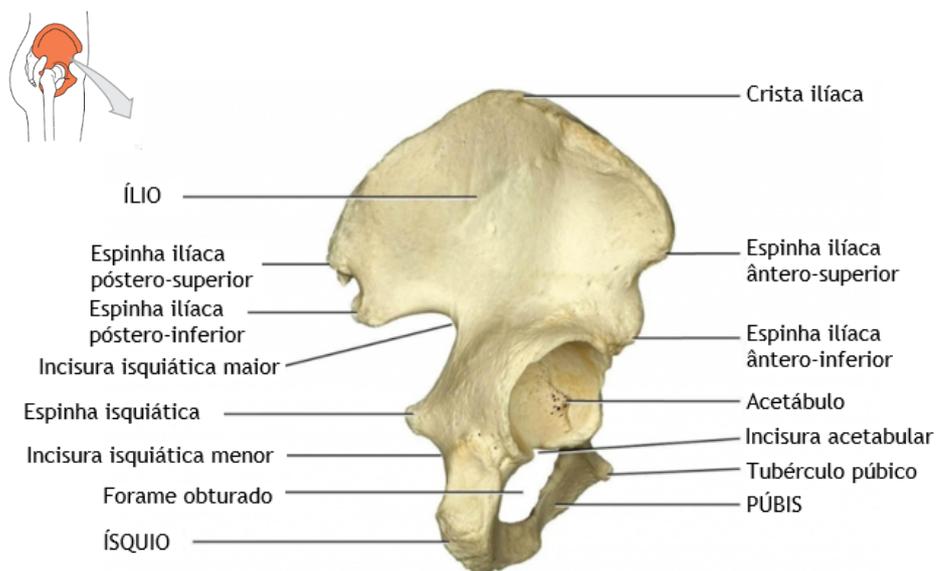


Figura 2.3 - Constituição do osso coxal [9].

### 2.1.3- Articulação anca

A articulação da anca, ou articulação coxofemoral, é anatomicamente e fisiologicamente única [16]. É considerada a articulação mais resistente do sistema musculo esquelético, uma vez que é composta por uma grande massa muscular. A principal função é a de sustentação e locomoção do corpo humano. A articulação coxofemoral encontra-se representada na Figura 2.4.

A articulação da anca é uma articulação sinovial constituída pela união do centro da cabeça femoral com o centro do acetábulo. Esta cavidade acetabular que se une à cabeça do fêmur é delimitada por um rebordo cartilaginoso exterior designado de rebordo cotiloideu [16].

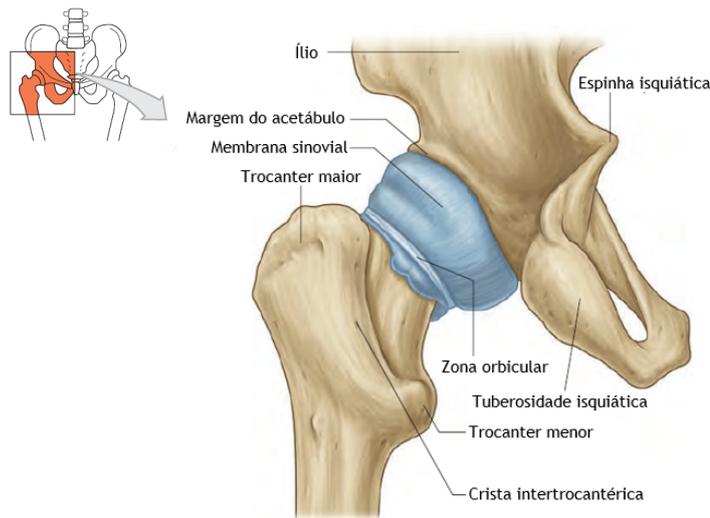


Figura 2.4- Articulação da anca [14].

As duas superfícies articulares, acima descritas, são mantidas em contacto através da cápsula articular. Ambas as superfícies são recobertas por uma camada de cartilagem, que atua como amortecedor da articulação, diminuindo o atrito entre as duas superfícies. Além disso, o espaço entre a cabeça femoral e o acetábulo é preenchido por um líquido sinovial, que promove a baixa fricção entre as duas superfícies permitindo a mobilidade humana inibida de dor. Este líquido é formado na membrana sinovial, que cobre a superfície interna da cápsula articular [14], [15].

A cápsula articular, é formada pelo cruzamento de três ligamentos: o ligamento iliofemoral, o ligamento pubofemoral e o ligamento isquiofemoral, Figura 2.5. Os dois primeiros fortalecem a parte anterior da cápsula articular, sendo a parte posterior fortalecida pelo ligamento isquiofemoral. Existe ainda um ligamento independente, o ligamento da cabeça do fémur que é responsável pela fixação direta entre o acetábulo e a cabeça femoral. Este conjunto de ligamentos além de promover a fixação entre os dois ossos, assume ainda um papel fundamental na estabilização da articulação coxofemoral [14], [17].

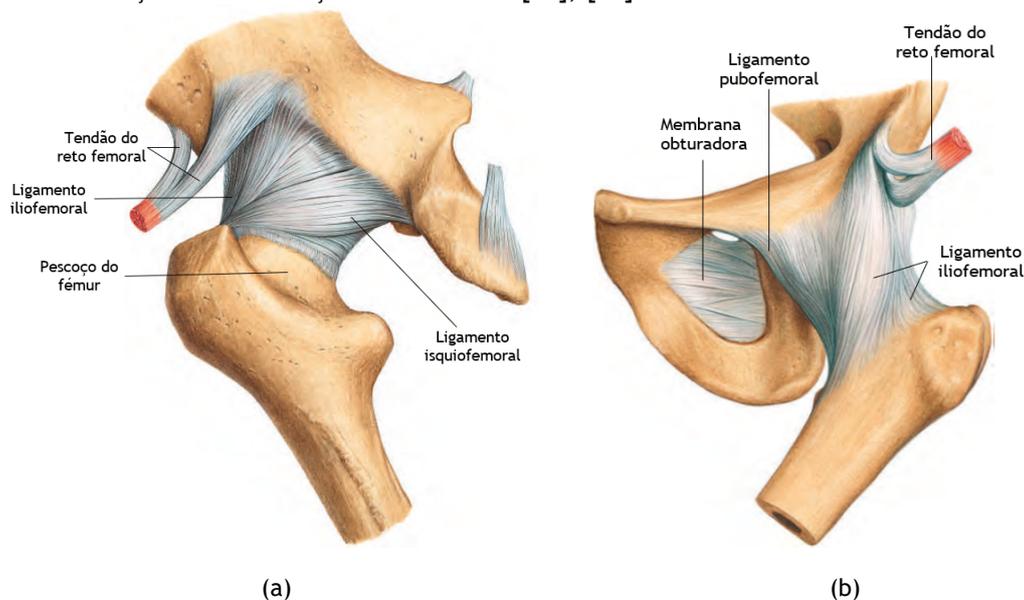


Figura 2.5 - Vista da articulação da anca: (a) posterior; (b) anterior [14].

Tendo em conta, os inúmeros movimentos realizados pela articulação da anca, é necessário a ação de uma grande quantidade de músculos. Os 22 músculos que atuam na articulação da anca, além de proporcionarem estabilidade, fornecem as forças necessárias para a realização do movimento [16]. Os diferentes músculos que atuam na articulação coxofemoral podem ser subdivididos de vários modos. Eles podem ser considerados de acordo com a sua função: flexores, extensores, abdutores, adutores, rotadores externos e rotadores internos.

Destacam-se em cada subdivisão os músculos [17]:

- **Flexores:** o iliopsoas (*iliopsoas*), o reto femoral (*rectus femoris*), o tensor fásia lata (*tensor fasciae latae*) e o pectíneo (*pectineus*);
- **Extensores:** o glúteo máximo (*Gluteus maximus*), o semimembranoso (*semimembranosus*), o semitendinoso (*semitendinosus*) e bíceps femoral (*biceps femoris*);
- **Abdutores:** o glúteo médio (*gluteus medius*) é o principal abductor da articulação, com o auxílio do glúteo mínimo (*gluteus minimus*);
- **Adutores:** o adutor longo (*Adductor longus*), o adutor magno (*adductor magnus*) e o grácil (*gracilis*);
- **Rotadores externos:** o piriforme (*piriformis*), o quadrado femoral (*quadratus femoris*) e os obturadores (*obturatorius internus externus*);
- **Rotadores internos:** o glúteo mínimo (*gluteus minimus*) com a ajuda do tensor fásia lata (*tensor fasciae latae*), do semitendinoso (*semitendinosus*), do semimembranoso (*semimembranosus*) e do glúteo médio (*gluteus medius*).

Na Figura 2.6 é apresentada a posição dos músculos referidos.

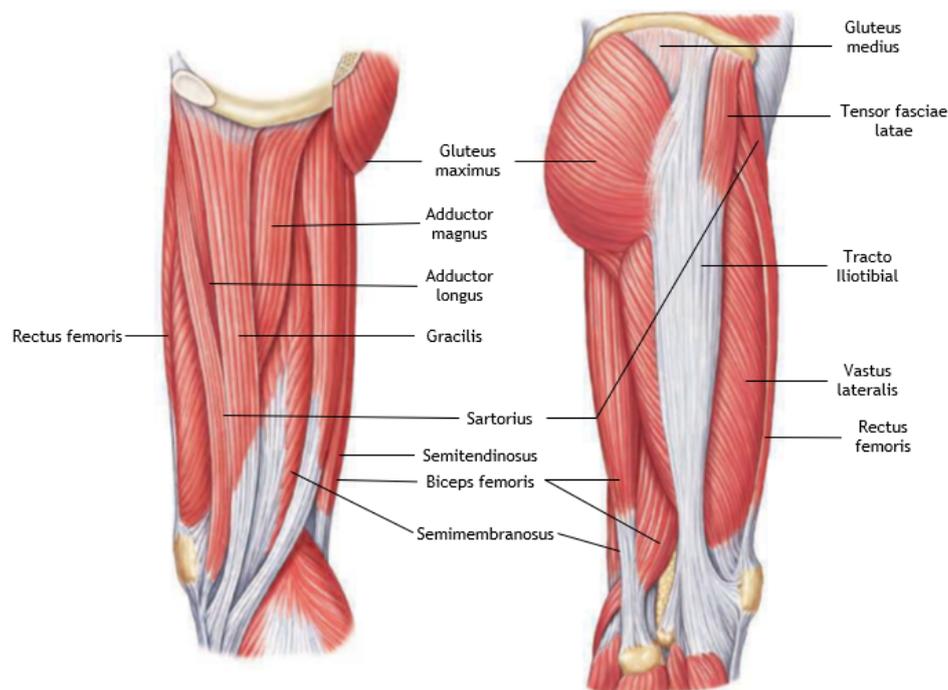


Figura 2.6 - Músculos envolvidos no movimentos da articulação da anca: vista medial, vista lateral [9].

## 2.2 - Composição do tecido ósseo

### 2.2.1- Matriz óssea

O tecido ósseo possui propriedades estruturais interessantes, devido essencialmente à sua composição [13]. A matriz extracelular é constituída por aproximadamente 70% de componentes inorgânicos e 30% de componentes orgânicos. Assim, a parte orgânica é constituída por 2% de células ósseas, 94% de colagénio tipo I e os 4% restantes são preenchidos por proteínas não colágenas, que proporcionam uma resistência considerável à tração [6], [9]. O colagénio ósseo é depositado segundo as linhas de tensão mecânica, em concordância com a lei de Wolff, que é descrita na secção 2.6 [18]. A porção mineral do tecido ósseo é composta principalmente por fosfato de cálcio que interage com o hidróxido de cálcio para formar cristais de hidroxiapatita. Estes cristais que se formam vão ainda incorporar sais de cálcio e iões como o sódio, magnésio e fluoreto. Estes componentes orgânicos permitem que o osso resista à compressão. Assim, no osso, as fibras de colagénio e outras não colágenas fornecem uma estrutura orgânica para a formação de cristais minerais. O tecido ósseo apresenta então propriedades intermediárias entre o colagénio e os cristais minerais [9].

### 2.2.2- Células ósseas

O osso contém cinco tipos de células com funções específicas: os osteoblastos, os osteócitos, as células osteoprogenitoras, os osteoclastos, e as células de revestimento ósseo.

As osteoprogenitoras, são células imaturas que se dividem produzindo células filhas com a capacidade de se diferenciarem em osteoblastos. Estas células são encontradas em vários locais, incluindo a camada interna do perióstio, o endóstio que reveste as cavidades medulares, os canais de Havers e os canais de Volkmann [6], [11].

Os osteoblastos são células mononucleares responsáveis pela formação de proteínas e mineralização da matriz óssea. O estado de diferenciação destas células influencia a sua contribuição na remodelação óssea. Os osteoblastos com baixo nível de diferenciação conduzem à osteoclastogênese, e dão origem a osteócitos, enquanto os osteoblastos maduros realizam funções de produção e mineralização da matriz óssea, um processo designado de osteogênese [11]. Os osteoblastos encontram-se distribuídos numa camada laminar única no interior (endóstio) e exterior (perióstio) das superfícies ósseas [9], [6].

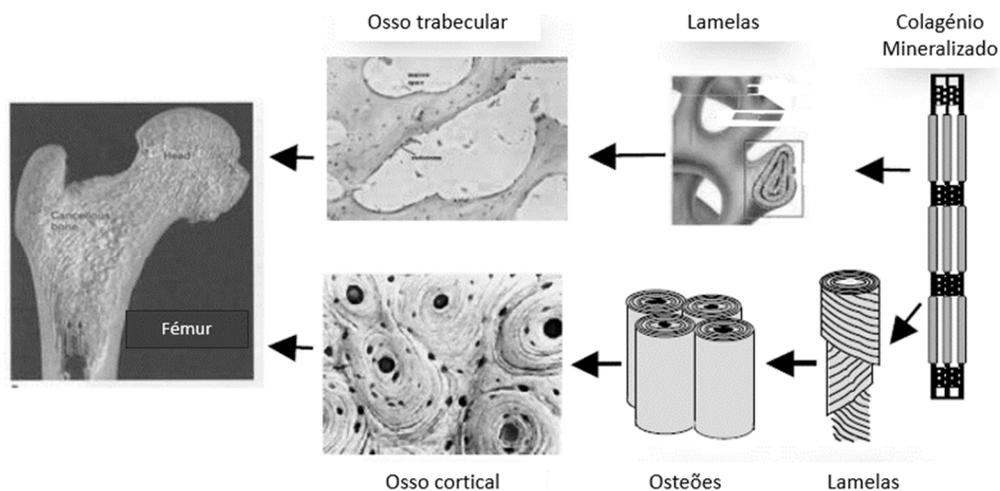
As células de revestimento ósseo são formadas por osteoblastos inativos que apresentam uma geometria alongada e fina. As células tornam-se inativas no final do processo de remodelação óssea. Através de estímulos mecânicos e/ou químicos estas células podem ser ativadas [6].

Os osteócitos apresentam como principal função a monitorização e a manutenção da matriz óssea. Estas células ocupam pequenas câmaras, designadas de lacunas, e apresentam uma elevada abundância, entre 90-95% de todas as células ósseas. Os osteócitos são constituídos por prolongamentos citoplasmáticos que se estendem através de canalículos dentro da matriz mineralizada [9]. Estes canalículos permitem a difusão de nutrientes. Através da conexão com células externas da superfície óssea, estes funcionam como sensores que respondem aos estímulos mecânicos, e se necessário iniciam e direcionam o processo de remodelação óssea [19].

Os osteoclastos são células multinucleares que possuem a função de reabsorção/remoção do tecido ósseo, localizadas nas zonas de reabsorção óssea em depressões superficiais, designadas de lacunas de Howship. Estas células são derivadas de células tronco e secretam ácidos através de um processo de exocitose envolvendo lisossomas, que dissolvem a matriz óssea. Este processo de osteólise vai aumentar as concentrações de cálcio e fosfato nos fluidos corporais. O equilíbrio entre a atividade dos osteoblastos e dos osteoclastos é importante na medida em que se os osteoclastos removerem os sais de cálcio mais rapidamente que a deposição pelos osteoblastos, os ossos ficam mais fracos. Se pelo contrario os osteoblastos se mostrarem mais ativos, os ossos ficam mais resistentes [9], [11].

## 2.3 - Estrutura do tecido ósseo

O tecido ósseo é constituído por uma estrutura hierárquica. Ao nível da macro escala este é classificado em tecido ósseo cortical e trabecular. Ao nível da micro escala, o tecido ósseo pode ser dividido em osso lamelar e reticular [20]. Ao nível da sub-microescala, as lamelas são os blocos de construção de osteões e trabéculas. Por sua vez, as lamelas são constituídas por compostos minerais e fibras de colagénio (Figura 2.7).



**Figura 2.7** - Hierarquia do tecido ósseo: fibras de colagénio, lamelas, osteões e trabéculas, osso cortical e osso trabecular [20].

### 2.3.1 - Osso cortical e trabecular

O osso cortical compreende 80% de todo o esqueleto. A unidade funcional do osso cortical é o osteão ou sistema de Havers, que consiste em camadas concêntricas de lamelas ósseas constituídas por arranjos regulares de osteócitos [18]. Cada osteão apresenta um diâmetro médio de 200µm. O osso cortical é muito denso apresentando uma porosidade entre 5%-10% [20]. Os canais de Havers, os canais de Volkmann e as cavidades de reabsorção são os principais responsáveis pela porosidade do osso cortical. Os canais de Havers estão localizados nos centros dos osteões e contêm vasos sanguíneos e nervos que preenchem o tecido ósseo. Os canais de Volkmann consistem em canais transversais que conectam os canais de Havers entre si, conduzindo os vasos sanguíneos. As cavidades de reabsorção são espaços temporariamente

criados pelos osteoclastos na fase inicial da remodelação óssea [20]. A atividade metabólica do osso cortical é normalmente mais reduzida que a do osso trabecular. O aumento da remodelação óssea cortical aumenta a sua porosidade diminuindo conseqüentemente a massa óssea. Os osteócitos comunicam entre si ao longo de canais designados de canaliculos [18].

O osso trabecular consiste numa estrutura tridimensional composta por trabéculas, cada uma com um tamanho entre 50 e 400  $\mu\text{m}$  [14]. Este tipo de osso apresenta uma porosidade entre 75-95% [20]. Os poros estão interligados e preenchidos com medula óssea. No interior de cada trabécula os osteócitos estão orientados concentricamente e possuem um bom desenvolvimento de redes canaliculares. As trabéculas compreendem aproximadamente 20% do volume total ósseo. Comparativamente com o osso cortical, a atividade metabólica do osso trabecular é quase oito vezes maior, explicando assim a maior incidência das doenças ósseas metabólicas neste osso. A remodelação do osso trabecular é determinada por uma linha de osteoblastos e osteoclastos na borda da trabécula. O equilíbrio entre a taxa de formação óssea e a taxa de remoção muda com a idade, resultando numa diminuição progressiva da massa óssea [18].

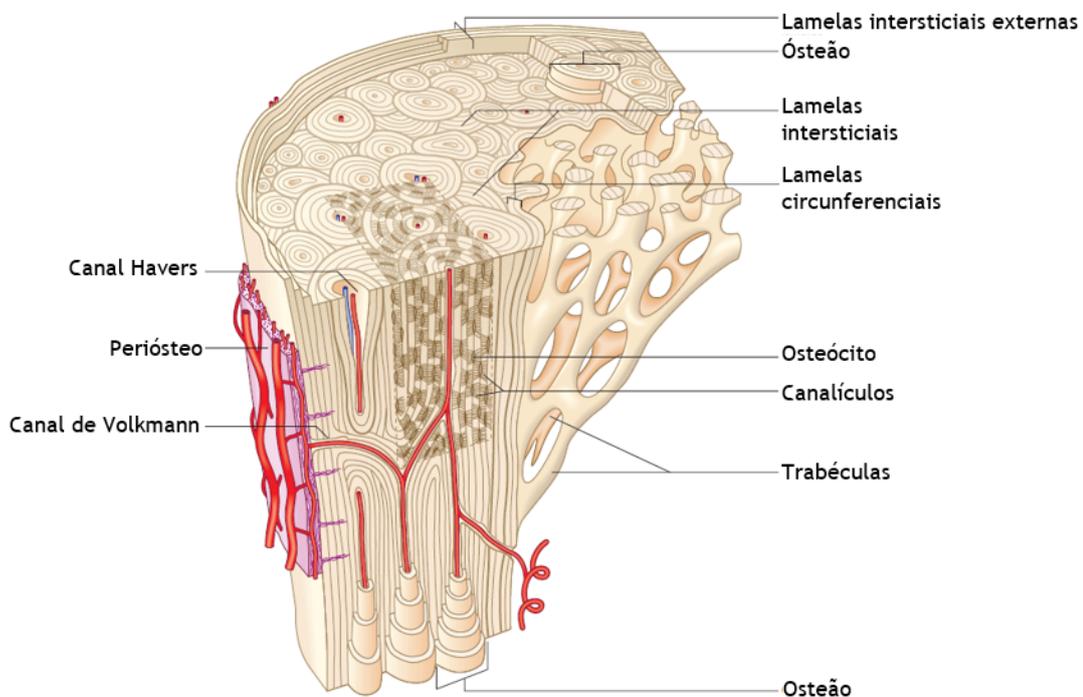


Figura 2.8 - Vista detalhada do córtex ósseo [14].

Na Figura 2.8, é possível a visualização do córtex ósseo. Os dois tecidos ósseos diferem no seu desenvolvimento, arquitetura, função, proximidade da medula óssea, suprimento de sangue, tempo de rotatividade e na magnitude das alterações e fraturas dependentes da idade [21].

### 2.3.2- Tecido ósseo reticular e lamelar

Ao longo da vida útil, ambos os tipos de ossos (cortical e trabecular) são formados por dois tecidos diferentes: um tecido primário ou imaturo, conhecido como tecido reticular e um

tecido secundário ou lamelar, conforme a organização das fibras de colagénio na matriz óssea. O tecido reticular é o primeiro a ser formado no feto, que é posteriormente substituído por osso lamelar após quatro ou cinco anos, através do processo de remodelação óssea e reaparece durante o processo de reparação de uma fratura. A composição destes tecidos apresenta algumas diferenças, nomeadamente a nível da organização estrutural e propriedades mecânicas.

O osso reticular apresenta uma disposição das fibras de colagénio diferente em várias direções, exibindo uma organização de osteócitos indefinida. É constituído por uma menor quantidade de minerais e maior quantidade de osteócitos. O tecido lamelar consiste em lamelas paralelas que possuem fibras de colagénio altamente organizadas no seu interior, que tornam este tecido mais forte do que o anterior [13]. O osso lamelar apresenta a mesma composição e propriedades materiais em todo o esqueleto, independente do seu mecanismo de formação ou da sua organização estrutural (osso cortical ou trabecular) [6], [21].

### 2.4 - Remodelação óssea

O osso possui a capacidade de crescer, autorreparar, e renovar através do processo de remodelação óssea.

A remodelação óssea consiste num processo sincronizado de remoção e reparação do osso danificado, que requer a atividade de vários componentes celulares que assegurem a integridade estrutural e a homeostase mineral [11]. A unidade de remodelação óssea é composta, por grupos de células ósseas que realizam sequencialmente o processo de reabsorção e formação óssea, dentro de estruturas anatómicas temporárias. Frost denominou este grupos de células ósseas de “*Basic Multicellular Unit - BMU*”, ou seja unidade multicelular básica, como descrito em [13]. A organização das BMUs difere do osso cortical para o trabecular, no entanto essas diferenças são principalmente morfológicas e não biológicas [22]. Uma BMU ativa é composta por osteoclastos com a função de reabsorver o osso. De seguida, as células de reversão, cobrem a superfície óssea e preparam-na para a reposição de osso. Os osteoblastos que se encontram na porção inferior da BMU secretam e depositam a matriz óssea não mineralizada designada de osteóide [11].

O ciclo de remodelação é composto por cinco fases sequenciais: a ativação, a reabsorção, a reversão, a formação e a terminação [11], [23]:

- **Ativação**

O processo de ativação inicia-se em resposta a estímulos, desenvolvendo-se uma cascata de sinais para a ativação e diferenciação das células precursoras dos osteoclastos. Simultaneamente as células de revestimento ósseo digerem a membrana endosteal, expondo assim a superfície óssea aos osteoclastos [11], [19].

- **Reabsorção**

A fase de reabsorção ocorre quando os osteoclastos se diferenciam dos seus precursores e reabsorvem o osso, formando cavidades referidas como lacunas de Howship no osso trabecular e, cavidades de reabsorção no osso cortical [6], [11].

- **Reversão**

Após a reabsorção mediada por osteoclastos, células mononucleares removem os restos de colagénio e preparam a superfície óssea para a deposição de tecido ósseo. Esta fase é conhecida como a fase de reversão [11].

- **Formação**

Na fase de formação, os osteoblastos depositam o novo osso, até perfazer o osso reabsorvido. Quando a quantidade de osso reabsorvido é restabelecido, o ciclo de remodelação termina [11].

- **Terminação**

No final, após a mineralização da nova matriz óssea, alguns osteoblastos podem incorporar-se na matriz mineralizada e se diferenciam em osteócitos, enquanto outros dão origem a células de revestimento [11], [22].

A Figura 2.9 esquematiza as fases do processo de remodelação óssea.

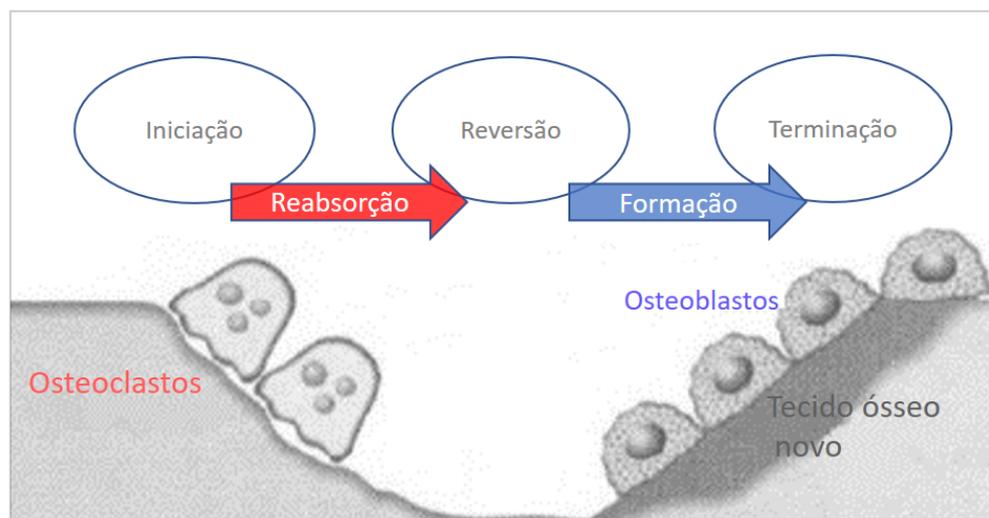
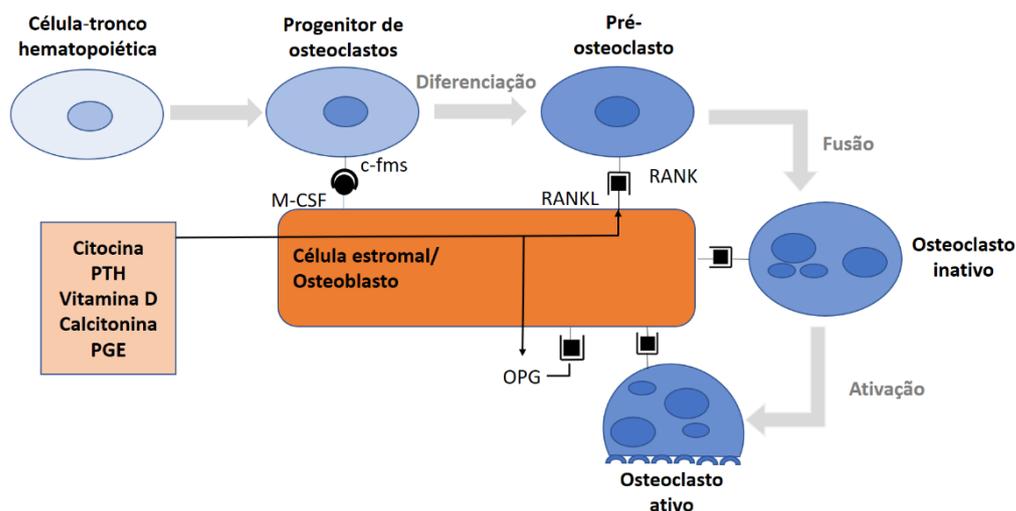


Figura 2.9 - Etapas do processo de remodelação óssea.

### 2.4.1 - Mecanismos de Regulação

Nas últimas décadas, vários investigadores têm identificado vários fatores regulatórios, secretados e recebidos pelas células que compõem a BMU. Estes fatores regulam o comportamento e a organização espacial e temporal das células dentro destas unidades de remodelação óssea [24].

Alguns dos fatores regulatórios são o ligando do recetor ativador do fator nuclear kappa B (RANKL), a osteoprotegerina (OPG), fatores estimuladores de colónia de macrófagos (M-CSF), mas também fatores de crescimento, hormona paratiroide (PTH), dihidroxivitamina D, calcitonina e a prostaglandina E (PGE) [12], [25].



**Figura 2.10** - Regulação da formação e atividade dos osteoclastos: O M-CSF estimula o recetor (c-fms). A diferenciação e atividade dos osteoclastos são estimuladas pela interação RANK/RANKL, e essa interação pode ser bloqueada pela OPG. A osteoclastogênese é influenciada por várias hormonas e fatores de crescimento (hormona paratiroide (PTH), vitamina D, calcitonina e prostaglandina E (PGE)).

A remodelação óssea é regulada também pelo carregamento mecânico que permite a adaptação estrutural óssea. A atividade física é fundamental para um desenvolvimento saudável do osso. A ação muscular é responsável pela transmissão da tensão, sendo que este estímulo é detetado por osteócitos. Os osteócitos apresentam então a capacidade de converter estes estímulos mecânicos em repostas metabólicas [26].

O processo de osteoclastogênese (Figura 2.10), depende crucialmente da proporção RANK/RANKL (recetor ativador do fator nuclear kappa B/ligando do recetor ativador nuclear kappa B) e da OPG. Estes fatores são produzidos em células de estroma e em osteoblastos com membranas solúveis. O RANKL e o M-CSF, ativam os seus recetores, RANK e c-fms, respetivamente, o que desencadeia o desenvolvimento e ativação de células precursoras de osteoclastos, induzindo assim o processo de reabsorção óssea [22], [25], [26], [27], [28].

A expressão da OPG, na fase de reabsorção é reduzida, uma vez que esta proteína funciona como um recetor antagonista que se liga à RANKL, inibindo assim a ação deste último no recetor RANK. Então, o papel principal da OPG, é a inibição da função dos osteoclastos, dando origem assim à apoptose osteoclástica [29].

Após a reabsorção óssea, as zonas de reabsorção encontram-se cobertas por uma matriz de colagénio desmineralizada não digerida. Uma célula mononuclear de linhagem indeterminada, remove as remanescências de colagénio e prepara a superfície óssea para a deposição de novo tecido ósseo através de osteoblastos. Portanto, no final da reabsorção óssea, as cavidades de reabsorção são compostas por células mononucleares, por osteócitos libertados da matriz e por pré-osteoblastos recrutados para iniciar a deposição de tecido ósseo [11].

Juntamente com estes fatores paracrinis e autocrinis, a remodelação óssea envolve também uma regulação controlada por hormonas, como hormonas reguladores de estrogénio e cálcio. Os recetores de estrogénio quando ativos em células progenitoras de osteoclastos diminuem a sua diferenciação, impedindo assim a formação de osteoclastos. Por outro lado, o estrogénio favorece a formação óssea, aumentando o número e a função dos osteoblastos [26]. Por exemplo, a PTH é secretada pelas glândulas paratiroides, sendo o mais importante regulador da homeostase de cálcio. Vários estudos demonstraram que se a PTH for administrada de forma contínua provoca efeito de reabsorção óssea, uma vez que aumenta a síntese do

RANKL que favorece o processo de osteoclastogênese. Por outro lado, quando é administrada de forma intermitente estimula a formação óssea [30],[26].

Alguns fatores de crescimento também assumem um papel importante nos mecanismos de regulação. Estima-se que que fatores derivados da matriz óssea estimulem a formação de osso, como por exemplo, o fator de crescimento transformador- $\beta$  (TGF- $\beta$ ) e fatores de crescimento semelhante à insulina tipo I e tipo II (IGF-I, IGF-II). Por exemplo, o TGF- $\beta$ , diminui os níveis de RANKL produzidos por osteoblastos, diminuindo conseqüentemente a ativação dos osteoclastos [12], [26].

O estímulo que coordena a formação de osso nos locais onde este foi reabsorvido continua a ser debatido. Contudo, várias observações levaram à conclusão de que os osteoclastos produzem indicadores, tal como a esfingosina-1-fosfato, que induzem o recrutamento de precursores osteoblásticos e promovem a sobrevivência dos osteoblastos maduros. A estimulação mecânica e o sinal endócrino PTH, podem exercer sinais de formação óssea induzidos por osteócitos. Quando os osteócitos se encontram em repouso, estes expressam esclerostina que se liga a um recetor específico, impedindo assim, a sinalização de Wnt, que é um indutor de formação óssea. Aquando de um carregamento mecânico e da ligação da hormona PTH em osteócitos, a esclerostina é inibida e conseqüentemente a sinalização de Wnt fica ativada, permitindo assim o processo de formação óssea [11].

O(s) sinal(is) de finalização do ciclo de remodelação, embora desconhecidos, são atribuídos à intervenção dos osteócitos. A expressão da esclerostina é retomada após a formação óssea. O ambiente de repouso é estabelecido, até que outro sinal seja recebido pelos osteócitos que em situação normal libertam TGF- $\beta$ , inibindo assim a osteoclastogênese. Quando ocorre a apoptose dos osteócitos, os níveis de TGF- $\beta$  são reduzidos, iniciando novamente todo um processo sequencial de reabsorção e formação óssea [11].

Apresenta-se de seguida uma tabela resumo (Tabela 2.1) constituída por alguns fatores intervenientes na remodelação óssea, bem como as suas principais funções.

**Tabela 2.1** - Alguns fatores regulatórios e os respetivos efeitos durante o processo de remodelação óssea.

	Fator	Ação
	RANKL	Ativação de osteoclastos
	OPG	Inibição de osteoclastos
Fatores de crescimento	M-CSF	Estimula a reabsorção óssea
	TGF- $\beta$	Elevada concentração: estimula a deposição óssea Baixa concentração: permite a osteoclastogênese
	IGF-I, IGF-II	Estimula a formação óssea
Fatores hormonais	Calcitonina	Reduz a reabsorção óssea
	PTH	Administração contínua- aumenta a reabsorção óssea Administração descontínua- aumenta a formação óssea
	Estrogénio	Reduz a reabsorção óssea

Um anormal funcionamento do processo de remodelação óssea pode produzir uma variedade de distúrbios esqueléticos. Cada vez mais estudos sobre este tema podem ser encontrados na literatura, uma vez que é necessária uma melhor compreensão de alguns mecanismos patogénicos para assim ser possível desenvolver novas abordagens terapêuticas.

## 2.5 - Propriedades mecânicas do tecido ósseo

Como mencionado anteriormente, o tecido ósseo trabecular apresenta uma densidade aparente muito reduzida quando comparado com o osso cortical. Alguns estudos demonstraram que as propriedades mecânicas estão relacionadas com a composição óssea e porosidade [31], [32],[33]. Portanto, as propriedades mecânicas dependem do valor da densidade aparente do osso, sendo que esta muda durante o processo de remodelação óssea.

A densidade aparente pode ser definida como a massa de tecido hidratado,  $m_{amostra}$ , por volume ocupado pelo tecido da amostra,  $V_{amostra}$ :

$$\rho_{app} = \frac{m_{amostra}}{V_{amostra}} \quad (2.1)$$

Como a densidade aparente depende da porosidade,  $p$ , esta também pode ser obtida através da expressão:

$$\rho_{app} = \rho_0(1 - p) \quad (2.2)$$

sendo,  $\rho_0$ , a densidade óssea do osso compacto,  $\rho_0 = 2.1\text{g/cm}^3$ .

Muitos autores, tentaram estudar através de ensaios experimentais a relação da densidade aparente com o módulo de elasticidade óssea e com a tensão de compressão óssea final, obtendo curvas de correlação [13]. Com estas leis fenomenológicas é possível prever as propriedades mecânicas do osso após a remodelação óssea.

Carter e Hayes [31], após testarem experimentalmente um osso bobino e humano, concluíram que a relação entre o módulo de elasticidade (E) e a densidade aparente ( $\rho$ ) é dada por:

$$E = 3790\varepsilon^{0.06}\rho^3 \quad (2.3)$$

onde  $\varepsilon$  representa a taxa de deformação do teste ( $s^{-1}$ ). Adicionalmente, estes autores também apresentaram outra relação, nomeadamente entre a densidade aparente e a tensão compressiva do osso:

$$\sigma^c = 68\varepsilon^{0.06}\rho^2 \quad (2.4)$$

onde  $\sigma^c$  representa a tensão compressiva (MPa).

Muitos outros autores dedicaram-se ao estudo das leis fenomenológicas do material ósseo, como Gibson em 1985 [32] e Jacobs em 1994 que mais tarde foi aplicada por Doblaré et al. [34].

Embora os modelos preliminares tenham tido em conta apenas a densidade aparente, muitos autores mostraram que as propriedades mecânicas do osso cortical e trabecular dependem da densidade aparente e do conteúdo mineral do osso. A variável que traduz melhor a composição mineral é a *ash density*. Keyak et al. [35] foi um dos investigadores que estudou a relação entre as propriedades mecânicas e a *ash density* para o osso trabecular.

Vários outros autores, obtiveram curvas de correlação da densidade aparente combinada com a composição mineral, tanto para o módulo de elasticidade como para a tensão compressiva óssea [36], [37].

Todos estes modelos matemáticos, apesar de serem capazes de prever as propriedades mecânicas principais do osso, não consideram a natureza anisotrópica do osso, ou seja, os seus diferentes comportamentos em cada direção.

### 2.5.1 - Lei material de Lotz et al.

Lotz et al. foi o primeiro autor a considerar a natureza ortotrópica do osso [38]. Nesse trabalho, Lotz e colaboradores foram capazes de determinar curvas fenomenológicas para o módulo de elasticidade e a tensão última de compressão para as direções axial e transversal, bem como para o osso trabecular e cortical, utilizando um osso femoral. As propriedades mecânicas do osso são aproximadas através das equações (2.5) e (2.6), usando os coeficientes apresentados na Tabela 2.2, sendo a densidade aparente a única variável das expressões. Assumindo que  $E_i$  é o módulo de elasticidade e  $\sigma_i^c$  a tensão última de compressão, na direção  $i$ , ambos expressos em MPa, e a densidade aparente  $\rho$  em  $\text{g/cm}^3$ .

Tabela 2.2 - Coeficientes de Lotz et al.

Osso	Direção	$a_1$	$a_2$	$a_3$	$a_4$
Cortical	Axial	2.065E+03	3.090E+00	7.240E+01	1.880E+00
	Transversal	2.314E+03	1.570E+00	3.700E+01	1.510E+00
Trabecular	Axial	1.904E+03	1.640E+00	4.080E+01	1.890E+00
	Transversal	1.157E+03	1.780E+00	2.140E+01	1.370E+00

$$E_i = a_1 \cdot \rho^{a_3} \quad (2.5)$$

$$\sigma_i^c = a_2 \cdot \rho^{a_4} \quad (2.6)$$

### 2.5.2 - Lei material de Belinha

Zioupus et al. [39], apresentaram um estudo experimental que sugeria que o comportamento mecânico do osso cortical e trabecular poderia ser descrito por uma curva unificada. Os resultados do trabalho de Zioupus mostraram ainda que a relação entre a densidade aparente e o módulo de elasticidade não seria uma função monótona crescente, mas sim um padrão semelhante a “*boomerang*”, como observado na Figura 2.11. Esta experiência permitiu reforçar a ideia de que a densidade aparente é uma propriedade que desempenha um papel decisivo na determinação das propriedades mecânicas.

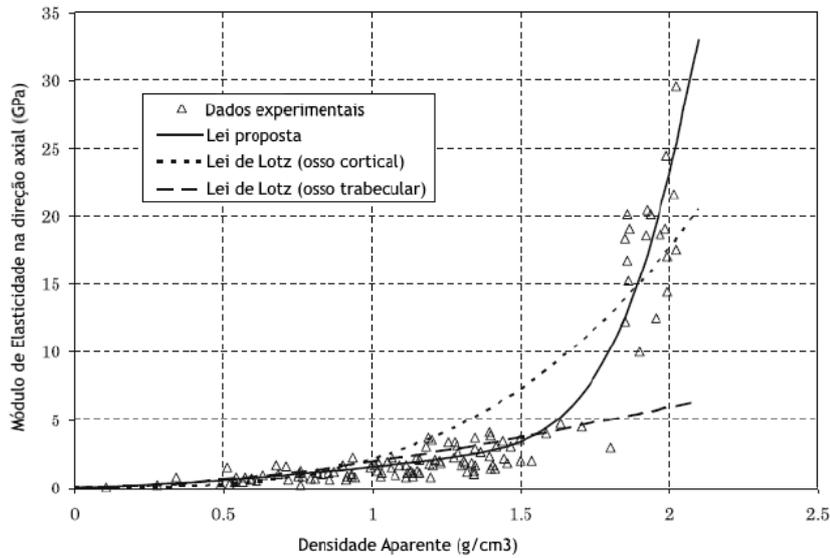


Figura 2.11 - Módulo de elasticidade na direção axial [6].

Assim, no seguimento do trabalho de Zioupos, Belinha [6] propôs a relação matemática que relacionava o módulo de elasticidade na direção axial e transversal, com a densidade aparente do osso, equações (2.7) e (2.8), respetivamente. Com base nos resultados obtidos por Lotz [38], Belinha sugeriu também as curvas para a tensão de compressão última nas direções axial e transversal, equação (2.9) e equação (2.10), respetivamente.

Tabela 2.3 - Coeficientes da lei proposta por Belinha.

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

$$E_{axial} \begin{cases} \sum_{j=0}^3 a_j \cdot \rho^j & \text{se } \rho \leq 1.3 \text{ g/cm}^3 \\ \sum_{j=0}^3 b_j \cdot \rho^j & \text{se } \rho > 1.3 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad (2.7)$$

$$E_{trans} = \sum_{j=0}^3 c_j \cdot \rho^j \quad (2.8)$$

$$\sigma_{axial}^c = \sum_{j=0}^3 d_j \cdot \rho^j \quad (2.9)$$

$$\sigma_{trans}^c = \sum_{j=0}^3 e_j \cdot \rho^j \quad (2.10)$$

Onde os coeficientes  $a_j$ ,  $b_j$ ,  $c_j$ ,  $d_j$  e  $e_j$  são apresentados na Tabela 2.3. O módulo de elasticidade e a tensão de compressão última são expressos em MPa e a densidade aparente,  $\rho$ , em  $\text{g}/\text{cm}^3$ .

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

$$\sigma_i^t = \alpha \cdot \sigma_i^c = 0.5 \cdot \sigma_i^c \quad (2.11)$$

normalmente o valor  $\alpha$  varia entre 0.33 e 1.00, de acordo com a literatura, sendo que neste contexto será considerado  $\alpha = 0.5$ . Sabe-se ainda que a tensão de corte do osso varia entre 49 MPa e 69 MPa [40].

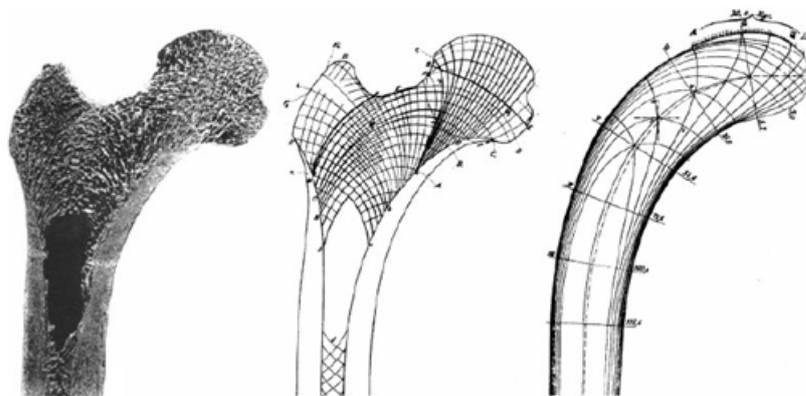
Relativamente ao coeficiente de Poisson, existem poucas leis materiais estabelecidas, que o relacionem com a densidade aparente, sendo normalmente atribuído ao osso cortical valores entre 0.2 e 0.5 e ao osso trabecular valores entre 0.01 e 0.35 [41].

## 2.6 - Teorias de Remodelação óssea

O osso experimenta continuamente processos de crescimento e reabsorção através de um fenómeno denominado de remodelação óssea. Wolff foi o primeiro investigador a defender a ideia de que a remodelação óssea é induzida pela tensão ou deformação. Este médico alemão constatou que a orientação do tecido ósseo trabecular coincide com a direção das linhas de tensão, ou seja, o osso adapta a sua estrutura interna de acordo com as cargas aplicadas, Figura 2.12, [42].

Na tentativa de perceber melhor a dinâmica da remodelação óssea, um grande número de investigadores dedicou-se ao desenvolvimento de leis empíricas capazes de descrever matematicamente este fenómeno. Assim, é possível prever o processo de remodelação óssea tendo em conta as funções mecânicas e biológicas [23].

Nas próximas secções, serão apresentadas algumas teorias propostas do ponto de vista mecanológico, biológico e mecanobiológico.



**Figura 2.12** - A teoria de Wolff: À esquerda, uma secção de um fémur proximal, que mostra a arquitetura trabecular; ao centro, a representação esquemática desenhada por Meyer (1967); e à direita as trajetórias das tensões num modelo analisado por Culmann. As curvas representam as orientações das tensões principais máximas e mínimas no material sob carga. As trajetórias das tensões máximas e mínimas cruzam-se sempre perpendicularmente (Adaptado de [42]).

### 2.6.1 - Modelos mecânicos

Seguindo o raciocínio desenvolvido por Wolff, vários investigadores dedicaram-se ao estudo de formulações matemáticas, sendo Pauwels um dos pioneiros [43]. Este autor focou-se essencialmente, na explicação da remodelação superficial (remodelação externa) de ossos longos quando lhes é aplicado um estímulo mecânico,  $S_n$ . Este estímulo mecânico,  $S_n$ , foi assumido com o compromisso de garantir um estado de equilíbrio de remodelação óssea. Assim, estabeleceu que este estímulo era uma tensão uniaxial ideal,  $\sigma_n$ . Portanto, se os valores de tensão forem superiores a esta tensão ideal ( $\sigma_n$ ), indicam a ocorrência de uma hipertrofia óssea, caso contrário indicam uma atrofia óssea. Esta formulação foi posteriormente aperfeiçoada por Kummer, como descrito em [44], que defendeu que a variação da massa óssea ao longo do tempo é dependente dos limites de tensão,  $\sigma_{min}$  e  $\sigma_{máx}$ , sendo  $\sigma_n = (\sigma_{máx} - \sigma_{min})/2$ . O valor da tensão deve então pertencer ao intervalo:  $\sigma_{min} \leq \sigma \leq \sigma_{max}$ . Kummer estabeleceu assim a seguinte equação (2.12), sendo  $\partial m / \partial t$ , a variação da massa óssea e  $b$  um coeficiente obtido experimentalmente:

$$\frac{\partial m}{\partial t} = b (\sigma - \sigma_{min})(\sigma - \sigma_n)(\sigma - \sigma_{máx}) \quad (2.12)$$

Em 1986, Fybrie e Carter [45], desenvolveram uma teoria auto-otimizável, com o objetivo de prever a densidade aparente óssea (ou fração volúmica), bem como a orientação trabecular do tecido ósseo. Primeiramente, estes autores, assumiram o tecido ósseo como um material anisotrópico (ou seja, que apresenta um comportamento mecânico variável com a direção material) e que tende a otimizar a sua integridade estrutural. Com o objetivo de simular a adaptação trabecular, introduziram  $Q(\rho, \theta, T)$ , uma função que depende da densidade aparente,  $\rho$ , da orientação,  $\theta$ , e da tensão,  $T$ . Assim, formularam as leis matemáticas que devem ser satisfeitas pela estrutura do osso para uma determinada condição de carregamento. Posteriormente, o mesmo grupo de investigadores [3], desenvolveram vários pressupostos para prever a densidade aparente óssea usando um método que correlaciona a densidade aparente com a energia de deformação local,  $U$ , num estado de equilíbrio de remodelação:

$$\rho_{app} \propto \left( \sum_{i=1}^l m_i U_i^k \right)^{\frac{1}{k}} \quad (2.13)$$

onde  $i$  é a influência das diferentes cargas ( $i = (1, \dots, l)$ ) e  $m_i$  é o peso correspondente dos ciclos de carga. O expoente  $k$  determina a influência da magnitude do estado de tensão correspondente.

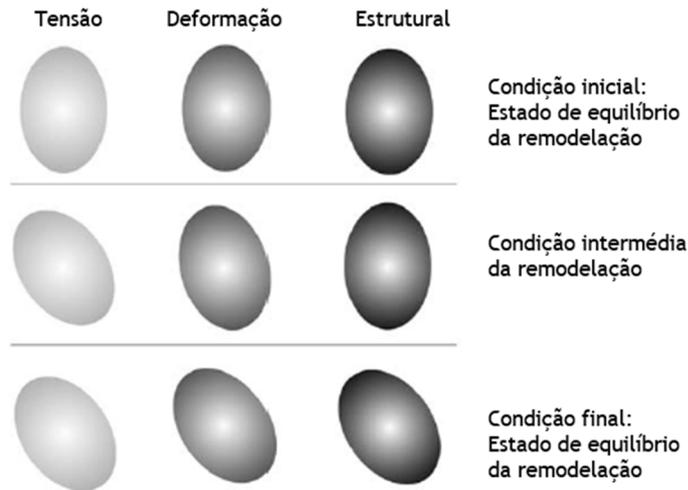
Carter et al., admitiram que as trabéculas assumiam as direções das tensões principais. Assim, para um único caso de carga, estes autores demonstraram que as direções principais do material alinhavam com as direções da tensão principal e isto emergia numa configuração ótima em relação à maximização da rigidez local [45]. Para vários casos de carga considerados, uma combinação do peso dos componentes de tensão normal, respeitando um vetor normal,  $\mathbf{n}$ , é incluída para servirem como estímulo para o crescimento trabecular na direção correspondente. A tensão normal efetiva global é dada através da equação (2.14).

$$\bar{\sigma}_n(\mathbf{n}) = \left( \sum_{i=1}^l \frac{m_i}{\sum_{j=1}^l m_j} \bar{\sigma}_{ni}^k \right)^{\frac{1}{k}} \quad (2.14)$$

A relação direta entre a rigidez do material em qualquer direção  $\mathbf{n}$  e a magnitude da tensão normal global  $\bar{\sigma}_n$ , foi pensada, no entanto não foi demonstrada nenhuma implementação prática desta abordagem [46].

Nos anos seguintes, vários autores propuseram inúmeras versões do algoritmo de Carter et al. Uma versão modificada foi implementada para investigar o comportamento do tecido ósseo, após a inserção de uma prótese femoral [44]. Esta versão assumiu o material ósseo como sendo transversalmente isotrópico, respeitando a lei de Wolff. Beaupré et al. [2], expandiram a ideia de Carter desenvolvendo uma teoria de modelação/remodelação dependente do tempo, com base na resposta ao carregamento diário. A teoria basicamente defende que o osso necessita de um certo nível de estimulação para a sua manutenção, sendo que, quando aplicada uma estimulação superior, osso adicional será depositado, caso contrário o osso será reabsorvido. Petterman et al. [44] foram outros autores que propuseram uma nova versão do algoritmo de Carter. Estes autores defendem que os estímulos mecânicos atuam como forças motrizes no processo de remodelação. Neste modelo, qualquer parâmetro material que contribua para a rigidez óssea local, irá ser submetido a um processo de remodelação específica. A densidade aparente,  $\rho_{app}$ , estabelece os parâmetros materiais que regem o comportamento elástico do tecido ósseo. A anisotropia estrutural é descrita através de parâmetros e através da orientação dos eixos principais em relação ao sistema de coordenadas, sendo descrita por um vetor rotacional. Cada estímulo tem de exceder um certo limiar para causar mudanças reais, pelo que o material ósseo demonstra um comportamento estacionário (“*lazy zone*”) quando se encontra próximo do seu estado homeostático. O estudo e o desenvolvimento dos efeitos da não linearidade do modelo de Carter, iniciou-se com o trabalho de Huiskes [47], [48], Weinans et al. [5] e Mullender et al. [49].

A teoria da elasticidade adaptativa foi desenvolvida por Cowin, e defende que os tecidos vivos alteram a sua forma, de modo a se ajustarem às cargas mecânicas. Esta capacidade que o osso apresenta de se adaptar às cargas mecânicas deve-se à absorção e reabsorção do osso. Frost estabeleceu que se a morfologia do osso for alterada, este processo é designado de “modelação” [50], caso contrário se o osso antigo for continuamente substituído por um novo, sem qualquer alteração da sua forma, este denominou isso como “remodelação” [51]. Com o objetivo de desenvolver teorias matemáticas que descrevem estes dois processos, Cowin e colegas de trabalho estabeleceram a teoria da elasticidade adaptativa [52], [4], [53]. Primeiramente esta teoria foi implementada para simular a remodelação externa, sendo esta mais tarde complementada, para simular a adaptação óssea trabecular. O modelo utilizado é constituído por um sólido anisotrópico linear elástico poroso, preenchido por um fluido extracelular a fim de modelar a reorientação e as mudanças da arquitetura do osso trabecular. Cowin et al. introduziram a noção de tensor estrutural com a capacidade de manifestar a anisotropia do osso trabecular. Este tensor estrutural,  $\mathbf{H}$ , é um tensor simétrico de segunda ordem que descreve o arranjo das trabéculas e poros e está diretamente correlacionado com o tensor de elasticidade do material [53]. O estado de equilíbrio da remodelação óssea é atingido quando as direções principais de deformação e tensão, são concordantes com os eixos principais do tensor estrutural  $\mathbf{H}$ , ou seja, caracteriza-se pela condição segundo a qual não há



**Figura 2.13** - Orientação trabecular segundo Cowin. A primeira linha representa uma situação de equilíbrio de remodelação, caracterizada pelo alinhamento comum das três elipsoides. Um distúrbio na tensão traduz-se num novo alinhamento da tensão e consequentemente da deformação, e o tensor estrutural mantém a orientação inicial (linha intermédia). Após o osso se adaptar à tensão imposta, um novo equilíbrio de remodelação é atingido (última linha) [54].

realinhamento da arquitetura trabecular, nem absorção ou deposição de tecido ósseo trabecular. Portanto, no estado de equilíbrio, o produto entre os tensores que definem a tensão,  $T$ , a deformação,  $E$ , e o tensor estrutural,  $H$ , devem ser comutativos. Assim, a teoria defendida por Wolff pode ser apresentada como:

$$T^0 E^0 = E^0 T^0, \quad T^0 H^0 = H^0 T^0, \quad H^0 E^0 = E^0 H^0 \quad (2.15)$$

A Figura 2.13 apresenta uma demonstração intuitiva, sendo que cada elipsoide representa geometricamente um tensor de segundo grau (o da tensão, o da deformação ou o estrutural).

Uma das limitações deste modelo deve-se ao facto de ser necessário um número significativo de parâmetros para definir o processo de remodelação. Para responder a este problema, Huiskes et al. [47], considerou a densidade de energia de deformação como um estímulo mecânico para a remodelação interna e externa. Esta variável possui a vantagem de conceber mecanismos para a sua medição bem como apresenta uma relação com a rigidez e com a força. Portanto, a densidade de energia de deformação é um escalar e um invariante do tensor de deformação, o que implica que apenas o coeficiente de remodelação,  $C_e$ , deve ser considerado. Foi então estabelecido uma formulação para descrever as mudanças do módulo de elasticidade no osso:

$$\frac{dE}{dt} = \begin{cases} C_e(U - (1 + s)K) & \text{if } U > (1 + s)K \\ 0 & \text{if } (1 - s)K \leq U \leq (1 + s)K \\ C_e(U - (1 - s)K) & \text{if } U < (1 - s)K \end{cases} \quad (2.16)$$

sendo  $E$ , o módulo de elasticidade no ponto considerado, onde  $C_e$  é uma constante de regulação da taxa de remodelação,  $K$  é o valor homeostático da densidade de energia de deformação,  $U$  é o valor da energia de deformação atual e  $2s$  define-se como a largura da “*lazy zone*” em torno do valor de referência  $K$ . Para  $U > (1 + s)K$  ou  $U < (1 - s)K$  a atividade adaptativa é iniciada. Contudo, este modelo foi sujeito a várias versões adaptadas por outros autores [44].

## 2.6.2- Modelos biológicos

Como foi abordado no ponto anterior, existem muitos modelos matemáticos que descrevem o processo de remodelação óssea em resposta a um estímulo mecânico.

Nas últimas décadas, foram identificados um grande número de fatores reguladores produzidos por glândulas hormonais, células tumorais, osteócitos e células de revestimento que influenciam diferentes etapas da remodelação óssea. Entre todos estes fatores, destaca-se o papel combinatório de RANK/RANKL/OPG. Como referido anteriormente, a RANKL é um ligando produzido por osteoblastos que se liga ao seu recetor presente em células precursoras de osteoclastos e em osteoclastos maduros, induzindo a diferenciação, ativação e sobrevivência destas células. A OPG, também produzida por células osteoblásticas, funciona como um inibidor, uma vez que esta se liga ao RANKL, impedindo que este se ligue ao recetor RANK, bloqueando assim a ação dos osteoclastos. As interações autocrinas e paracrinas entre as populações de células ósseas regulam o processo de remodelação óssea. Portanto, é então importante traduzir em modelos matemáticos os mecanismos biológicos complexos, com o objetivo de testar hipóteses *in silico*. Um dos modelos biológicos mais citados é o desenvolvido por Komarova et al. [55].

Komarova et al. [55], foram um dos primeiros investigadores a propor um modelo matemático capaz de descrever como as diferentes populações de células ósseas interagem entre si e com o microambiente ósseo durante a remodelação óssea. Assim, foram modeladas as interações entre os osteoclastos e os osteoblastos nas unidades multicelulares básicas, BMUs. Estas interações são coordenadas por fatores que são libertados e ativados de forma autocrina e paracrina, isto é, que afetam localmente o tipo de célula de origem ou outro tipo de célula, respetivamente. Na Figura 2.14 encontra-se representado esquematicamente as interações entre os osteoblastos e os osteoclastos incluídos neste modelo. Komarova et al. [55], introduziu no seu modelo o formalismo desenvolvido por M.A. Savageau [56] que ao invés de incluir as atividades específicas dos fatores de regulação, reuniu todos os fatores que influenciam a dinâmica da resposta celular, num único parâmetro exponencial, diminuindo desta forma o número de parâmetros. Alguns dos fatores incluídos no modelo matemático, são apresentados na Tabela 2.4.

**Tabela 2.4-** Fatores regulatórios incluídos no modelo de Komarova et al. [55].

Regulação	Célula óssea	Fator	Função	Parâmetro
Paracrina	Osteoblasto	TGF- $\beta$	Estimula a formação de células osteoblásticas	$g_{CB}$
		IGF	Estimula a formação de células osteoblásticas	$g_{CB}$
	Osteoclasto	RANKL	Estimula a formação de células osteoclásticas	$g_{BC}$
		OPG	Inibe a formação de células osteoclásticas	$g_{BC}$
Autocrina	Osteoblasto	IGF	Estimula a formação de células osteoblásticas	$g_{BB}$
	Osteoclasto	TGF- $\beta$	Estimula a formação de células osteoclásticas.	$g_{CC}$

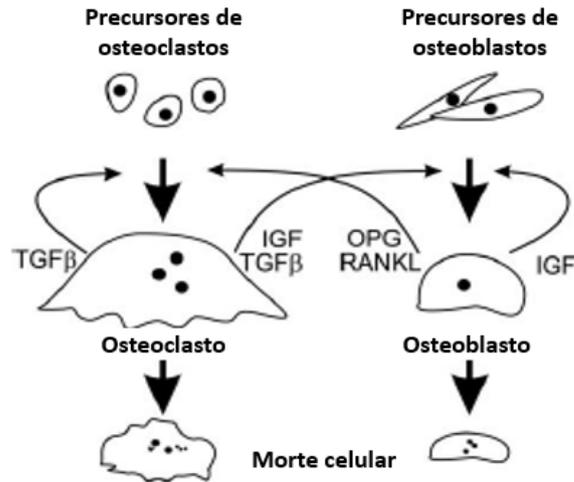


Figura 2.14 - Interações paracrinis e autocrinas entre populações de osteoblastos e osteoclastos [55].

Assim, Komarova et al., estabeleceram o seguinte sistema de equações diferenciais que possuem a capacidade de descrever a dinâmica entre as populações celulares nas BMUs, regulada por interações paracrinis e autocrinas [55]:

$$\frac{d}{dt}C(t) = \alpha_C C(t)g^{CC}B(t)g^{BC} - \beta_C C(t) \quad (2.17)$$

$$\frac{d}{dt}B(t) = \alpha_B C(t)g^{CB}B(t)g^{BB} - \beta_B B(t) \quad (2.18)$$

sendo que  $B(t)$  e  $C(t)$  representam a densidade de osteoclastos e osteoblastos no tempo  $t$ , respetivamente. Os parâmetros  $\alpha_i$  e  $\beta_i$  correspondem à taxa de produção e à taxa de remoção global de cada célula  $i$ , respetivamente. Os parâmetros  $g_{ij}$  descrevem a eficácia líquida dos fatores autocrinos e paracrinis dos osteoclastos ou osteoblastos. Nesse sentido, o parâmetro  $g_{CC}$  traduz todos efeitos provocados pelos fatores produzidos por osteoclastos que regulam a formação de osteoclastos. O parâmetro  $g_{CB}$  envolve todos os efeitos provenientes de fatores produzidos por osteoclastos que regulam a formação de osteoblastos. O parâmetro  $g_{BB}$  traduz os efeitos de todos os fatores produzidos por osteoblastos que regulam a formação de osteoblastos. Por último,  $g_{BC}$ , inclui todos os efeitos dos fatores produzidos por osteoblastos que interagem na formação de osteoclastos.

A terceira equação desenvolvida neste modelo descreve as variações de massa óssea (Equação (2.19)). Estabeleceu-se que em condições estacionárias, osteoclastos e osteoblastos apresentavam um nível de diferenciação menor pelo que não conseguiam executar as suas funções. Assim, quando se ultrapassa os níveis de estado estacionário, o número de células osteoclásticas e osteoblásticas é dado por  $\max[0, C(t) - \bar{C}]$  e  $\max[0, B(t) - \bar{B}]$ , respetivamente, onde  $\bar{C}$  e  $\bar{B}$  é o número de células osteoclásticas e osteoblásticas no estado estacionário.

$$\frac{d}{dt}z(t) = k_B \max[0, B(t) - \bar{B}] - k_C \max[0, C(t) - \bar{C}] \quad (2.19)$$

Onde  $z(t)$  é a variável que descreve a massa total e,  $k_C$  e  $k_B$  descrevem a atividade normalizada de reabsorção e formação óssea, respetivamente.

Este modelo foi aplicado para dois fins diferentes, nomeadamente para um único ciclo de remodelação em resposta a um estímulo externo (remodelação óssea direta) e para uma série de ciclos de remodelação iniciados internamente no tecido ósseo (remodelação óssea aleatória). A remodelação óssea anormal na doença de Paget (uma doença que afeta o tecido ósseo) foi outro comportamento simulado.

Em 2004, Lemaire et al. [57] com base no modelo matemático desenvolvido por Komarova et al. (que modelaram a via RANK/RANKL/OPG e TGF- $\beta$ /IGF implicitamente), modelaram os mesmos fatores bioquímicos mas explicitamente. Assim, neste modelo, o RANKL produzido em células precursoras osteoblásticas vai interagir e ligar-se a um número constante de recetores (RANK) presentes nas membranas de células precursoras de osteoclastos. A OPG é produzida por células precursoras de osteoblastos e apresenta-se como um recetor antagonista de RANKL, inibindo assim a diferenciação e ativação dos osteoclastos. Também é incluído neste modelo a ação do fator TGF- $\beta$  em ambas as células ósseas. Contudo, a produção de OPG e RANKL é dependente do nível de maturação das células osteoblásticas. Quando o nível de maturação aumenta a produção de RANKL diminui em contraste com a produção de OPG que aumenta. Tendo em conta este aspeto, Pivonka et al. [58] introduziram a produção de RANKL e OPG de forma variável, ampliando assim o modelo proposto por Lemaire et al. Este modelo permitiu identificar novas estratégias de tratamento para diferentes doenças ósseas [59].

Recentemente Jerez et al. [60] propuseram um modelo simplificado para analisar teoricamente a dinâmica das células ósseas (osteoblastos e osteoclastos). Sabendo que os osteócitos também são células que participam na remodelação óssea, estes autores incorporaram um novo termo para modelar a sinalização de agentes externos. O modelo matemático de Komarova foi então reescrito nas seguintes equações diferenciais:

$$\frac{d}{dt}C(t) = \alpha_C C(t)B(t)^{g_C} - \beta_C C(t) \quad (2.20)$$

$$\frac{d}{dt}B(t) = \alpha_B C(t)^{g_B} B(t) - \beta_B B(t) \quad (2.21)$$

onde  $g_C$  e  $g_B$  descrevem a sinalização paracrina de osteoclastos e osteoblastos. Observa-se que os parâmetros autocrinos,  $g_{CC}$  e  $g_{BB}$  passaram a ser iguais a 1, simplificando desta forma o modelo.

A equação que traduz a variação da massa não foi alterada, mantendo-se a equação (2.19). Estes autores adicionaram apenas, um sinal de entrada proveniente de osteócitos,  $\mu(t)$ , funcionando assim estes, como mecanotransdutores:

$$\frac{d}{dt}C(t) = B(t)^{g_C} \left( \alpha_C C(t) + k \frac{\mu(t)}{C(t)} \right) - \beta_C C(t) \quad (2.22)$$

sendo  $k$  uma constante de proporcionalidade medida em células/dia.

### 2.6.3- Modelos mecanobiológicos

Em meados da década de 90, os modelos matemáticos que traduziam o processo de remodelação óssea começaram a incluir o estudo da mecanossensação. Estes modelos demonstraram que era possível estabelecer uma relação entre os fenômenos celulares de detecção de estímulo mecânico [49].

No entanto, a abordagem mecanobiológica da remodelação óssea ainda se encontra numa fase inicial, pois ainda existem poucos modelos que combinam a interação das populações de células ósseas com a resposta mecânica do tecido ósseo.

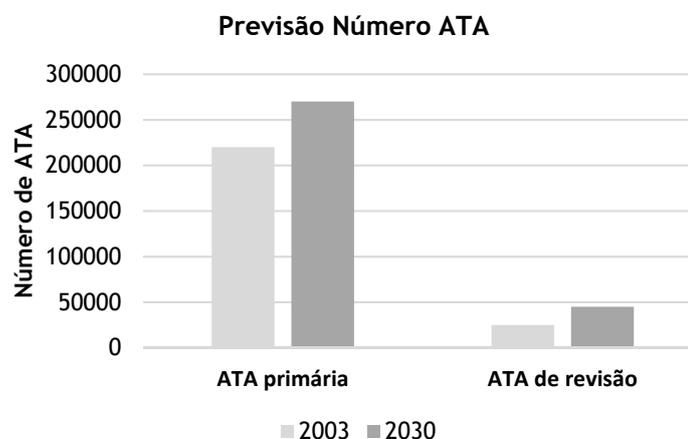
Hamblin [61], dedicou-se recentemente à formulação matemática de um modelo mecanobiológico, que considera a acumulação de danos causados por um certo nível de fadiga, como resposta mecânica do osso que controla o nível de fatores paracrinos e autocrinos. Portanto, Hamblin dedicou-se ao desenvolvimento de um modelo mecanobiológico através da combinação do modelo biológico proposto por Komarova [55] (que regula a interação entre os osteoblastos e os osteoclastos) com o comportamento mecânico do osso. Assim o processo de remodelação inicia-se com a aplicação de uma carga externa que é transmitida sob a forma de deformação/tensão num local específico do osso. Seguidamente, os sinais mecânicos são recebidos por células recetoras (osteócitos) que vão estimular as populações de osteoblastos e osteoclastos presentes nas BMUs, desencadeando assim o processo de remodelação óssea.

## Capítulo 3

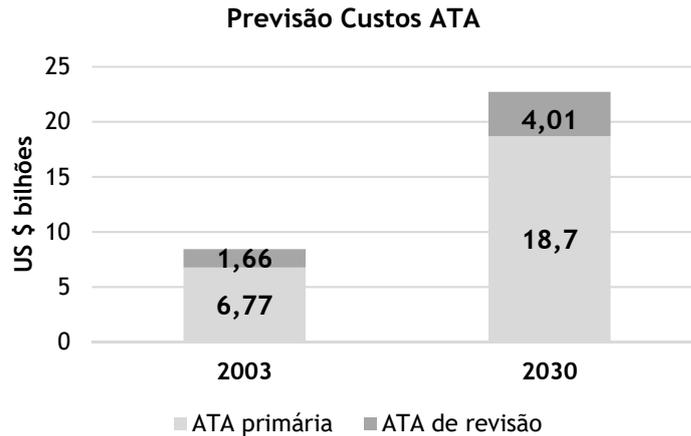
# Artroplastia Total da Anca

A artroplastia total da anca (ATA), tornou-se uma cirurgia segura e económica sendo referida atualmente, como a “cirurgia do século”, uma vez que é uma das mais bem sucedidas cirurgias reconstrutivas no âmbito da ortopedia. A ATA é uma abordagem cirúrgica que se caracteriza pela substituição da articulação natural da anca por uma artificial, com o objetivo do restabelecimento da função articular e conseqüentemente aumento da qualidade de vida do paciente. Contudo, a integração de um corpo estranho num ambiente fisiológico altamente corrosivo ainda oferece desafios.

O envelhecimento da população, a diminuição da idade média dos pacientes que necessitam desta intervenção cirúrgica bem como a vida útil limitada dos componentes da prótese, são fatores que inevitavelmente vão originar um aumento do número de pessoas que necessitarão desta cirurgia futuramente [62]. Entre 2003 e 2013, nos EUA, a ATA primária e de revisão aumentou até 174% e 130%, respetivamente [1]. Nos gráficos da Figura 3.1 (a) e Figura 3.1 (b), é possível observar o aumento significativo previsto por ano até 2030, da artroplastia da anca primária e de revisão. Ainda nos EUA, o número crescente de ATA primárias e de revisão aumentará o custo de 8,43 bilhões \$ em 2003 para 22,7 bilhões \$ em 2030 [63].



(a)



(b)

**Figura 3.1** - Projeções até 2030 nos EUA: (a) do número de artroplastias primárias e de revisão; (b) do total de custos das artroplastias primárias e de revisão [63].

O *design* das próteses femorais é alvo de vigorosa investigação, com o objetivo de se alcançar a combinação perfeita de estruturas e materiais, reduzir ao máximo a probabilidade de falhas e aumentar o lucro das empresas fabricantes. As próteses são projetadas para durar 20 anos, no entanto problemas de instabilidade e desgaste limitam a sua vida útil [15].

A maioria das próteses para ATA utilizadas são comumente compostas por quatro partes distintas: duas componentes acetabulares, a cabeça femoral e o conjunto pescoço/haste femoral, como apresentado na Figura 3.2. As componentes acetabulares são compostas por um invólucro exterior que é inserido na pélvis e outro interior que confere a superfície da articulação [62]. Existem atualmente inúmeras alternativas de próteses da anca, quer a nível de materiais quer a nível de *design*.

Neste capítulo será feita uma abordagem teórica da contextualização clínica, i.e., das patologias que levam à realização do procedimento cirúrgico, bem como das etapas necessárias para a realização da cirurgia. Serão apresentadas as diferentes técnicas de fixação da artroplastia da anca cimentada e não cimentada. Por último, será discutido as diferentes geometrias que a haste femoral pode assumir, bem como as propriedades mecânicas dos materiais normalmente utilizados.

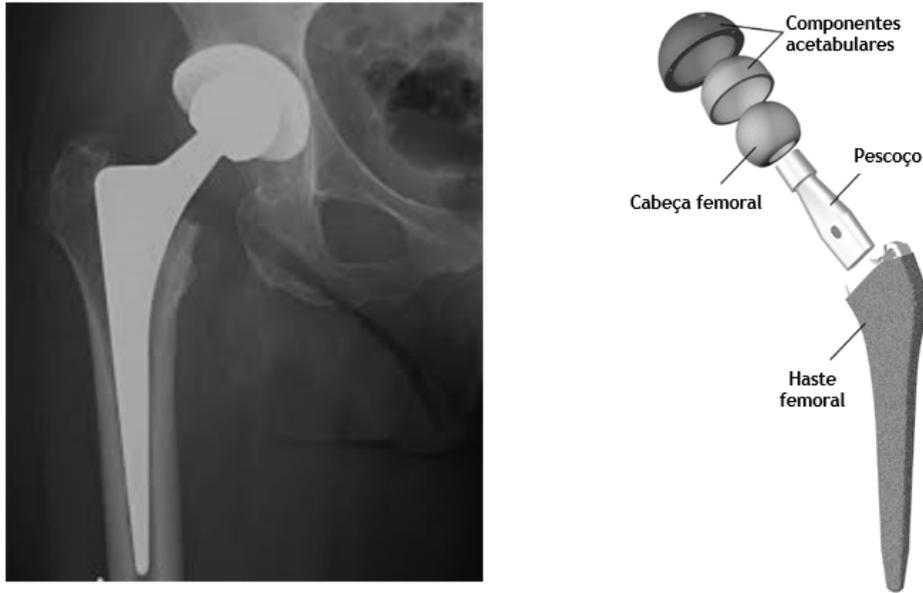


Figura 3.2 - Constituição da prótese da anca [15].

### 3.1 - Contextualização Clínica

Existe uma diversidade de patologias que exigem eventualmente a substituição da articulação natural da anca por uma articulação artificial. As três principais doenças associadas são a osteoartrite primária (76%), a artrite reumatoide (6%) e condições resultantes de fratura (11%) [15]. Uma vez que, a articulação da anca é a interface de contacto entre duas superfícies ósseas, qualquer doença que afete as células ou a massa óssea pode comprometer a articulação, como é o caso da osteoporose ou da necrose avascular [62].

As doenças apresentadas de seguida, provocam o sofrimento do paciente, causado pela dor intensa, resultando numa perda de mobilidade. A ATA torna-se muitas vezes a única opção viável para devolver a qualidade de vida ao paciente.

A osteoartrite, também conhecida por osteoartrose é uma doença degenerativa associada ao envelhecimento e à atividade física intensa a longo prazo. É caracterizada pelo desgaste das cartilagens que revestem internamente a articulação. Devido ao aumento do atrito, proveniente do contacto osso-osso, o paciente vai sentir dores, provocando uma perda de mobilidade e consequentemente de qualidade de vida. A solução para este problema, numa fase inicial, passa pela administração de analgésicos e redução do peso corporal. À medida que a situação se vai agravando, ocorre a necessidade da intervenção cirúrgica para a restauração funcional da articulação [15], [62].

A artrite reumatoide é uma patologia autoimune sistémica, significativamente menos comum e que afeta principalmente as mulheres. Esta patologia, desenvolve uma resposta inflamatória no revestimento da articulação devido a alterações químicas no fluido sinovial, que fica mais espesso e destrói a camada de cartilagem. Esta doença crónica provoca dores intensas para o paciente, restringindo o movimento das suas articulações. Normalmente, estes sintomas não podem ser mantidos sob controle através da administração de anti-inflamatórios ou esteroides, resultando por isso na necessidade de uma ATA [15].

A osteoporose caracteriza-se por uma perda significativa de massa óssea, originando uma deterioração estrutural do tecido ósseo, levando a que se torne mais frágil e suscetível à

fratura. Se não for tratada, esta doença pode progredir sem sintomas, diminuindo gradualmente a resistência dos ossos, pelo que uma colisão ou queda podem causar fraturas. Uma das fraturas mais comuns ocorre no colo do fêmur. Esta doença pode ser prevenida através da prática de exercício físico e ingestão moderada de cálcio e vitamina D [64].

A necrose avascular é provocada pela falta de irrigação sanguínea dos tecidos ósseos, que leva à morte celular. A doença pode ser causada por diversos fatores, destacando-se o alcoolismo, o uso excessivo de drogas e esteroides ou devido a lesões provocadas por alguma doença que impossibilite a irrigação sanguínea em certas zonas. A maioria dos casos envolve pessoas com idade compreendida entre os 30 e os 50 anos [65].

### 3.2 - Técnica Cirúrgica

Existem dois tipos de artroplastia: a artroplastia primária e a artroplastia de revisão. A substituição da articulação natural da anca por uma articulação artificial designa-se por artroplastia primária. Quando ocorre uma falha na articulação artificial, é novamente necessária uma intervenção cirúrgica designada por artroplastia de revisão. Nesta última, é removido o implante original e é recolocado um novo implante. As artroplastias de revisão costumam ser mais difíceis de realizar comparativamente com as artroplastias primárias, uma vez que o paciente apresenta menos volume de tecido ósseo.

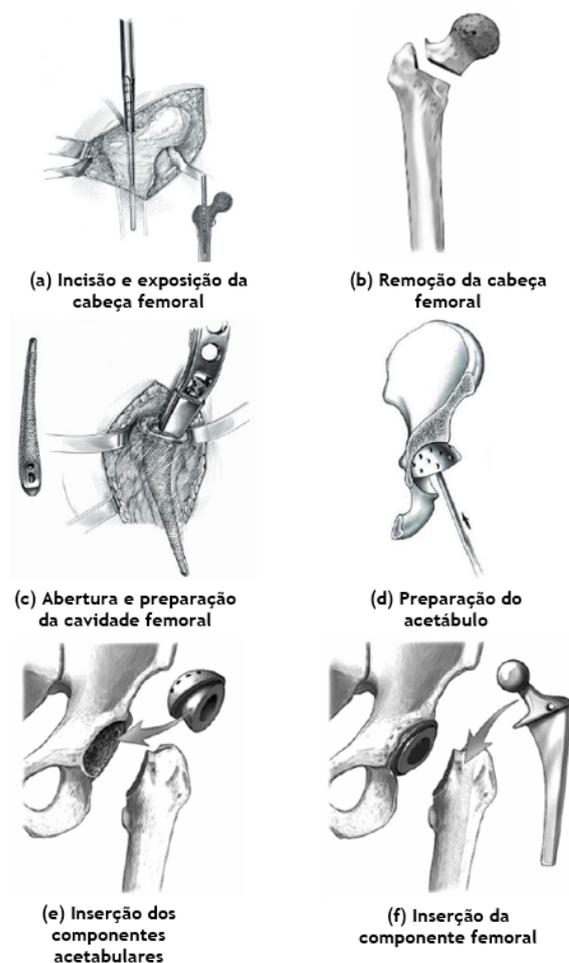


Figura 3.3 - Procedimento cirúrgico de uma artroplastia total da anca primária.

A Figura 3.3 ilustra esquematicamente a sequência de etapas realizadas durante uma artroplastia primária da anca. No procedimento cirúrgico, após a incisão, Figura 3.3 (a), as regiões da cabeça e parte do colo femoral são removidas, Figura 3.3 (b). De seguida é aberta e preparada a cavidade femoral e o acetábulo, Figura 3.3 (c) e (d). Uma vez concluída esta etapa, o cirurgião procede ao encaixe das componentes acetabulares no acetábulo do osso coxal e da haste femoral na cavidade medular da diáfise do fémur, Figura 3.3 (e) e (f), respetivamente. A haste femoral encaixa no componente acetabular permitindo desta forma o restabelecimento dos movimentos da articulação.

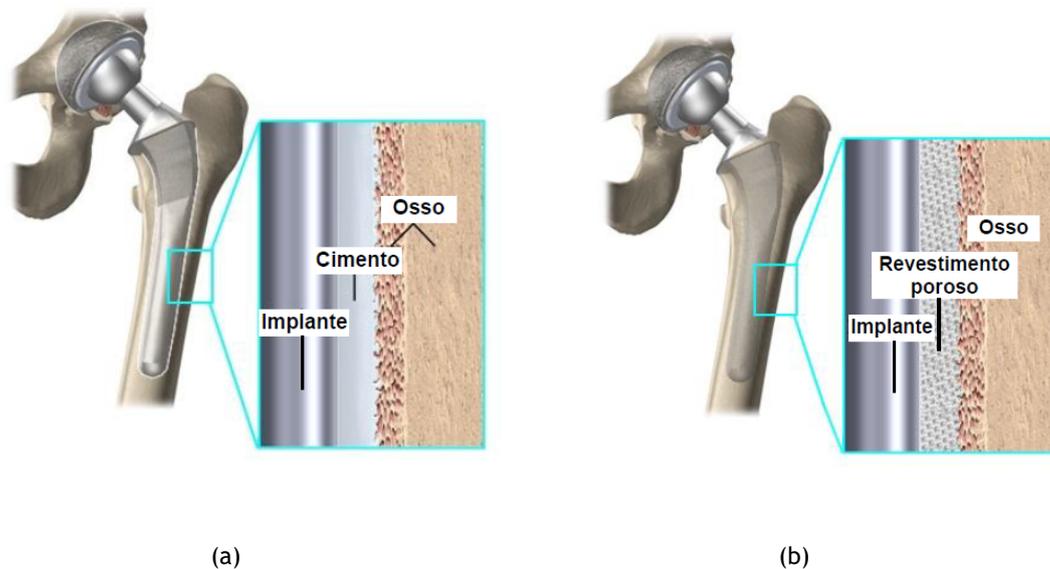
### 3.3 - Métodos de Fixação

Para um bom funcionamento de um implante, outra questão importante a ter em conta, é a forma de fixação deste ao osso. Existem dois principais tipos de fixação da haste femoral: através de cimento ósseo acrílico injetado no canal femoral antes da inserção da haste (prótese cimentada) ou por técnicas de fixação entre o osso e o implante através de uma dada interferência (prótese não cimentada). Ambos são utilizados atualmente, pelo que tem sido tema de debate saber qual o mais vantajoso. Normalmente, o método escolhido é decidido pelo cirurgião. Este baseia-se na idade e atividade do paciente, na patologia associada e naturalmente da sua experiência clínica.

#### 3.3.1 - Artroplastia cimentada

A artroplastia cimentada é a forma de fixação mais antiga e uma das cirurgias com maior sucesso. A utilização de cimento ósseo como meio de fixação foi originalmente introduzido por Sir Jonh Charnley, que o apresentou à cirurgia ortopédica, em 1960. O cimento acrílico assegura a união do implante ao tecido ósseo, permitindo uma distribuição uniforme da carga ao longo de toda a interface osso-implante. A camada de cimento é composta normalmente por um biomaterial, o polimetacrilato de metilo (PMMA). No entanto, o cimento não constitui propriedades adesivas, este apenas preenche as lacunas entre o osso e a prótese. Muitos estudos têm sido realizados e os resultados demonstraram que a fixação cimentada apresenta melhores resultados a curto e a médio prazo, comparativamente com próteses não cimentadas, diminuindo a dor inerente do paciente e aumentando a sua mobilidade e qualidade vida [66]. Contudo, entre 1960 e 1970, investigações apresentaram uma incidência de falha de 30-40% dos constituintes da prótese para soluções a longo prazo [67]. Foram ainda relatados problemas com o uso do próprio cimento, uma vez que este se vai degradando, libertando detritos que provocam inflamação do osso circundante [68]. Devido a este motivo, as hastes femorais cimentadas são geralmente polidas para reduzir o desgaste do cimento [69]. Por último, a intervenção cirúrgica de revisão, frequente em pacientes mais jovens, irá ser problemática devido à maior dificuldade de remoção da prótese fixada pelo cimento. Esta técnica é então sugerida para pacientes com idade acima dos 65 anos [70] ou pacientes com fraca condição óssea, para garantir uma forte fixação primária [68].

A Figura 3.4 (a) representa esquematicamente uma artroplastia cimentada.



**Figura 3.4-** (a) Artroplastia cimentada; (b) Artroplastia não cimentada. Apresentado em <https://orthonorcal.com/>.

### 3.3.2- Artroplastia não cimentada

Os problemas e a complexidade associados à artroplastia da anca cimentada motivaram a pesquisa de métodos alternativos de fixação, como é o caso da artroplastia não cimentada.

A artroplastia cimentada depende da fixação mecânica do cimento, enquanto que a não cimentada depende não só da fixação mecânica, mas também da ligação biológica da prótese ao tecido ósseo. O objetivo principal deste método de fixação é melhorar o sucesso a longo prazo de implantes em pacientes mais jovens que apresentam uma boa qualidade óssea. Uma das desvantagens desta técnica relativamente à anterior é a necessidade de maior tempo de paralisação por parte do paciente após a cirurgia. Isto deve-se sobretudo à união entre a prótese e o osso ser mais demorada. Contudo, o principal problema associado à artroplastia não cimentada é a dor nas coxas, que se deve a uma fixação fraca da prótese ao tecido ósseo [68]. As artroplastias da anca não cimentadas são mais comuns atualmente, porém, apresentam resultados semelhantes às cimentadas, sendo que esta questão ainda é alvo de debate [71].

A Figura 3.4 (b) apresenta esquematicamente uma artroplastia não cimentada.

A artroplastia não cimentada pode ser classificada em relação ao método de fixação inicial, apresentando três diferentes tipos de fixação [68], [72], [73]:

- **Por Pressão:** as hastes femorais são ajustadas na cavidade intramedular por interferência mecânica. Apresenta-se como uma prótese solta que é ajustada por nível de solitação mecânica e aperto contra a superfície do osso hospedeiro.
- **Através de ligação biológica por osseointegração:** na ligação biológica por osseointegração é necessário que a prótese apresente uma superfície rugosa composta por um revestimento poroso ou malha de fibras. A ligação é alcançada através do crescimento do tecido ósseo no interior dos poros que compõem a superfície da haste femoral. Os revestimentos normalmente são formados por microesferas de metal. Este tipo de fixação só se verifica quando existem

micromovimentos entre o implante e osso inferiores a  $28\mu\text{m}$  que promovem a formação de osso duro. Quando ocorrem movimentos de aproximação e afastamento superiores, ocorre a formação de tecido fibroso entre o osso e a prótese. Este tecido fibroso impede a formação de tecido ósseo duro, impedindo desta forma a fixação do osso à prótese. No entanto este tecido fibroso, pode ser benéfico após a fixação primária da prótese, protegendo o osso das partículas libertadas pelo desgaste.

- **Através de ligação biológica por adesão:** A ligação biológica por adesão ocorre por união do tecido ósseo à superfície da prótese. O material utilizado no revestimento da prótese promove o crescimento ósseo, ou seja, é um osteocondutor como é caso de cerâmicas bioativas. Estes materiais osteocondutores asseguram a formação de tecido ósseo que rapidamente se liga à superfície da prótese, promovendo a estabilidade mecânica inicial, apresentando bons resultados a médio e a longo prazo.

Em ambas estas técnicas o sucesso cirúrgico depende fortemente da geometria da prótese, textura da superfície e qualidade óssea do paciente [15]. A Figura 3.5 ilustra esquematicamente as diferentes formas de fixação de próteses não cimentadas.

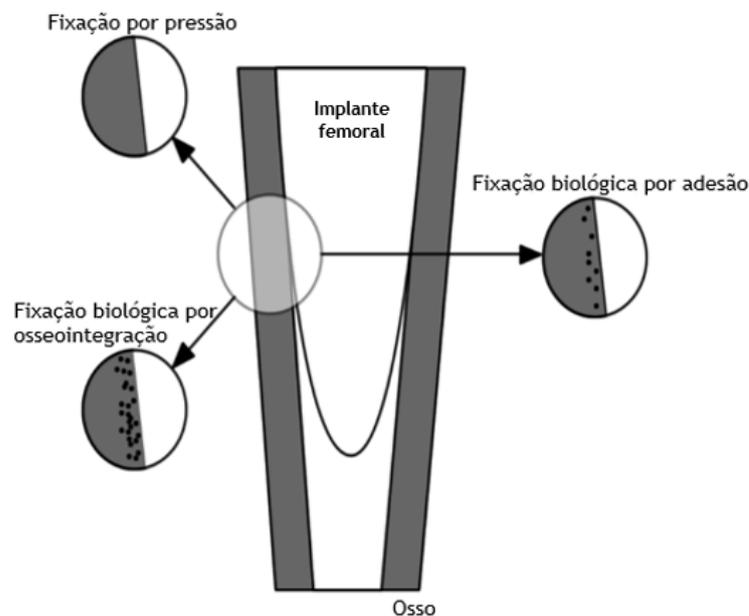


Figura 3.5 - Formas de fixação de próteses não cimentadas.

### 3.4 - Falhas dos implantes

Embora o uso de implantes tenha ajudado muitos pacientes a restaurar as suas funcionalidades articulares, podem ocorrer complicações, tal como em outros procedimentos cirúrgicos. As falhas foram alvo de estudo, de modo a identificar quais os principais fatores que levam a uma artroplastia de revisão precoce. Algumas das complicações mais comuns após a realização cirúrgica são apresentadas de seguida [74], [68]:

### 1. Infecção

As infecções podem manifestar-se imediatamente após a conclusão da cirurgia, não se circunscrevendo, contudo, a esse período temporal. Assim, é possível observar o seu aparecimento nos anos subsequentes à realização da mesma. As infecções podem ser controladas através por exemplo do uso de cimentos contendo antibióticos, no caso de se tratar de uma artroplastia cimentada.

### 2. Deslocamento

O risco de deslocamento da prótese é maior logo após a cirurgia, uma vez que os tecidos envolventes ainda estão em fase de cicatrização. Existem certas posições que o paciente deve evitar, no período pós-operatório. Assim, se a prótese experimentar algum deslocamento, este, pode originar a necessidade de uma nova cirurgia, de modo, a restabelecer a estabilidade protética.

### 3. *Stress-shielding*

A perda óssea decorrente do *stress-shielding* é também um dos fatores que pode levar à falha do implante femoral. É um processo que desencadeia a reabsorção óssea como resultado da diminuição da tensão típica a que o osso está sujeito. Assim, a densidade óssea diminui, o que leva a um enfraquecimento do osso.

### 4. Descolamento Assético (*Aseptic loosening*)

Um dos principais problemas associados à artroplastia da anca deve-se ao descolamento entre o osso e o implante, ocorrendo falha da interface. Esta complicação provoca dores inerentes no paciente e normalmente resulta numa cirurgia de revisão. A libertação de detritos de desgaste pelos materiais constituintes da prótese é a principal causa deste fenómeno. Este processo induz a reabsorção óssea (osteólise) e, subsequentemente, o descolamento do implante, aumentando ainda mais os detritos de desgaste dos materiais constituintes. Assim, dá-se início a um ciclo de falha que pode resultar em fratura ou deslocamento total do implante.

Os micromovimentos de implantes (que não adquiriram uma boa fixação inicial) são também muitas vezes a causa deste fenómeno.

## 3.5 - Implantes femorais

Atualmente, os implantes podem ser classificados em grupos distintos, tendo em conta a técnica utilizada: artroplastia cimentada ou não cimentada. Estes podem ainda ser divididos em implantes monobloco ou modular e ser agrupados quanto à sua aplicação, se em cirurgia primária ou em cirurgia de revisão.

Charnley foi pioneiro na artroplastia cimentada na década de 1960, utilizando um implante que ficou conhecido como implante de Sir Charnley (Figura 3.6 (a)). Desde então, várias mudanças foram implementadas. Em 1995, haviam mais de 62 tipos de próteses diferentes à escolha dos cirurgiões, de 19 empresas distintas [75].

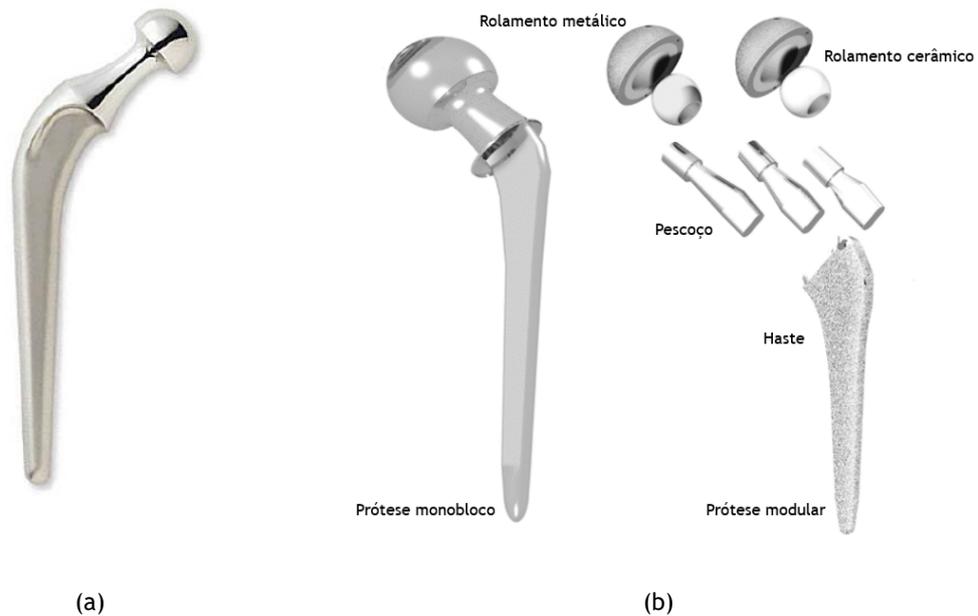


Figura 3.6 - (a) Implante de Sir Charnley (1960). (b) Próteses monobloco e modular.

Atualmente, os diferentes *designs* de próteses oferecem uma maior flexibilidade em termos de geometria e custo, mas em contraste tornam a escolha ideal para cada paciente muito mais complexa.

Um avanço importante no desenvolvimento de implantes foi a introdução do *design* modular. Os implantes originalmente eram compostos apenas por uma peça, constituída por um único material, classificados de *design* monobloco. Neste último, a cabeça e haste femoral pertenciam ao mesmo componente, pelo que apresentavam alguma limitação quando implementadas em pacientes com uma anatomia singular. O *design* modular veio corrigir essa limitação, pois permite variar o comprimento do pescoço e da cabeça, de forma independente da haste femoral. Adicionalmente, o *design* modular permite ainda a combinação de diferentes materiais, aumentando assim a resistência e diminuindo o desgaste do implante em geral [62]. Na Figura 3.6 (b) é apresentado os dois grupos principais de implantes discutidos.

Os diferentes parâmetros que personalizam a geometria de um implante são esquematicamente apresentados na Figura 3.7.

Relativamente ao comprimento, foi estabelecido que o comprimento máximo deveria estar compreendido entre 130-140mm. Hastes mais longas requerem uma maior abertura do canal intramedular femoral, bem como o uso de grandes quantidades de cimento ósseo. Desta forma, são utilizadas mais frequentemente em intervenções cirúrgicas de revisão [15], [62].

A altura vertical é frequentemente expressa como a altura desde a margem proximal do trocanter menor ao centro da cabeça femoral. O deslocamento medial é expresso como a distância entre o eixo vertical da haste femoral e o centro da cabeça femoral. O desenho da secção transversal da haste influencia a estabilidade rotacional e a concentração da tensão em torno de toda a prótese. Em algumas próteses é ainda incorporado um *collar* entre a haste e o pescoço femoral, em correspondência com o osso calcar localizado abaixo do pescoço femoral, Figura 3.8. Normalmente esta estrutura garante a fixação primária das hastes não cimentadas distribuindo a carga pelo osso calcar [15], [62].

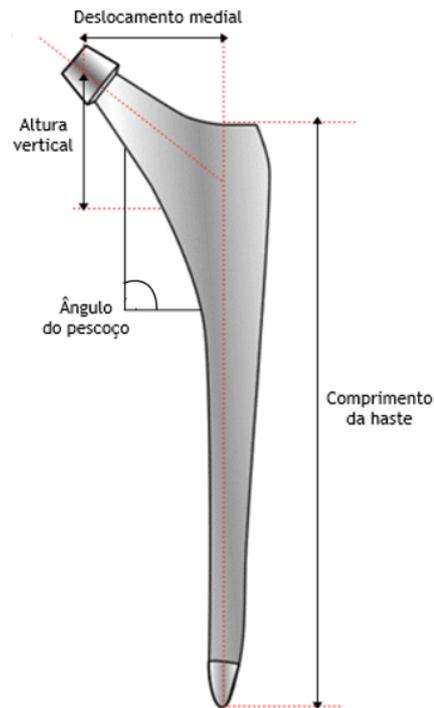


Figura 3.7 - Parâmetros de *design* de hastes femorais.

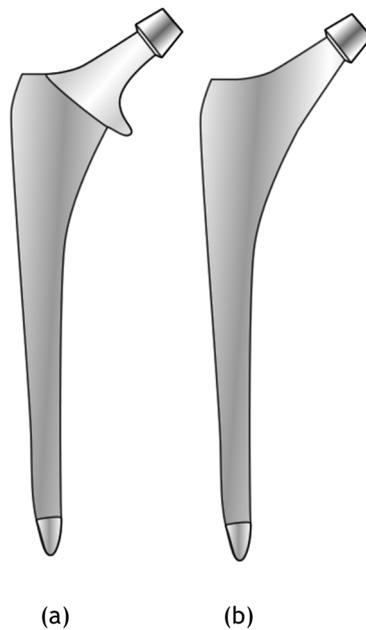


Figura 3.8 - Implante femoral: (a) com *collar* (b) sem *collar*

Por fim, o ângulo do pescoço, que causa diferença na altura vertical e no deslocamento medial, situa-se entre  $125^{\circ}$ - $135^{\circ}$ , aproximadamente [76]. Na maioria dos casos, o pescoço femoral e a haste são constituídos por apenas um componente metálico. No entanto, em implantes modulares, o grau de personalização aumenta de acordo com a anatomia do paciente em termos de comprimento e orientação do pescoço [62].

### 3.5.1 - Artroplastia cimentada

Na artroplastia cimentada, a distribuição de carga por todo o cimento, possibilita a redução de micromovimentos, aumentando assim a estabilidade do implante. De um modo geral, o *design* é dividido em reto ou anatómico, de secção transversal oval ou quadrada, presença ou ausência de *collar* e comprimento curto, intermédio ou longo [15].

As hastes Charnley, Exeter e Müller são retas, e têm apresentado bons resultados clínicos. As hastes de formato anatómico apresentam uma melhor distribuição de carga ao longo da camada de cimento, permitindo desta forma uma melhor centralização. As hastes de secção transversal quadrada oferecem maior estabilidade rotacional do que as hastes com uma secção transversal oval [15], [77]. Relativamente ao acabamento superficial não é recomendado o uso de superfícies rugosas em hastes cimentadas, geralmente estas são polidas para reduzir os detritos libertados de cimento [69].

Entre todos os implantes cimentados existentes no mercado destacam-se o Stanmore, o Müller, o Lubinus SP, o Spectron EF e o Exeter [15].

### 3.5.2 - Artroplastia não cimentada

Na artroplastia não cimentada, as opções de implantes disponíveis, variam na forma, no comprimento e no local de fixação do implante ao osso, bem como na presença ou ausência de *collar*. Estas hastes apresentam um diâmetro maior quando comparadas com as hastes cimentadas, de modo a preencher o canal intramedular do fémur e geralmente possuem uma superfície rugosa. Estas superfícies são cobertas nos locais de fixação por revestimentos porosos ou malhas de fibras, de modo a estimular a adesão óssea, criando uma ligação forte entre o osso natural do paciente e o implante [72].

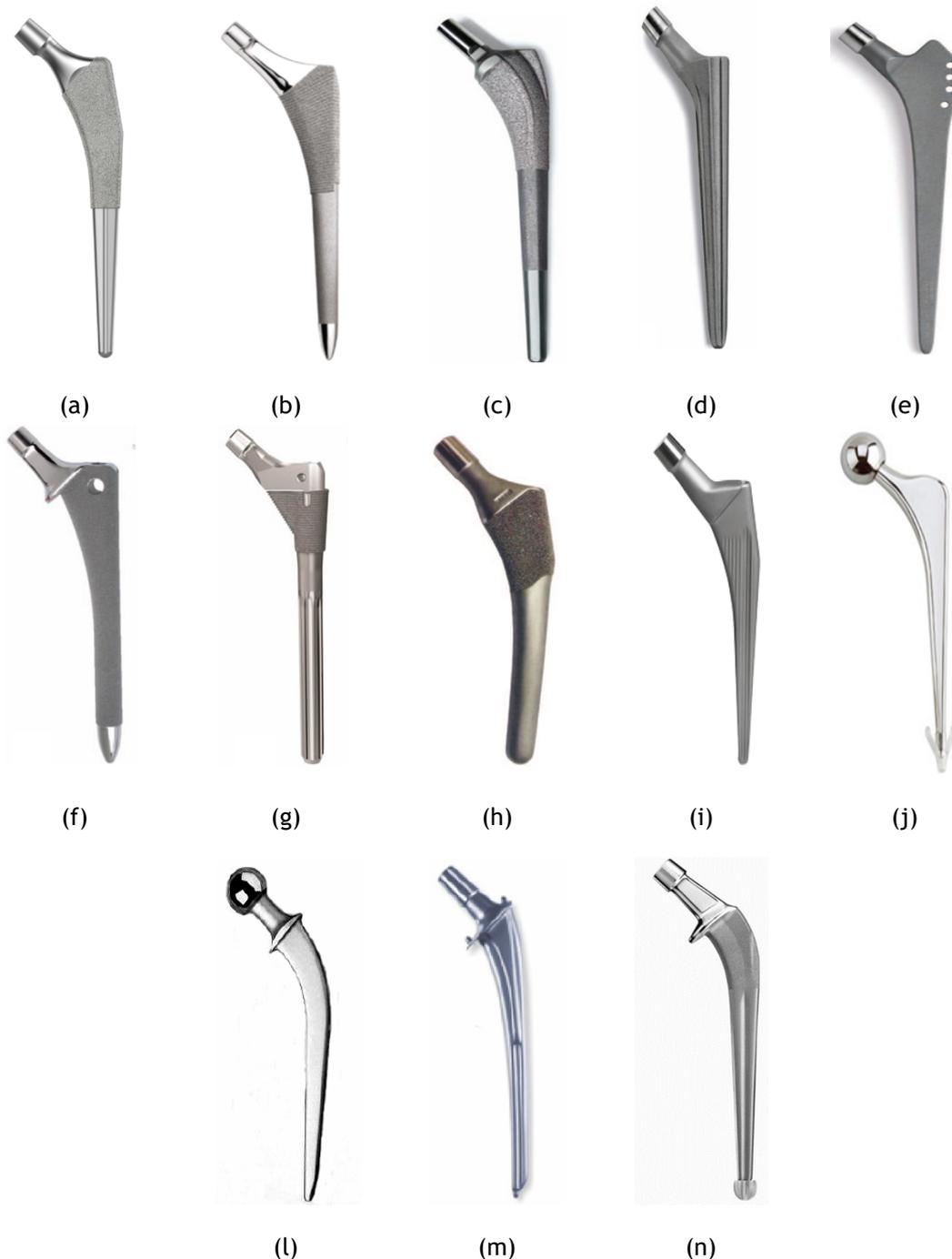
Inicialmente as hastes sem cimento foram classificadas como retas ou curvas, divididas em fixação proximal na metáfise ou distal na diáfise [78]. Neste sentido, em 2011, o grupo *Mont* sugeriu um sistema de classificação de hastes femorais não cimentadas, com base no contacto ósseo e nos diferentes locais de fixação. Com esta classificação é possível estabelecer uma comparação direta entre vários implantes. O sistema de classificação criado é apresentado na Tabela 3.1 [78].

Tabela 3.1 - Sistema de classificação de implantes femorais não cimentados [78].

Categories	Typo	Geometria	Descrição	Local de fixação
<b>Hastes retas</b>				
Fixação proximal afunilada (cônica)	1	Em cunha	Estreita lateralmente e medialmente. Revestimento proximal. Haste plana, fina no plano ântero-posterior.	Metafisária
Fixação proximal afunilada (cônica)	2	Dupla cunha, enchimento metafisário	Estreita distalmente nos planos medial/lateral e ântero-posterior. Mais amplo do que o tipo 1. Preenche a região metafisária.	Metafisária
Fixação distal afunilada (cônica)	3A	Afunilado e redondo	Haste afunilada, cônica com revestimento poroso em 2/3 da zona proximal	Junção metafisária/diafisária
Fixação distal afunilada (cônica)	3B	Afunilado e estriado	Cônico com estrias longitudinais	Junção metafisária/diafisária e diafisária proximal
Fixação distal afunilada (cônica)	3C	Afunilado e retangular	Secção retangular com um suporte anti rotacional de quatro pontos na região meta-diafisal	Junção metafisária/diafisária e diafisária proximal
Fixação distal	4	Cilíndrico, completamente revestido	Revestimento poroso, com um <i>collar</i> proximal para melhorar a distribuição do carregamento no osso proximal e a estabilidade axial	Principalmente diafisária
Modular	5		Componentes metafisários e diafisários do implante preparados independentemente	Metafisária e diafisária
<b>Hastes curvas</b>				
Haste anatómica	6		Porção proximal larga em ambos os planos posterior e lateral. O arco posterior na metafise e arco anterior na diáfise.	Metafisária

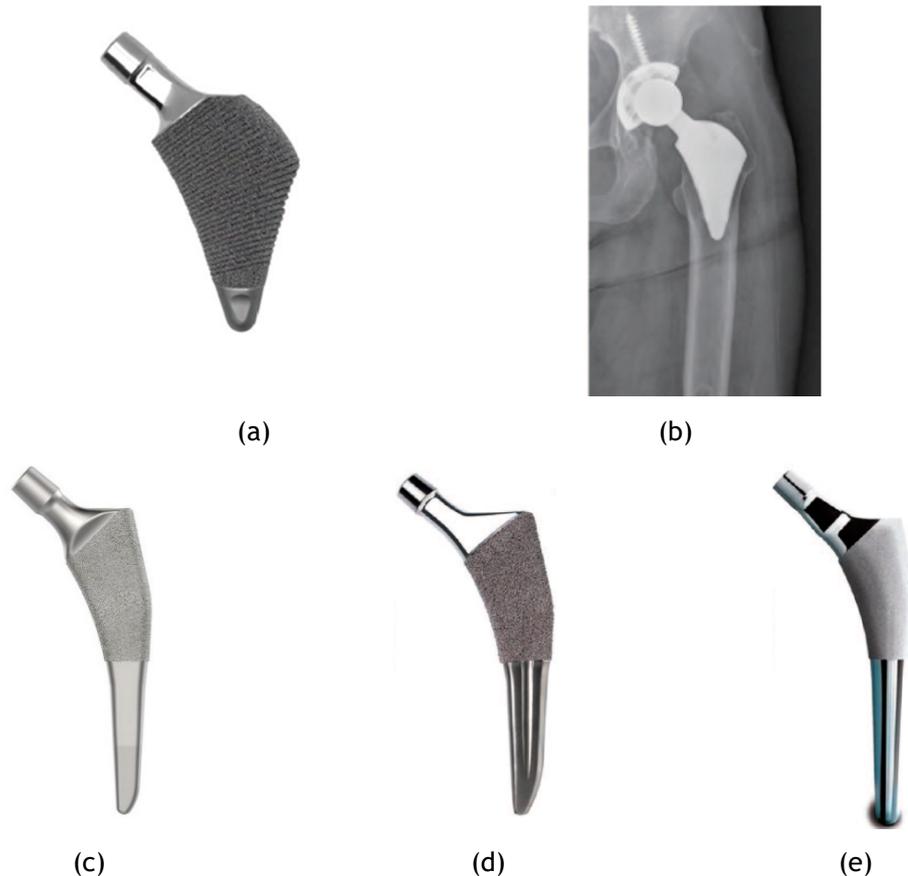
### 3.5.3- Designs

Alguns *designs* de implantes comerciais usados na artroplastia total da anca, são esquematizados na Figura 3.9.



**Figura 3.9 - Designs de hastes femorais:** (a) em cunha (Bencox ID (Corentec, Korea)); (b) dupla cunha ou enchimento metafisário (Summit (DePuy, USA)); (c) afunilado e redondo (Mallory (Biomet, USA)); (d) afunilado com estrias longitudinais (Wagner (Zimmer, USA)); (e) afunilado e retangular (Zweymüeller Alloclassic (Zimmer, USA)); (f) completamente revestido (AML (DePuy, USA).); (g) modular (S-ROM (DePuy, USA)); (h) curvo, anatômico; (i) Müller ; (j) Exeter, com um centralizador distal para facilitar a subsidência; (l) Stanmore; (m) Lubinus; (n) Spectron EF.

Devido ao aumento da qualidade de vida, a intervenção cirúrgica passou a ser alargada a pacientes mais jovens. A expectativa de vida mais longa levou ao aumento das cirurgias de revisão. Nesta cirurgia são encontradas várias dificuldades, nomeadamente a perda de volume de tecido ósseo. A busca de alternativas, levou à modificação das hastes femorais padrão, originando hastes femorais mais curtas [76]. Na Figura 3.10 é possível visualizar alguns destes implantes.



**Figura 3.10** - Hastes femorais curtas: (a) Proxima (Depuy,USA); (b) Caso clínico. Hastes femorais médias-curtas: (c) Bencox M (Corentec, Korea). (d) Trilock (DePuy, USA). (e) M/L Taper (Zimmer, USA) [76].

### 3.6 - Biomateriais

Um material biocompatível pode ser definido como qualquer material utilizado para constituir partes ou funções do corpo de forma segura, isto é, fisiologicamente aceitável [62]. A biocompatibilidade de um material é então classificada em função da sua aplicação específica. O material pode não interagir com o ambiente corporal, sendo bioinerte, ou pelo contrário pode interagir, como é o caso dos materiais bioativos ou bioreabsorvíveis. Alguns materiais bioinertes são o aço inoxidável, o titânio, a zircônia, e o polietileno de alto peso molecular (UHMWPE). Os materiais bioativos interagem com o tecido envolvente, como por exemplo a hidroxiapatita, usada como revestimento em hastes metálicas [62]. A reação da hidroxiapatita com o tecido ósseo origina uma camada de apatite de carbonato na superfície do implante que é quimicamente equivalente à fase mineral do osso. Os materiais bioreabsorvíveis, dissolvem-se à medida que um novo tecido é formado após a inserção do implante, como é o caso do fosfato tricálcio ( $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ) [62].

Para assumir as funções fisiológicas em falta, uma prótese da anca, deve assumir três requisitos importantes de compatibilidade [62]:

- **Requisitos estruturais:** o material ou conjunto de materiais constituintes da prótese, devem apresentar propriedades mecânicas adequadas, de modo a resistir a milhões de ciclos de carga, sem fraturar.
- **Requisitos tribológicos:** a articulação artificial deve garantir o movimento do sistema músculo-esquelético, sem que este seja comprometido pelo desgaste.
- **Requisitos biológicos:** todos os componentes devem resistir ao ambiente fisiológico corrosivo corporal e os detritos acumulados provocados pelo desgaste não devem ser prejudiciais ao organismo.

Com isto, os componentes estruturais e de rolamento (encontro da cabeça femoral com o os acetabulares) devem ser bioinertes, e no caso da artroplastia não cimentada, as hastes e componentes acetabulares devem apresentar superfícies bioativas, que acelerem e promovam a osseointegração [62].

O grande problema associado à artroplastia da anca é o desgaste dos rolamentos. Existem três tipos de rolamentos aplicados em ATA: M-P, M-M e C-C. O Metal-Polietileno (M-P), é um dos mais utilizados no Reino Unido. Atualmente é uma alternativa económica que confere previsibilidade aos cirurgiões. No entanto, apresenta alguns inconvenientes provocados pela libertação de detritos de polietileno, que podem induzir a falha do implante. Nas próteses Metal-Metal (M-M), os modelos de primeira geração criaram preocupações devido à libertação de iões metálicos, que aumentavam consideravelmente o risco cancerígeno. Contudo, nas gerações atuais o desgaste destes rolamentos consegue ser 60 vezes menor que as próteses M-P. Por último, o rolamento Cerâmico-Cerâmico (C-C) foi desenvolvido para tentar resolver os problemas de fricção e desgaste de outros materiais. Normalmente, os materiais cerâmicos envolvidos são a alumina e a zircónia. Estes materiais apresentam um comportamento hidrofílico o que resulta num menor coeficiente de atrito e numa maior resistência ao desgaste, sendo recomendados para pacientes jovens com atividade elevada. No entanto, o risco de fratura e o custo significativo, leva a que normalmente estes rolamentos não sejam frequentemente usados nas cirurgias ortopédicas [15], [62].

### 3.6.1 - Polímeros

A aplicação de polímeros na ortopedia centra-se no desenvolvimento de superfícies de rolamento e na fixação acrílica do implante ao tecido ósseo. O polímero mais usado na componente acetabular da prótese é o polietileno de ultra alto peso molecular, conhecido por UHMWPE. No entanto, recentemente, o desafio foi a criação de hastes isoelásticas com propriedades mecânicas semelhantes ao osso cortical, utilizando o Poliéter Éter Cetona (PEEK) [79].

#### 3.6.1.1- Poliéter Éter Cetona (PEEK)

A criação de hastes isoelásticas com propriedades semelhantes ao tecido ósseo levou ao desenvolvimento do material polimérico PEEK [79]. O módulo de Young atinge valores de 3 a 4 GPa, mas muitas vezes este polímero é acoplado com fibras de carbono, que permite obter o

módulo de elasticidade do osso cortical (~18 GPa) e o módulo de elasticidade do titânio (~110 GPa), variando o comprimento e a orientação das fibras [79], [80]. A estrutura química deste polímero, torna-o não reativo e resistente à degradação química e térmica, no entanto a interface entre o PEEK e outros reforços materiais pode ser vulnerável no ambiente *in vivo* [81].

### 3.6.1.2- Polimetilmetacrilato (PMMA)

A principal função do PMMA é a fixação do implante ao osso, funcionando como um cimento ósseo. O PMMA pode ser usado para fixar a haste femoral na cavidade intramedular do fêmur e o componente acetabular na anca. Este cimento possibilita uma melhor distribuição das cargas entre o osso e o implante [15]. No entanto, os cimentos PMMA apresentam algumas desvantagens, nomeadamente problemas com biocompatibilidade que podem levar à instabilidade do implante e possível osteólise óssea [79].

### 3.6.2- Metais

Os metais usados em ATA apresentam biocompatibilidade e propriedades mecânicas suficientes para a manutenção estrutural do corpo. Além dos efeitos tóxicos provocados pela libertação de iões, outra desvantagem do uso de metais é o alto módulo de elasticidade que origina o fenómeno de *stress shielding* [79].

Os materiais metálicos usualmente utilizados em implantes femorais incluem o aço inoxidável, ligas de cobalto (CoCrMo) e ligas de titânio (TiAl<sub>6</sub>V<sub>4</sub>) [81], [82]. Estes materiais possuem boa relação peso/força e alta biocompatibilidade [82]. As ligas de titânio são geralmente preferidas como alternativa ao aço inoxidável e às ligas de cobalto devido ao seu módulo de elasticidade inferior e biocompatibilidade e resistência à corrosão superiores [83].

#### 3.6.2.1- Aço inoxidável

O aço inoxidável usado na ATA é uma liga à base de ferro com uma baixa percentagem de carbono e um alto teor de cromo (Cr) e níquel (Ni). Depois do aparecimento dos materiais à base de titânio e cobalto, o uso do aço inoxidável foi extinto [79].

#### 3.6.2.2- Ligas de Cobalto-Cromo

Estas ligas são geralmente compostas de 30 a 60% de Co (Cobalto) e 20 a 30% Cr (Cromo). Contudo, estas subdividem-se em dois grandes grupos: as ligas Co-Cr-Mo e Co-N-Cr-Mo. O módulo de elasticidade para as ligas de Cobalto varia entre 200 e 300 GPa. Os implantes baseados em cobalto, geralmente possuem uma resposta à corrosão melhor do que o aço inoxidável, mas pior do que a liga TiAl<sub>6</sub>V<sub>4</sub> [15].

#### 3.6.2.3- Titânio e suas ligas

O titânio puro e o titânio ligado ao alumínio (Al), vanádio (V), e nióbio (Nb), mais concretamente as ligas TiAl<sub>6</sub>V<sub>4</sub> e TiAl<sub>6</sub>Nb<sub>7</sub>, são os materiais à base de titânio dominantes nas

próteses da anca. A excelente resistência à corrosão e a alta biocompatibilidade, características dos materiais à base de titânio permitem aplicações bem sucedidas na área da ortopedia [81]. O titânio e as suas ligas apresentam ainda um módulo de elasticidade inferior aos outros biometais, o que reduz a reabsorção óssea, permitindo uma melhor distribuição da tensão. Uma limitação destes materiais é a redução drástica da resistência à corrosão em condições de fricção [62].

#### 3.6.2.4- Revestimentos porosos metálicos

Com o intuito de melhorar as propriedades mecânicas das ligas metálicas, muitas vezes são utilizados revestimentos porosos que proporcionam o crescimento do osso na interface osso-implante. Foram utilizados revestimentos porosos metálicos constituídos por titânio, cobalto-cromo, e outros biomateriais desde 1970 [84]. As ligas de titânio possuem propriedades osteoindutivas, o que as torna materiais ideais para artroplastias não cimentadas.

Os implantes Metal<sup>TM</sup> Trabecular, são implantes porosos de tântalo (Ta) formados para criar um suporte metálico semelhante ao osso trabecular [85].

#### 3.6.3- Cerâmicos

Os materiais cerâmicos apresentam várias propriedades vantajosas, apresentando-se assim como excelentes materiais para implantes ortopédicos. São utilizados principalmente para duas intenções diferentes, nomeadamente para superfícies de rolamentos ou como revestimento bioativo para melhorar a adaptação óssea [79]. Estes materiais possuem alta rigidez e maior resistência ao desgaste que os metais e polímeros. Contudo, a principal desvantagem é a sua fragilidade. As propriedades mecânicas dependem da densidade do material, relacionando-se assim com a pureza e tamanho das partículas que o constituem [81].

##### 3.6.3.1- Alumina ( $Al_2O_3$ )

A alumina, diminutivo de óxido de alumínio, foi o primeiro material cerâmico utilizado na artroplastia total da anca em 1970 [79]. A alumina policristalina atinge alta resistência quando a porosidade e tamanho de grão diminuem. O desprendimento de grãos é uma das desvantagens que provoca consequentemente um rápido desgaste dos constituintes [15].

##### 3.6.3.2- Zircónia $ZrO_2$

A primeira investigação sobre zircónia (óxido de zircónio) foi publicada na década de 1980. Devido a apresentar propriedades mecânicas superiores à alumina, a zircónia começou a atrair interesses de pesquisa considerável [81]. A zircónia apresenta menor dureza, rigidez e tamanho de grão quando comparada com a alumina [15]. No entanto, um dos principais problemas associados aos implantes de zircónia é a degradação a baixa temperatura. Este material possui três fases cristalográficas estáveis: monoclinica, tetragonal e cúbica. A fase tetragonal apresenta propriedades mecânicas mais adequadas, portanto a zircónia padrão usada em aplicações ortopédicas, é a zircónia policristalina tetragonal estabilizada por ítrio (Y-TZP) [79].

### 3.6.3.3- Cerâmicas de revestimento bioativas

Alguns problemas associados aos implantes metálicos, como por exemplo o fenômeno de *stress shielding*, podem ser minimizados através da incorporação de um revestimento superficial com materiais bioativos. A hidroxiapatita (HA), o fosfato tricálcio (TCP) e o *bioglass* constituem exemplos de materiais cerâmicos bioativos [81]. A HA é capaz de preencher as lacunas entre o osso e o implante femoral e estimular o crescimento ósseo. Contudo, estes materiais ainda apresentam algumas limitações, tais como baixa resistência, sendo os resíduos libertados pelo desgaste a principal causa de falha do implante [79].

### 3.6.4- Compósitos

Cada vez mais existe a necessidade de desenvolvimento de materiais que sejam mais biocompatíveis e que apresentem maior durabilidade.

As fibras de carbono apresentam uma boa biocompatibilidade e resistência, pelo que têm sido utilizadas no reforço do PMMA, (CFRPMMA), aumentando assim a rigidez do cimento [81], [86]. Também tem sido alvo de estudos a combinação das fibras de carbono com o PEEK, como anteriormente mencionado [80].

O compósito cerâmico alumina-zircônia foi criado para melhorar a degradação da Y-TZP e para diminuir a fragilidade de  $Al_2O_3$ .

A hidroxiapatita (HA) é um componente natural do osso e, portanto, possui uma excelente biocompatibilidade. Com isto, vários estudos focaram-se no desenvolvimento de materiais compósitos contendo HA. Foi encontrado na literatura, compósitos de PMMA contendo hidroxiapatita e *bioglass* [81].

O compósito de material gradiente funcional (MGF) foi apresentado. Este, subdivide-se em dois compósitos diferentes, conhecidos por MGF I e MGF II. O MGF I é composto por titânio e HA/colagénio, e o MGF II é constituído por titânio e *bioglass*. Ambos melhoram a adesão da haste femoral ao tecido ósseo. Este compósito é caracterizado pela variação da sua composição e estrutura ao longo do seu volume, produzindo diferentes propriedades mecânicas [86].

Na Tabela 3.2 apresenta-se resumidamente os materiais mais utilizados nos diversos componentes da prótese da anca, bem como no cimento de fixação.

**Tabela 3.2** - Quadro resumo dos materiais utilizados nos diferentes componentes que constituem a prótese da anca.

	Materiais	Haste femoral	Cabeça femoral	Componente acetabular da cabeça femoral	Componente acetabular da anca	Cimento de fixação
Polímeros	PEEK	X		X		
	UHMWPPW			X		
	PMMA					X
Metais	Aço inoxidável	X	X	X	X	
	Co-Cr-Mo	X	X	X		
	Titânio puro	X		X	X	
	TiAl <sub>6</sub> V <sub>4</sub>	X		X		
	TiAl <sub>6</sub> Nb <sub>7</sub>	X		X		
Cerâmicos	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>		X	X		
	ZrO <sub>2</sub>		X	X		
	Revestimentos bioativos	X			X	
Compósitos	CFRPMMA					X
	PEEK/Carbono	X	X	X		
	PMMA/HA/ <i>bioglass</i>					X
	Y-TZP		X	X		
	MGF	X				

### 3.6.5- Propriedades mecânicas dos materiais

De seguida, apresenta-se na Tabela 3.3 e Tabela 3.4, as propriedades mecânicas associadas aos respetivos materiais de interesse usados na haste femoral, no cimento ósseo e em revestimentos bioativos, respetivamente.

Tabela 3.3 - Propriedades mecânicas dos materiais constituintes da haste femoral [62], [79], [80], [84].

Materiais	Módulo de elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson	Resistência à tração (MPa)	Resistência à compressão (MPa)	Elongação máxima (%)	Densidade (%)
<b>Metais</b>						
Aço Inoxidável (316L)	205-210	0.25	465-950	-	12	7.9
Co-Cr-Mo	220-230	0.3	655-890	-	11-17	7.8
Titânio Puro (CPTi)	105	0.3	785	550	15-24	4.5
TiAl <sub>6</sub> V <sub>4</sub>	110	0.3	960-970	860	10-15	4.43
TiAl <sub>6</sub> Nb <sub>7</sub>	105	0.3	1024	-	10	-
<b>Polímeros/Compósitos</b>						
PEEK <sup>1</sup>	4	0.36	94	-	30-40	-
PEEK 30% (w/w) C <sup>2</sup>	20	0.40	170	-	1-2	-
PEEK 68% (v/v) C <sup>3</sup>	135	0.38	1	-	>2000	-

Tabela 3.4 - Propriedades mecânicas dos materiais constituintes do cimento ósseo e revestimentos bioativos.

Materiais	Módulo de elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson	Resistência à tração (MPa)	Resistência à compressão (MPa)	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	Referências
<b>Cimento ósseo</b>						
PMMA	1.58-4.12	0.35	21	72.6-114.3	1.10-1.23	[87], [84]
PMMA/HP	-50	0.3	33-50	178-381	-	[88], [89]
<b>Cerâmicas bioativas</b>						
HA	80-110	0.3	50	500-1000	3.1	[90]
Bioglass	35	-	42	500	2.7	

<sup>1</sup> LT1 ótimo<sup>2</sup>Reforçado com lascas de fibra de carbono (LT1CA30)<sup>3</sup>Reforçado com fibras de carbono contínuas (*Endolign*)

# Capítulo 4

## Métodos Numéricos

### 4.1 - Método dos Elementos Finitos

Atualmente, o método dos elementos finitos (MEF), é a técnica de discretização mais frequentemente encontrada na literatura, com aplicações acadêmicas e industriais.

O método dos elementos finitos é então uma técnica de discretização de um domínio em vários subdomínios, designados de elementos finitos. De seguida, a partir do conjunto de elementos é criada uma malha, que além de contê-los, também estabelece as relações e a conectividade entre eles. A função de campo do domínio é então interpolada através de uma função de aproximação (função de forma). O sistema de equações do domínio global é então obtido através do conjunto de sistemas de equações local de cada elemento. A malha de elementos finitos é estabelecida conforme a Figura 4.1. Estes elementos podem assumir formas irregulares apresentando diferentes propriedades, permitindo assim a discretização de estruturas com propriedades combinadas [91].

A qualidade dos resultados depende sobretudo do refinamento da malha do modelo, pelo que no caso de geometrias complexas, a geração de elementos distorcidos é comum, o que compromete o desempenho e a confiabilidade do método [92].

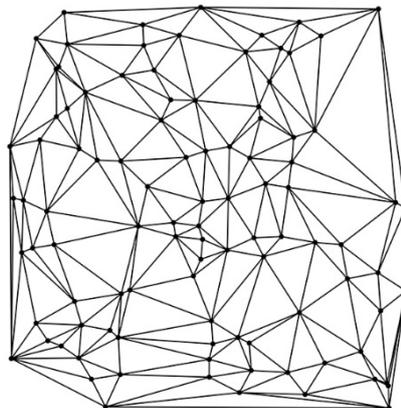


Figura 4.1 - Malha de elementos finitos.

### 4.1.1 - Breve história

Esta abordagem numérica baseou-se sobretudo no trabalho desenvolvido por Courant no início da década de 1940 [93], aparecendo as primeiras aplicações em física e em engenharia nos anos 50. A utilização da expressão “elemento finito” é associada a Ray Clough (1960). Durante a década seguinte, observou-se um grande desenvolvimento tanto a nível teórico como a nível computacional principalmente no campo da mecânica estrutural e engenharia aeronáutica. A abordagem provou também ser aplicável não só a problemas estruturais estáticos como também a problemas dinâmicos. Os modelos iniciais de elementos finitos possuíam formas triangulares e tetraédricas, no entanto mais tarde começaram a aparecer sob a forma de quadriláteros e hexaedros [94]. A primeira aplicação na área da biomecânica apareceu em dois estudos independentes em 1972, por Rybicki et al. e Brekelmans et al. Desde então, vários problemas de natureza complexa foram abordados, impulsionando o desenvolvimento da biomecânica [94].

É possível consultar na literatura, uma explicação detalhada da formulação do MEF, descrita por Zienkiewicz [95]. Numa revisão publicada por Huiskes [96], é feita uma descrição geral dos fundamentos bem como das possibilidades e limitações na área da biomecânica ortopédica.

## 4.2 - Métodos sem malha

Concomitante com o desenvolvimento da tecnologia informática, atualmente a simulação numérica tornou-se uma ferramenta essencial na engenharia e na ciência. Contudo, devido à evolução cada vez mais rápida tanto da ciência como da engenharia, os desafios computacionais são cada vez mais complexos [97]. Diante destes novos desafios, o MEF começou a evidenciar diversas limitações, sobretudo na análise de alguns problemas complexos. A origem de todos os problemas deve-se principalmente ao uso de elementos ou malhas [97]. Portanto, nas últimas décadas começaram a aparecer vários métodos alternativos como os métodos sem malha [98], [99]. A principal vantagem destes métodos é a construção de qualquer estrutura através de uma aproximação completamente nodal, suprimindo assim, parte das limitações do método dos elementos finitos associadas à dependência de uma malha. Assim, os métodos sem malha usam um domínio de influência para cada um dos nós que constituem o domínio do problema [97]. Nestes recentes métodos de análise numérica, os domínios de influência podem e devem sobrepor-se, em oposição à não sobreposição entre os elementos verificada no MEF.

São apresentadas de seguida, algumas vantagens dos métodos sem malha relativamente ao método dos elementos finitos [100], [101]:

- Maior precisão na análise de estruturas complexas;
- Maior facilidade de manipulação de problemas que envolvam grandes deformações e descontinuidades em movimento, tal como a propagação de fissuras;
- Permite adicionar mais nós de modo a obter resultados mais precisos, possibilitando um refinamento muito mais rápido e fácil.

Os métodos sem malha permitem a discretização de um problema através de uma nuvem nodal não estruturada. Desta forma, esta técnica possibilita a obtenção de um modelo geométrico diretamente de imagens médicas, como exames de Tomografia Computorizada (TC)

ou Ressonância Magnética (RM). [6] Devido a esta característica, os métodos sem malha apresentam uma grande competência para analisar o comportamento biomecânico de estruturas biológicas. Como descrito numa revisão realizada por Belinha, os resultados obtidos usando métodos sem malha apresentam campos de tensão, deformação e deslocamentos muito mais precisos quando comparados com outros métodos de análise numérica [102].

#### 4.2.1- Breve história

Na formulação, os métodos sem malha subdividem-se em duas classes diferentes: a forma forte e a forma fraca. Numa formulação forte, as equações diferenciais parciais que descrevem o problema são usadas para adquirir a solução final [6]. Numa formulação fraca o peso residual de cada equação tende a ser minimizado. Este resíduo é dado através de uma função aproximada que é influenciada por uma função de teste [6].

O método de *Smooth Particle Hydrodynamics* (SPH) [103] foi um dos primeiros métodos sem malha. Como descrito em [99], a versão primordial apresentava algumas inconsistências pelo que vários autores procederam a várias melhorias, anos mais tarde. O SPH é baseado numa formulação forte, no entanto na década de 1990 outros métodos foram desenvolvidos tendo por base a forma fraca. Estes últimos apresentaram grandes progressos nos últimos anos, sendo aplicados principalmente em mecânica dos sólidos [99].

Um dos primeiros métodos sem malha desenvolvidos usando a forma fraca foi o *Diffuse Element Method* (DEM) [104]. Posteriormente, outros métodos começaram a surgir, nomeadamente o *Element Free Galerkin Method* (EFGM) que é um dos métodos mais conhecidos, desenvolvido por Belytschko et al. [105]. Muitos outros métodos sem malha foram desenvolvidos como o *Reproducing Kernel Particle Method* (RKPM) [106], o *Local Pretop-Galerkin Method* (MLPG) [107], o *Finite Point Method* (FPM) [108] e o *Method of the Finite Spheres* (MFS) [109].

Contudo, apesar do sucesso destes métodos na mecânica computacional, ainda existem alguns problemas que não foram totalmente resolvidos [110]. As limitações encontradas devem-se sobretudo à falta da propriedade delta Kronecker,  $\varphi_i(x_j) \neq \delta_{ij}$ , nas funções de forma. Esta propriedade permite a imposição direta das condições de fronteira essenciais. Os métodos sem malha referidos anteriormente usam funções de aproximação em vez de funções de interpolação que incluem esta propriedade.

De modo a solucionar o problema, vários métodos sem malha interpolantes foram desenvolvidos nos últimos anos. Alguns dos métodos mais relevantes são o *Point Interpolation Method* (PIM) [111], o *Radial Point Interpolation Method* (RPIM) [112], o *Natural Neighbour Finite Element Method* (NNFEM) [113] e o *Natural Element Method* (NEM) [114]. Todos os métodos referidos utilizam as funções de interpolação de Sibson [6]. Uma combinação entre o NEM e o RPIM deu origem ao *Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method* (NNRPIM) [110]. Mais recentemente, um outro método foi desenvolvido, o *Natural Radial Element Method* (NREM), mostrando ser um método eficaz e verdadeiramente sem malha [101].

#### 4.2.2- Procedimento genérico dos métodos sem malha

De um modo geral, os métodos sem malha, como o RPIM e o NNRPIM seguem os mesmos passos. Primeiramente, um esboço do problema é representado, bem como os contornos e as condições de fronteira essenciais, como observado na Figura 4.2 (a).

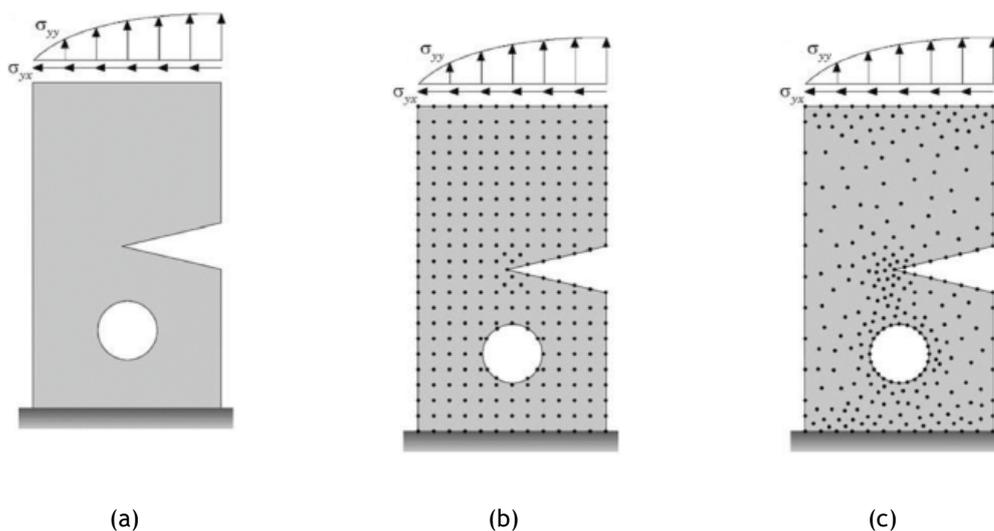
Posteriormente, o domínio é discretizado numericamente usando um conjunto nodal regular ou irregular, conforme demonstrado na Figura 4.2 (b) e (c). Uma vez que, a discretização nodal influencia o desempenho do método, é necessário que a malha apresente uma densidade e distribuição nodal o mais equilibrada possível, de modo a obter resultados precisos e, simultaneamente, manter um custo computacional a um nível aceitável [6].

A melhor abordagem geralmente é usar uma malha regular e acrescentar nós extras em locais onde se espera maiores concentrações de tensão. A localização de cada nó discretizado no domínio do problema é a única informação necessária, contudo, a distribuição nodal não forma uma malha.

Depois do domínio do problema ser discretizado, a conectividade nodal deve ser estabelecida, por exemplo, através de domínios de influência, no caso do RPIM ou diagramas de Voronoï para o NNRPIM. Seguidamente, é criada uma malha de integração de fundo adaptada ao domínio do problema, que geralmente usa pontos de Gauss. Podem ser usados outros processos, nomeadamente a integração nodal, através dos diagramas de Voronoï, de forma a obter o peso de integração de cada nó [6].

Finalmente, as variáveis de campo em estudo são obtidas, usando funções de forma de aproximação ou interpolação, com base na combinação das funções de base radial (RBF) com funções de base polinomial. As funções de forma interpoladas possuem uma propriedade relevante, a propriedade delta Kronecker. Desta forma, é possível a utilização das mesmas técnicas de imposição das condições de fronteira usadas no MEF.

Os métodos sem malha são constituídos pela combinação de três etapas: a imposição da conectividade nodal, a construção do esquema de integração numérica e a construção das funções de forma. Nas secções seguintes, irão ser explicadas as diferentes fases para os métodos RPIM e NNRPIM.

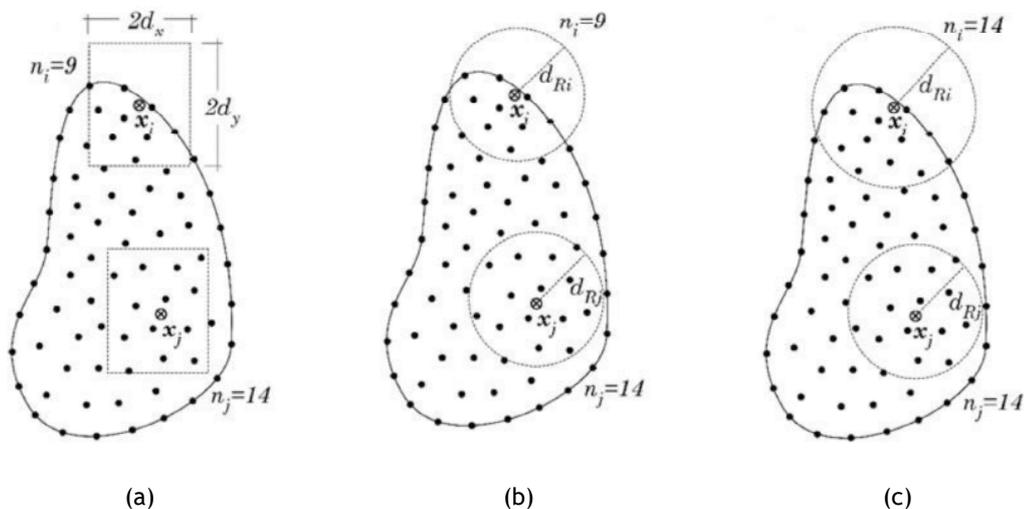


**Figura 4.2** - Discretização nodal do domínio do problema: (a) domínio sólido com as fronteiras naturais e essenciais; (b) discretização nodal regular; (c) discretização nodal irregular.

### 4.2.3- Conectividade Nodal

#### 4.2.3.1- RPIM

Tal como referido no procedimento genérico, após a discretização nodal inicial do domínio do problema, é necessário definir a conectividade nodal de cada nó, uma vez que não existe uma interdependência nodal predefinida. Portanto, a conectividade nodal é obtida pela sobreposição do domínio de influência de cada nó [6]. É necessário antes que esta conectividade nodal seja obtida, definir áreas (2D) ou volumes (3D) com uma determinada quantidade de nós. Estas áreas ou volumes são designados de domínios de influência e podem assumir um tamanho fixo ou variável, assim como diferentes formas. É importante que todos os domínios de influência contêm aproximadamente o mesmo número de nós. Na Figura 4.3 (a) e (b) é possível observar dois tipos de domínios de influência de tamanho fixo: um com forma retangular e outro de forma circular. Note-se que variando a forma, ou o tamanho do domínio de influência, obtém-se uma conectividade nodal diferente. Além disso, o uso de domínios de influência de tamanho fixo pode originar uma distribuição desigual do número de nós. Com isto, a precisão da solução final do problema pode ser comprometida [6]. Portanto, para ultrapassar esta questão, é recomendado o uso de domínios de influência de tamanho variável, como observado na Figura 4.3 (c), contendo um número constante de nós. Assim, é realizada uma busca radial, usando um ponto de interesse central,  $x_j$ , pelos  $n$  nós mais próximos. Este procedimento é mostrado na Figura 4.3, sendo evidente a existência de uma conectividade nodal constante [6].



**Figura 4.3** - Exemplos de diferentes tipos de domínio de influência: (a) domínio de influência de tamanho fixo e forma retangular; (b) domínio de influência de tamanho fixo e forma circular; (c) domínio de influência de tamanho variável e forma circular [6].

#### 4.2.3.2- NNRPIM

A conectividade nodal do NNRPIM emprega o conceito de vizinho natural e pode ser obtida através do diagrama de Voronoi no domínio discreto [115]. Em cada uma das células de Voronoi que constituem este diagrama é identificado um e apenas um nó [116].

Considera-se o domínio do problema  $\Omega \subset \mathbb{R}^2$  que é circunscrito por um limite físico  $\Gamma \in \Omega$ . Este domínio é discretizado em vários nós distribuídos arbitrariamente:  $N = \{n_0, n_1, \dots, n_N\} \in \mathbb{R}^2$  que expressam as seguintes coordenadas:  $X = \{x_0, x_1, \dots, x_N\}$ , onde  $x_i \in \mathbb{R}^2$ .

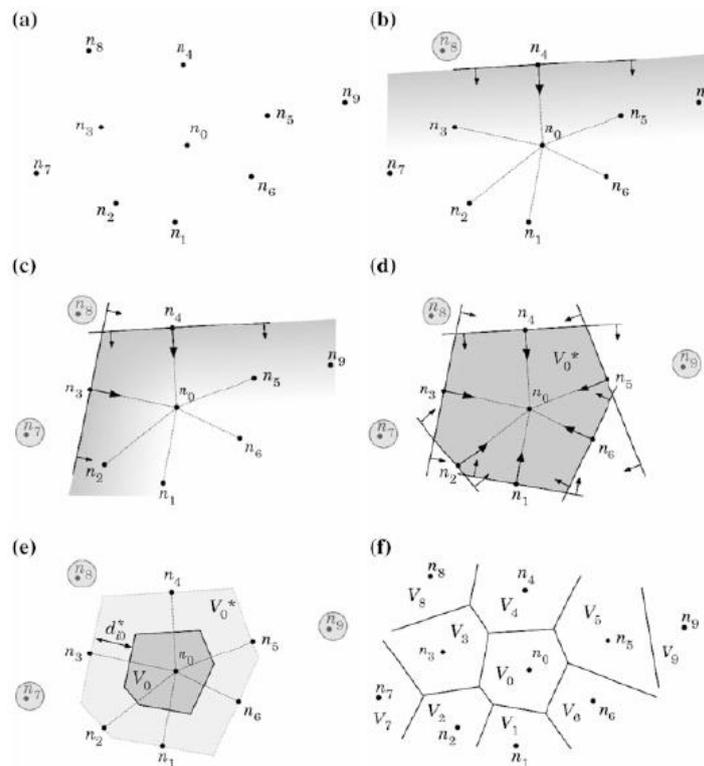
A célula de Voronoï é definida por [6]:

$$V_i := \{x_i \in \Omega \subset \mathbb{R}^2: \|x_i - x_i\| < \|x_i - x_j\|, \quad \forall i \neq j\} \tag{4.1}$$

sabendo que  $x_i$  é um ponto de interesse do domínio e  $\|\cdot\|$  a distância entre um ponto de interesse  $x_i$  e os nós definidos pelas coordenadas  $x_i$  e  $x_j$  [6]. O diagrama de Voronoï de  $N$  constitui a partição do domínio definido por  $\Omega$  em sub-regiões  $V_i$ , fechadas e convexas. Cada uma destas sub-regiões  $V_i$  está associada a um nó  $n_i$ . Assim, todos os pontos dentro de  $V_i$  estão mais próximos de  $n_i$  do que qualquer outro nó,  $n_j \in N \wedge i \neq j$ .

Assim o diagrama de Voronoï é determinado por:

$$V = \{V_1, V_2, \dots, V_N\} \tag{4.2}$$



**Figura 4.4** - (a) Conjunto inicial de nós; (b) Primeiro plano; (c) Segundo plano; (d) Célula provisória de Voronoï; (e) Célula de Voronoï do nó  $n_0$ ; (f) Diagrama de Voronoï [6].

É representado na Figura 4.4 (a), um conjunto nodal de um problema bidimensional, para uma melhor compreensão do método. Para determinar a célula de Voronoï  $V_0$  do nó  $n_0$ , primeiramente, é necessário definir os nós vizinhos. Todos os restantes nós que não foram incluídos nesta seleção provisória inicial, são excluídos. De seguida, um dos nós da seleção é eleito como vizinho potencial. Na Figura 4.4 (b), é possível observar que por exemplo o nó  $n_4$  foi selecionado como um vizinho potencial, sendo definido o vetor  $u_{40}$ :

$$\mathbf{u}_{40} = \frac{(\mathbf{x}_0 - \mathbf{x}_4)}{\|\mathbf{x}_0 - \mathbf{x}_4\|} \quad (4.3)$$

onde  $\mathbf{u}_{40} = \{u_{40}, v_{40}, w_{40}\}$ .

Posteriormente, é estabelecido um plano no espaço e os nós que não satisfizerem a seguinte condição são excluídos:

$$u_{40}x + v_{40}y + w_{40}z \geq (u_{40}x_4 + v_{40}y_4 + w_{40}z_4) \quad (4.4)$$

Portanto, todo este processo apresentado é exaustivamente repetido para cada nó pertencente ao conjunto inicial de nós, Figura 4.4 (c). No final, é observado na Figura 4.4 (d) todos os 6 vizinhos naturais do nó  $n_0$ . Assim, é então obtida a célula de Voronoï provisória que é convertida posteriormente numa definitiva, Figura 4.4 (e). A distância entre o nó  $n_0$  e a fronteira da célula de Voronoï é dada por:

$$d_{oi}^* = \frac{d_{oi}}{2} = \frac{\|\mathbf{x}_0 - \mathbf{x}_i\|}{2} \quad (4.5)$$

As outras células de Voronoï são obtidas, através de um processo similar, como observado na Figura 4.4 (f).

No NNRPIM considera-se o conceito de célula de influência, um novo conceito de conectividade nodal. As células de influência são construídas com base no diagrama de Voronoï, sendo a conectividade nodal determinada pela sobreposição das células de influência. Estas células são constituídas por  $n$  nós, capazes de interpolar o ponto de interesse [110]. Existem dois diferentes tipos de células de influência, a “célula de influência de primeiro grau”, Figura 4.5 (a) e a “célula de influência de segundo grau”, Figura 4.5 (b).

- **Célula de influência de primeiro grau:** é constituída pelos vizinhos naturais do ponto de interesse,  $x_I$  [110].
- **Célula de influência de segundo grau:** primeiro é definida a célula de influencia de primeiro grau. De seguida, ao conjunto de nós que constituem, são adicionados os vizinhos naturais dos vizinhos naturais do ponto de interesse,  $x_I$  [110].

Como o tamanho da célula de influência de primeiro grau é inferior ao da célula de influência de segundo grau, é expectável que esta última conduza a melhores soluções [6].

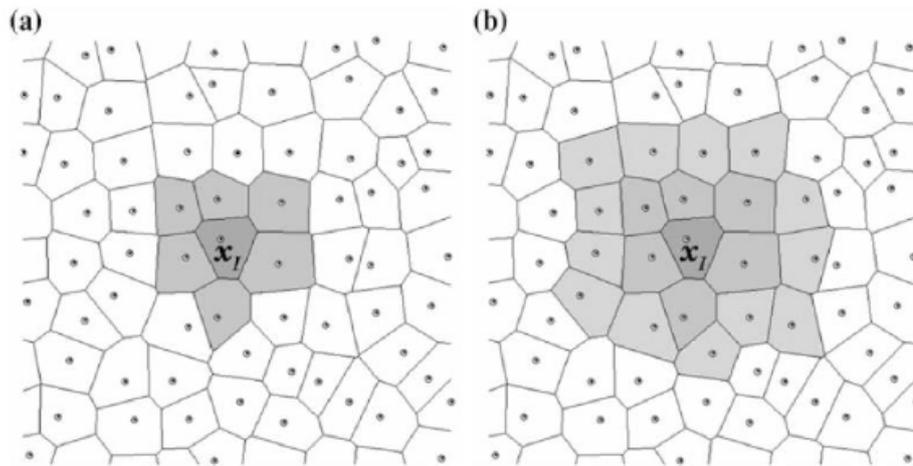
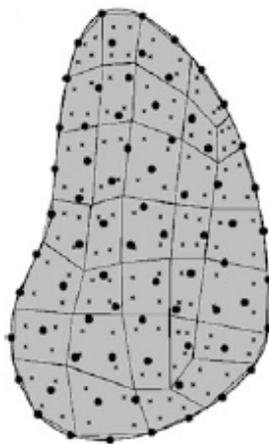


Figura 4.5 - (a) Célula de influência de primeiro grau; (b) Célula de influência de segundo grau [6].

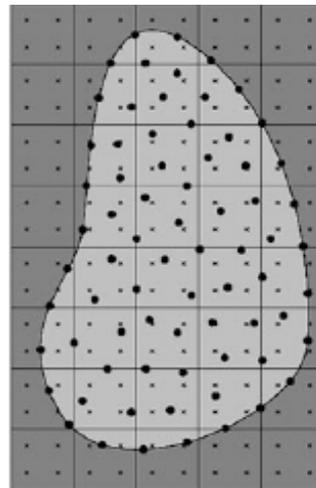
## 4.2.4- Integração Numérica

### 4.2.4.1- RPIM

Para a integração das equações diferenciais, o RPIM usa o esquema de integração de Gauss-Legendre, sendo necessária uma malha de integração de fundo. Esta malha de integração é composta por células criadas através da conexão dos nós que discretizam o domínio do problema. Esta malha pode ser adequada ao domínio sólido, como observado na Figura 4.6, não sendo necessário nenhum tratamento subsequente, ou pode ser maior que o domínio sólido, sendo eliminados os pontos de integração fora desse mesmo domínio [6].



(a)



(b)

Figura 4.6 - (a) Malha de integração gaussiana ajustada ao domínio sólido; (b) Malha de integração gaussiana geral [6].

De seguida, o domínio sólido é dividido numa rede regular, sendo cada célula preenchida com pontos de integração, respeitando a regra de quadratura de Gauss-Legendre. Essas mesmas células podem ser triangulares ou quadriláteras [6].

Observando a Figura 4.7, uma célula da rede é selecionada, que neste caso é quadrilátera, sendo posteriormente transformada numa forma isoparamétrica, dando origem a um quadrado. Os pontos de integração são distribuídos nesse mesmo quadrado, que neste exemplo assumem uma quadratura 2x2.

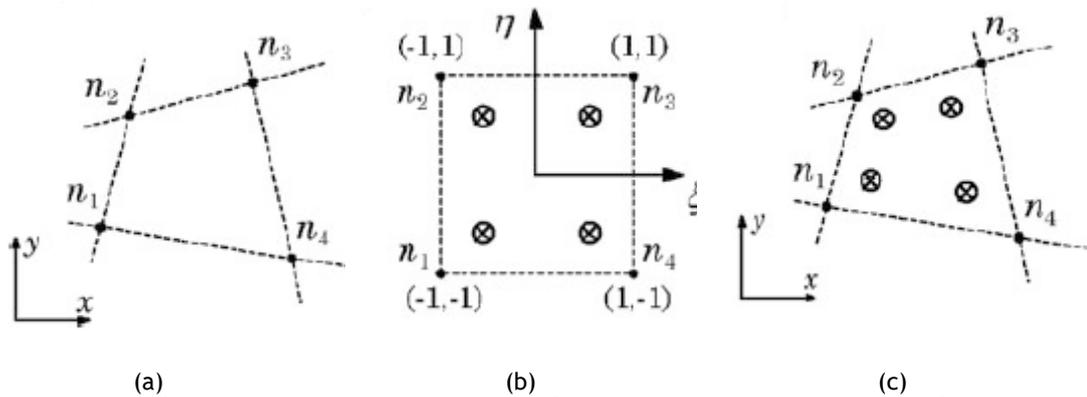


Figura 4.7 - (a) Célula inicial; (b) Quadrado isoparamétrico e pontos de integração; (c) Célula da quadratura inicial com os pontos de integração [6].

De seguida, usando as funções de interpolação isoparamétricas,  $N_i$ , as coordenadas Cartesianas dos pontos de quadratura são obtidas, para quadriláteros:

$$\begin{aligned}
 N_1(\xi, \eta) &= \frac{1}{4}(1 - \xi)(1 - \eta) \\
 N_2(\xi, \eta) &= \frac{1}{4}(1 - \xi)(1 + \eta) \\
 N_3(\xi, \eta) &= \frac{1}{4}(1 + \xi)(1 + \eta) \\
 N_4(\xi, \eta) &= \frac{1}{4}(1 + \xi)(1 - \eta)
 \end{aligned} \tag{4.6}$$

Ou para triângulos:

$$\begin{aligned}
 N_1(\xi, \eta) &= 1 - \xi - \eta \\
 N_2(\xi, \eta) &= \eta \\
 N_3(\xi, \eta) &= \xi
 \end{aligned} \tag{4.7}$$

As coordenadas Cartesianas são adquiridas através das seguintes equações:

$$\begin{aligned}
 x &= \sum_{i=1}^m N_i(\xi, \eta) \cdot x_i \\
 y &= \sum_{i=1}^m N_i(\xi, \eta) \cdot y_i
 \end{aligned} \tag{4.8}$$

onde,  $m$  representa o número de nós dentro da célula considerada e  $x_i$  e  $y_i$  representam as coordenadas Cartesianas dos nós das células.

Através da multiplicação do peso isoparmétrio do ponto de Gauss pelo determinante da matriz Jacobina da respetiva célula, calculado através da matriz expressa em (4.9), o peso de integração do ponto de Gauss é obtido.

$$[J] = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial x}{\partial \eta} \\ \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \eta} \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

Na Tabela 4.1 e Tabela 4.2 é possível observar a localização e os pesos de integração isoparmétricos para elementos triangulares e quadrilaterais da malha de integração de fundo, respetivamente.

Tabela 4.1 - Pontos de integração e correspondentes pesos para células isoparmétricas quadriláteras.

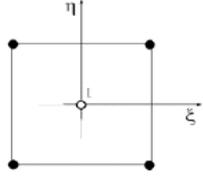
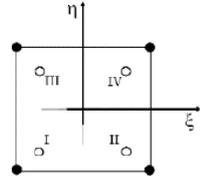
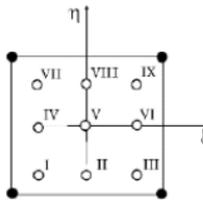
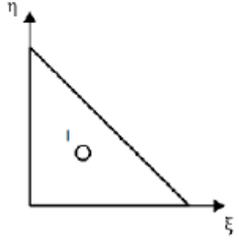
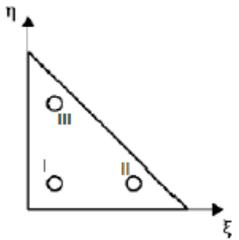
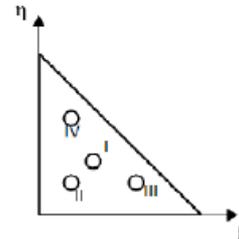
Pontos de Gauss-Legendre	$\xi$	$\eta$	Peso	
I	0	0	4	
I	$-\frac{1}{\sqrt{3}}$	$-\frac{1}{\sqrt{3}}$	1	
II	$+\frac{1}{\sqrt{3}}$	$-\frac{1}{\sqrt{3}}$	1	
III	$-\frac{1}{\sqrt{3}}$	$+\frac{1}{\sqrt{3}}$	1	
IV	$+\frac{1}{\sqrt{3}}$	$+\frac{1}{\sqrt{3}}$	1	
I	$-\sqrt{\frac{3}{5}}$	$-\sqrt{\frac{3}{5}}$	$\frac{25}{81}$	
II	0	$-\sqrt{\frac{3}{5}}$	$\frac{40}{81}$	
III	$+\sqrt{\frac{3}{5}}$	$-\sqrt{\frac{3}{5}}$	$\frac{25}{81}$	
IV	$-\sqrt{\frac{3}{5}}$	0	$\frac{40}{81}$	
V	0	0	$\frac{25}{81}$	
VI	$+\sqrt{\frac{3}{5}}$	0	$\frac{40}{81}$	
VII	$-\sqrt{\frac{3}{5}}$	$+\sqrt{\frac{3}{5}}$	$\frac{25}{81}$	
VIII	0	$+\sqrt{\frac{3}{5}}$	$\frac{40}{81}$	
IX	$+\sqrt{\frac{3}{5}}$	$+\sqrt{\frac{3}{5}}$	$\frac{25}{81}$	

Tabela 4.2 - Pontos de integração e correspondentes pesos para células isoparamétricas triangulares.

Pontos de Gauss-Legendre	$\xi$	$\eta$	Peso	
I	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{2}$	
I	$\frac{1}{6}$	$\frac{1}{6}$	$\frac{1}{6}$	
II	$\frac{2}{3}$	$\frac{1}{6}$	$\frac{1}{6}$	
III	$\frac{1}{6}$	$\frac{2}{3}$	$\frac{1}{6}$	
I	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$	$-\frac{27}{96}$	
II	$\frac{1}{5}$	$\frac{1}{5}$	$\frac{25}{96}$	
III	$\frac{3}{5}$	$\frac{1}{5}$	$\frac{25}{96}$	
IV	$\frac{1}{5}$	$\frac{3}{5}$	$\frac{25}{96}$	

#### 4.2.4.2- NNRPIM

Para o método sem malha, NNRPIM, é também necessária uma malha de integração de fundo, uma vez que este método usa a forma fraca de Galerkin. Tendo em conta que não existe informação além da localização de cada nó que discretiza o domínio do problema, é necessário estabelecer além da conectividade nodal, também os pontos de integração.

Através da construção do diagrama de Voronoï obtém-se uma malha de integração que é definida tendo em conta a distribuição nodal [6], [110].

Assim, a área de cada célula de Voronoï é subdividida em várias sub-áreas usando a triangulação Delaunay, (Figura 4.8) [6].

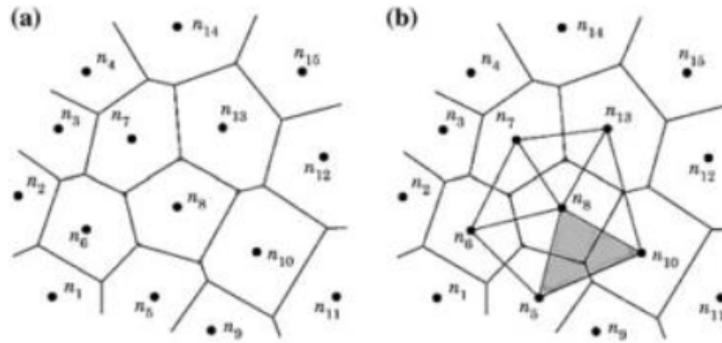


Figura 4.8 - (a) Diagrama inicial de Voronoi; (b) Triangulação Delaunay [6].

Na Figura 4.9 (a), é possível observar uma célula de Voronoi construída,  $V_I$ . De seguida os vértices do polígono,  $P_{Ii}$ , são determinados. Os pontos médios,  $M_{Ii}$  entre  $n_I$  e cada nó vizinho  $n_i$ , são obtidos, Figura 4.9 (b). Assim, as células de Voronoi são divididas em  $k$  sub-células quadriláteras,  $S_{Ii}$ , Figura 4.9 (c). O número de sub-células criadas,  $k$ , é igual ao número de vizinhos naturais do nó,  $n_I$ .

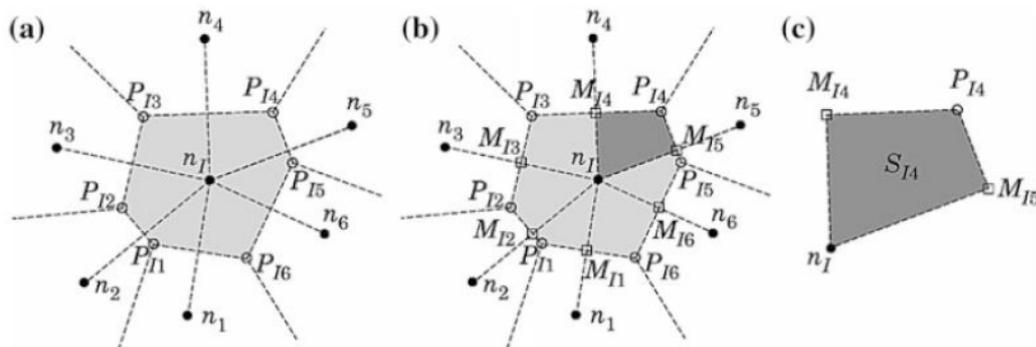


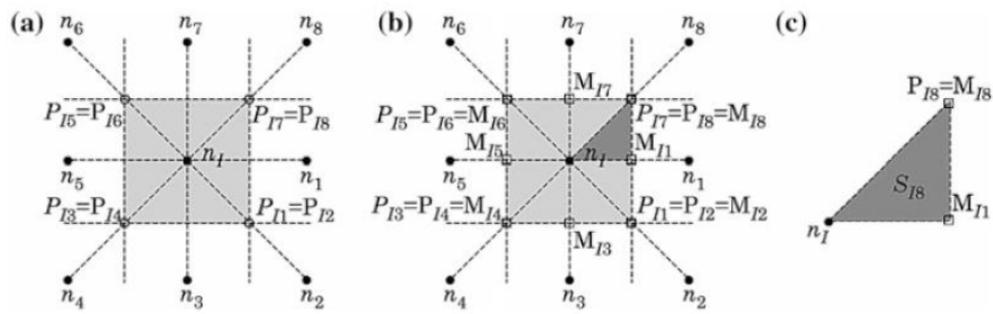
Figura 4.9 - (a) Célula de Voronoi e respetivos pontos de interseção ( $P_{Ii}$ ); (b) Pontos médios,  $M_{Ii}$  e criação dos respetivos quadriláteros; (c) Quadrilátero [6].

Se os nós estiverem distribuídos irregularmente, as sub-células criadas são quadriláteras (Figura 4.9), contudo se os nós de campo  $N$  apresentarem uma distribuição nodal regular, as sub-células de Voronoi, são divididas em triângulos, como observado na Figura 4.10.

Portanto, a área da célula de Voronoi do nó  $x_I$ ,  $A_{V_I}$ , é dividida em  $k$  sub-células  $S_{Ii}$  com uma área correspondente,  $A_{S_{Ii}}$ . Logo, a área da célula de Voronoi é igual à soma das áreas de cada sub-célula, tal como indica a equação (4.10).

$$A_{V_I} = \sum_{i=1}^k A_{S_{Ii}}, \quad \forall A_{S_{Ii}} \geq 0 \quad (4.10)$$

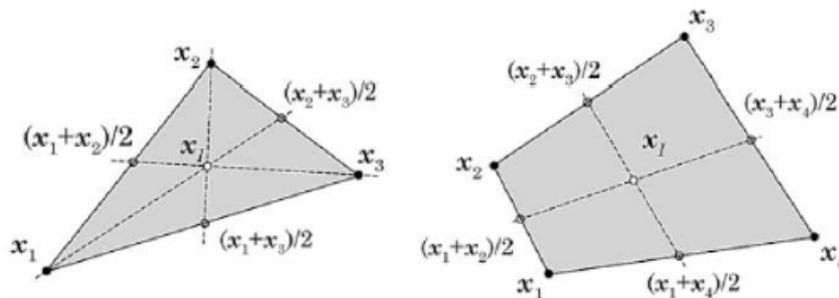
Sabe-se que o conjunto de células de Voronoi é uma partição do domínio. Neste sentido, o mesmo pode ser afirmado para o conjunto de sub-células. A integração numérica é então efetuada usando a integração numérica de Gauss-Legendre [110].



**Figura 4.10** - (a) Célula de Voronoi e respectivos pontos de interseção ( $P_{Ii}$ ); (b) Pontos médios,  $M_{Ii}$  e criação dos respectivos triângulos; (c) Triângulo [6].

Para obter o esquema de integração mais simples, usando sub-células de forma triangular e quadrilateral, um único ponto é colocado no centro de cada uma das sub-células. De seguida, a localização espacial de cada ponto de integração é determinada em cada sub-célula, Figura 4.11, sendo o peso de integração a área da correspondente sub-célula.

Porém, é possível adicionar mais pontos de integração. Para isso, as sub-células anteriormente obtidas são novamente divididas, como demonstrado na Figura 4.12. Com o centro da sub-célula já determinado, segue-se o cruzamento deste ponto com os pontos médios das arestas da sub-célula considerada. As células formadas são então quadrilaterais, e é aplicada a integração numérica de Gauss-Legendre aos sub-quadriláteros formados, de modo a obter os pontos de integração [110].



**Figura 4.11** - Triângulo e Quadrilátero e os respectivos pontos de integração [6].

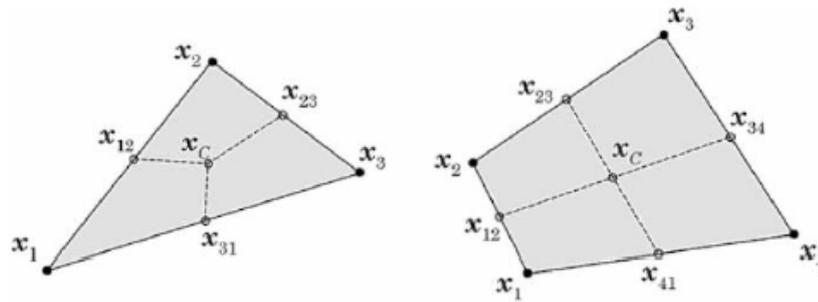


Figura 4.12 - Divisão em quadriláteros das sub-células [6].

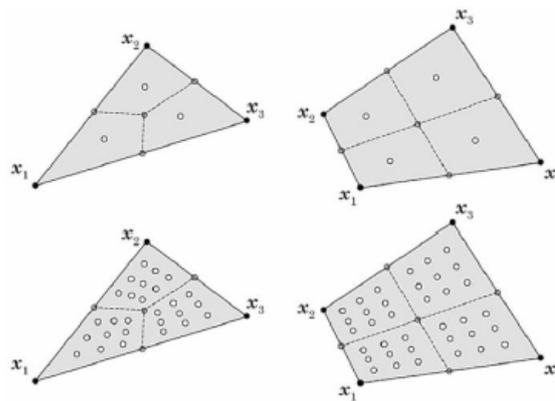


Figura 4.13 - Triângulo e Quadrilátero e os respectivos pontos de integração,  $x_I$ , usando o esquema de integração Gauss-Legendre [6].

Na Figura 4.13 são apresentados diferentes esquemas de integração para as sub-células triangulares e quadrilaterais.

A malha de integração de fundo que discretiza o domínio do problema é então definida através da repetição do processo mencionado para as células de Voronoï, que constituem o diagrama de Voronoï.

No contexto deste trabalho apenas será incluído um ponto de integração por sub-área  $A_{S_{II}}$ . Vários estudos publicados encontrados na literatura sobre o NNRPIM demonstram que a utilização de um ponto de integração por sub-área  $A_{S_{II}}$ , é suficiente para integrar com precisão as equações integro-diferenciais [110], [116].

Para malhas nodais 2D e 3D uma descrição detalhada da implementação da conectividade nodal e da construção da malha de integração é apresentada em [110].

#### 4.2.5- Funções de Forma

Como foi referido anteriormente, nos métodos sem malha, o domínio do problema é discretizado numa malha nodal, que pode apresentar uma distribuição regular ou irregular. Devido à ausência de elementos e para facilitar a construção das funções de forma, é necessário a aplicação de um método de interpolação baseado no domínio nodal local [6].

Relativamente às funções de interpolação (funções de forma), tanto o RPIM como o NNRPIM usam o mesmo procedimento, usando a técnica *Radial Point Interpolators* (RPI) [112], combinando funções de base radial (RBF) e funções de base polinomial.

As funções de interpolação considerando ambos os métodos, RPIM e NNRPIM, possuem a propriedade delta Kronecker:

$$\varphi_i(\mathbf{x}_j) = \delta_{ij} \quad (4.11)$$

sendo,  $\delta_{ij}$ , o delta Kronecker.  $\delta_{ij} = 1$  se  $i = j$  e  $\delta_{ij} = 0$  se  $i \neq j$ . Assim, esta propriedade permite aplicar diretamente as condições de fronteira essenciais na matriz de rigidez.

Considera-se uma função  $u(\mathbf{x}_I)$  que é discretizada por um conjunto de nós  $n$ . Assume-se que, apenas os nós dentro da célula de influência do ponto de interesse considerado têm efeito em  $u(\mathbf{x}_I)$ . O valor da função  $u(\mathbf{x}_I)$ , definida no domínio  $\Omega \subset \mathbb{R}^2$ , no ponto de interesse  $\mathbf{x}_I$ , é dada pela seguinte expressão:

$$\mathbf{u}(\mathbf{x}_I) = \sum_{i=1}^n R_i(\mathbf{x}_I) \cdot a_i(\mathbf{x}_I) + \sum_{j=1}^m p_j(\mathbf{x}_I) \cdot b_j(\mathbf{x}_I) = \{\mathbf{R}(\mathbf{x}_I)^T, \mathbf{p}(\mathbf{x}_I)^T\} \begin{Bmatrix} \mathbf{a}(\mathbf{x}_I) \\ \mathbf{b}(\mathbf{x}_I) \end{Bmatrix} \quad (4.12)$$

onde  $R_i(\mathbf{x}_I)$  é a RBF, a função de base radial,  $n$  é o número de nós dentro da célula de influência de  $\mathbf{x}_I$ ,  $p_j(\mathbf{x}_I)$  é a função de base polinomial e  $a_i(\mathbf{x}_I)$  e  $b_j(\mathbf{x}_I)$  são coeficientes não constantes associados respectivamente [116]. Normalmente  $m < n$  de modo a garantir uma função estável.

Os vetores da equação (4.12) podem ser representados como,

$$\begin{aligned} \mathbf{R}(\mathbf{x}_I) &= \{R_1(\mathbf{x}_I), R_2(\mathbf{x}_I), \dots, R_n(\mathbf{x}_I)\}^T \\ \mathbf{p}(\mathbf{x}_I) &= \{p_1(\mathbf{x}_I), p_2(\mathbf{x}_I), \dots, p_m(\mathbf{x}_I)\}^T \\ \mathbf{a}(\mathbf{x}_I) &= \{a_1(\mathbf{x}_I), a_2(\mathbf{x}_I), \dots, a_n(\mathbf{x}_I)\}^T \\ \mathbf{b}(\mathbf{x}_I) &= \{b_1(\mathbf{x}_I), b_2(\mathbf{x}_I), \dots, b_m(\mathbf{x}_I)\}^T \end{aligned} \quad (4.13)$$

A distância entre o nó relevante  $\mathbf{x}_I$  e o nó vizinho  $\mathbf{x}_i$  é a variável estabelecida na RBF, dada por  $r_{ii} = \|\mathbf{x}_i - \mathbf{x}_I\|$ . Existem várias RBFs, que foram estudadas e desenvolvidas em [117]. A mais utilizada é a função multiquadrática (MQ), proposta inicialmente por Hardy [118]. A formulação geral da MQ-RBF é:

$$R(r_{ii}) = (r_{ii}^2 + c^2)^p \quad (4.14)$$

onde  $c$  e  $p$  são dois parâmetros que apresentam valores ótimos próximos de 0 e 1, respectivamente, de modo a maximizar o desempenho do método [6].

Os coeficientes não constantes  $a$  e  $b$  necessitam ainda de ser obtidos. As funções de base polinomial usadas num problema bidimensional apresentam a seguinte forma:

$$\mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I) = [1, x, y, x^2, xy, y^2] \quad (4.15)$$

e num problema tridimensional apresentam a seguinte forma:

$$\mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I) = [1, x, y, z, x^2, xy, y^2, yz, z^2, zx] \quad (4.16)$$

Tendo em conta a equação (4.12), para cada nó dentro da célula de influência e admitindo a equação extra,  $\sum_{i=1}^n p_j(x_i) a_i(x_i) = 0$ , com a finalidade de garantir uma solução única [119], o seguinte sistema de equações é definido como:

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ 0 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{P} \\ \mathbf{P}^T & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} = \mathbf{M} \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} \quad (4.17)$$

onde,

$$\mathbf{u}_s = \{u_1, u_2, \dots, u_n\}^T \quad (4.18)$$

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} R(r_{11}) & R(r_{21}) & \dots & R(r_{1n}) \\ R(r_{21}) & R(r_{22}) & \dots & R(r_{2n}) \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ R(r_{n1}) & R(r_{n2}) & \dots & R(r_{nn}) \end{bmatrix} \quad (4.19)$$

A constante de base polinomial é definida como,

$$\mathbf{P} = [1 \quad 1 \quad \dots \quad 1]^T \quad (4.20)$$

sendo a base polinomial linear para um problema 2D representado como,

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & \dots & 1 \\ x_1 & x_2 & \dots & x_n \\ y_1 & y_2 & \dots & y_n \end{bmatrix}^T \quad (4.21)$$

e para o problema 3D como,

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & \dots & 1 \\ x_1 & x_2 & \dots & x_n \\ y_1 & y_2 & \dots & y_n \\ z_1 & z_1 & \dots & z_n \end{bmatrix}^T \quad (4.22)$$

Assim, é possível determinar o valor dos coeficientes não constantes,

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{P} \\ \mathbf{P}^T & 0 \end{bmatrix}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ 0 \end{Bmatrix} \Rightarrow \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} = \mathbf{M}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (4.23)$$

Substituindo na equação (4.12) obtém-se que,

$$\mathbf{u}(x_I) = \{\mathbf{R}(x_I)^T \mathbf{p}(x_I)^T\} \mathbf{M}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ 0 \end{Bmatrix} = \varphi(x_I) \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (4.24)$$

Por fim, o valor da função de interpolação no ponto de interesse  $\varphi(x_I)$ , pode então ser determinado usando:

$$\varphi(x_I) = \{\mathbf{R}(x_I)^T, \mathbf{p}(x_I)^T\} \mathbf{M}^{-1} = \{\varphi(x_I), \varphi(x_I), \dots, \varphi_n(x_I)\} \quad (4.25)$$

Para calcular as derivadas parciais da função de campo interpolada, é necessário obter as respectivas derivadas parciais das funções de forma RPI. Então a derivada parcial de  $\varphi(\mathbf{x}_I)$  para um problema 3D é definida como:

$$\varphi_{,x}(\mathbf{x}_I) = \{\mathbf{R}(\mathbf{x}_I)^T \quad \mathbf{p}(\mathbf{x}_I)^T\}_{,x} \mathbf{M}^{-1} \quad (4.26)$$

$$\varphi_{,y}(\mathbf{x}_I) = \{\mathbf{R}(\mathbf{x}_I)^T \quad \mathbf{p}(\mathbf{x}_I)^T\}_{,y} \mathbf{M}^{-1} \quad (4.27)$$

$$\varphi_{,z}(\mathbf{x}_I) = \{\mathbf{R}(\mathbf{x}_I)^T \quad \mathbf{p}(\mathbf{x}_I)^T\}_{,z} \mathbf{M}^{-1} \quad (4.28)$$

As derivadas parciais de MQ-RBF em ordem a  $x$ ,  $y$  e  $z$  são expressas nas equações (4.29), (4.30) e (4.31), respetivamente.

$$\mathbf{R}_{,x}(r_{ij}) = 2p(r_{ij}^2 + c^2)^{p-1}(x_j - x_i) \quad (4.29)$$

$$\mathbf{R}_{,y}(r_{ij}) = 2p(r_{ij}^2 + c^2)^{p-1}(y_j - y_i) \quad (4.30)$$

$$\mathbf{R}_{,z}(r_{ij}) = 2p(r_{ij}^2 + c^2)^{p-1}(z_j - z_i) \quad (4.31)$$

# Capítulo 5

## Mecânica dos sólidos

A mecânica dos sólidos baseia-se no estudo das tensões, deformações e deslocamentos relativos dos sólidos, sob a ação de forças ou cargas. Assim, o principal objetivo deste campo de estudo é compreender a relação entre a tensão e a deformação e a relação entre a deformação e o deslocamento [6].

Sabe-se que diferentes cargas aplicadas vão originar diferentes comportamentos nomeadamente no estudo da remodelação óssea, pelo que neste capítulo serão abordados os conceitos de deformação e tensão, as equações de equilíbrio e as equações constitutivas [6].

### 5.1 - Fundamentos

Tendo em conta a configuração da estrutura de cada material sólido bem como as suas características, é possível prever o seu comportamento através da curva tensão-deformação respetiva.

Os sólidos podem ser considerados linear-elásticos, ou seja, a relação entre a tensão e a deformação é assumida como linear. Neste caso, após a remoção da carga aplicada, o sólido retorna à sua forma inicial. Além disso, se o sólido assumir uma natureza estática, significa que apenas cargas estáticas foram consideradas e aplicadas. Isto indica que as tensões, deformações e deslocamentos obtidos não são dependentes do tempo.

Os materiais podem ser classificados em dois tipos: anisotrópicos e isotrópicos. Os primeiros apresentam propriedades diferentes em cada direção. Assim, a deformação causada por uma carga aplicada numa determinada direção, não é a mesma que a causada pela mesma carga, mas numa direção diferente. No caso dos materiais isotrópicos, apenas são necessárias duas propriedades materiais independentes, o Módulo de Young (E) e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ). Na realidade, este tipo de materiais são um caso particular de materiais anisotrópicos [6].

Assim, o tensor simétrico das tensões de Cauchy,  $\Lambda$ , representa as tensões de uma configuração atual e para um problema tridimensional é definido através da seguinte matriz:

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

A notação de Voigt expressa tensores em vetores, reduzindo a sua ordem. Portanto, o tensor das tensões, (5.1), é transformado no seguinte vetor das tensões  $\sigma$ ,

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

A tensão pode ser dividida em duas categorias, a tensão normal, que é perpendicular ao plano em questão, representada pela letra  $\sigma$  e a tensão de corte, que é tangencial ao plano em que atua, denotada pela letra  $\tau$  [120]. Também o tensor de deformações  $E$  é reduzido ao vetor de deformações  $\varepsilon$ ,

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

Tal como na tensão, a deformação também é representada por duas componentes. A letra  $\varepsilon$  representa a deformação linear, que é definida como a mudança relativa do comprimento de um certo segmento. A deformação de corte é representada pela letra  $\gamma$ , sendo definida pela mudança no ângulo entre dois segmentos previamente perpendiculares [120].

Como já foi afirmado anteriormente, os sólidos apresentam dois tipos de comportamentos. Nos materiais isotrópicos, a relação entre a tensão e a deformação de um domínio sólido é dada pela seguinte equação constitutiva, designada de Lei de Hooke:

$$\sigma = c\varepsilon, \quad (5.4)$$

sendo  $c$  a matriz constitutiva, dada por  $c = s^{-1}$  e em que  $s$  é a matriz de conformidade. Para o caso de materiais de natureza anisotrópica tridimensionais, considerando uma formulação do plano de tensão, a matriz  $s$  é expressa como:

$$s = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_{xx}} & -\frac{\nu_{yx}}{E_{yy}} & -\frac{\nu_{zx}}{E_{zz}} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{yx}}{E_{xx}} & \frac{1}{E_{yy}} & -\frac{\nu_{zy}}{E_{zz}} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xz}}{E_{xx}} & -\frac{\nu_{yz}}{E_{yy}} & \frac{1}{E_{zz}} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xy}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{yz}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{zx}} \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

onde  $E_{ii}$  é o módulo de elasticidade,  $\nu_{ij}$  é o coeficiente de Poisson do material e  $G_{ij}$  o módulo de distorção do material na direção  $i$  e  $j$ .

Tendo em conta o campo de deslocamentos, para cada ponto do sólido definido por,

$$u(u; v; w) = \begin{cases} u(x, y, z) \\ v(x, y, z) \\ w(x, y, z) \end{cases} \quad (5.6)$$

os componentes da deformação são obtidos através das seguintes expressões:

$$\begin{aligned} \varepsilon_{xx} &= \frac{\partial u}{\partial x}; \quad \varepsilon_{yy} = \frac{\partial v}{\partial y}; \quad \varepsilon_{zz} = \frac{\partial w}{\partial z} \\ \gamma_{xy} &= \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y}; \quad \gamma_{xz} = \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z}; \quad \gamma_{yz} = \frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} \end{aligned} \quad (5.7)$$

O vetor de deformação pode ser obtido através da combinação de um operador diferencial e o campo de deslocamentos,  $\mathbf{u}$ ,

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

onde  $\mathbf{L}$  é dado por,

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

Considerando um elemento infinitesimal, as equações de equilíbrio para um exemplo tridimensional são então obtidas:

$$\begin{aligned} \frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} + F_x &= 0 \\ \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} + F_y &= 0 \\ \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} + F_z &= 0 \end{aligned} \quad (5.10)$$

## 5.2 - Formulação matricial

O sistema de equações diferenciais parciais que regem o fenômeno físico estudado são o sistema de equações de forma forte. Esta formulação permite obter a solução exata, contudo, demonstra algumas limitações. A resolução deste tipo de equações muitas vezes é uma tarefa bastante difícil, nomeadamente em problemas de engenharia com uma geometria mais complexa.

Assim, surge a formulação fraca baseada num sistema de equações discreto, sendo estabelecida para cada ponto de integração. Apesar de apresentar uma menor consistência nas funções de aproximação ou interpolação, possui a capacidade de produzir sistemas de equações algébricas mais estáveis e com isto resultados mais precisos [6].

### 5.2.1 - Forma Fraca de Galerkin

A forma fraca de Galerkin é uma formulação variacional que é sustentada na minimização de energia.

Se considerarmos um corpo sólido, Figura 5.1, caracterizado por um domínio  $\Omega$  delimitado por  $\Gamma \in \Omega : \Gamma_u \cup \Gamma_t = \Gamma \wedge \Gamma_u \cap \Gamma_t = \emptyset$ , sendo  $\Gamma_u$  a fronteira essencial e  $\Gamma_t$  a fronteira natural, as equações de equilíbrio que regem o problema elasto-estático linear são estabelecidas desta forma:

$$\nabla \Lambda + \mathbf{b} = 0 \quad (5.11)$$

sendo,  $\nabla$  o operador *nabla*,  $\mathbf{b}$  a força do corpo por unidade de volume e,  $\Lambda$  é o tensor de tensões de Cauchy, como já foi descrito anteriormente. A fronteira natural obedece à condição  $\nabla n = \bar{\mathbf{t}}$  em  $\Gamma_t$ . Por outro lado, a fronteira essencial respeita a condição  $\mathbf{u} = \bar{\mathbf{u}}$  em  $\Gamma_u$ , onde  $\bar{\mathbf{u}}$  é o deslocamento imposto na fronteira essencial  $\Gamma_u$ .

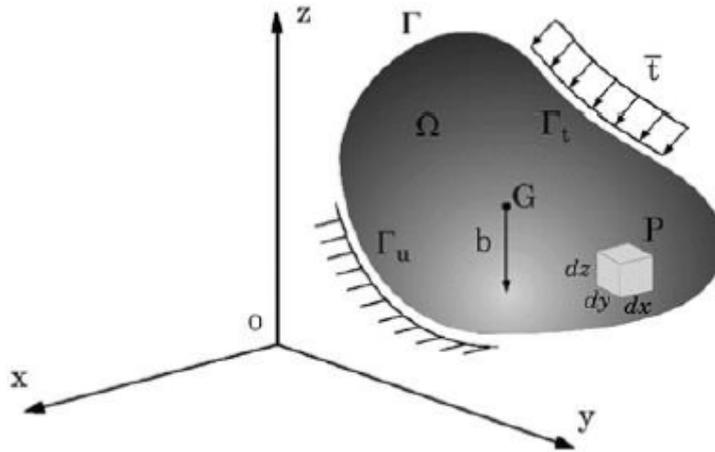


Figura 5.1 - Sólido contínuo sujeito a forças de volume e forças externas [6].

Utilizando a forma fraca de Galerkin, a solução real é a que minimiza o funcional Lagrangiano,  $L$ , estabelecido por:

$$L = T - U - W_f, \quad (5.12)$$

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

$$T = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega \quad (5.13)$$

onde  $\Omega$  representa o volume sólido,  $\dot{\mathbf{u}}$  é a primeira derivada do deslocamento em função do tempo e  $\rho$  é a densidade de massa sólida. Para materiais elásticos a energia de deformação é estabelecida por:

$$U = \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega \quad (5.14)$$

onde  $\boldsymbol{\varepsilon}$  é o vetor das deformações e  $\boldsymbol{\sigma}$  o vetor das tensões. O trabalho realizado pelas forças externas é definido como:

$$W_f = \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t \quad (5.15)$$

onde  $\mathbf{u}$  significa o deslocamento,  $\mathbf{b}$  o corpo de forças e  $\Gamma_t$  o limite de tração onde as forças  $\bar{\mathbf{t}}$  são aplicadas. Assim, a forma fraca de Galerkin pode ser expressa como:

$$L = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega + \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t \quad (5.16)$$

A equação (5.16) foi posteriormente minimizada:

$$\delta \int_{t_1}^{t_2} \left[ \frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega + \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t \right] dt = 0 \quad (5.17)$$

Passando o operador de variação  $\delta$  para dentro das integrais, obtém-se a equação (5.18).

$$\int_{t_1}^{t_2} \left[ \frac{1}{2} \int_{\Omega} \delta(\rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}}) d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \delta(\boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma}) d\Omega + \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t \right] dt = 0 \quad (5.18)$$

Integrando o segundo termo da equação (5.18) obtém-se:

$$\delta(\boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma}) = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} + \boldsymbol{\varepsilon}^T \delta \boldsymbol{\sigma} \quad (5.19)$$

Em que  $\boldsymbol{\varepsilon}^T \delta \boldsymbol{\sigma} = (\boldsymbol{\varepsilon}^T \delta \boldsymbol{\sigma})^T = \delta \boldsymbol{\sigma}^T \boldsymbol{\varepsilon}$ . Usando a lei de Hooke e a propriedade de simetria da matriz do material,  $\mathbf{c}^T = \mathbf{c}$ , é possível expressar:

$$\delta \boldsymbol{\sigma}^T \boldsymbol{\varepsilon} = \delta(\mathbf{c}\boldsymbol{\varepsilon})^T \boldsymbol{\varepsilon} = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \mathbf{c}^T \boldsymbol{\varepsilon} = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \mathbf{c} \boldsymbol{\varepsilon} = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} \quad (5.20)$$

Assim, a equação (5.19) é substituída por:

$$\delta(\boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma}) = 2\delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} \quad (5.21)$$

A equação (5.18), pode ser expressa como

$$-\rho \int_{\Omega} (\delta \mathbf{u}^T \ddot{\mathbf{u}}) d\Omega - \int_{\Omega} \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega + \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t = 0 \quad (5.22)$$

Tendo em conta 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 (5.22) pode ser definida como:

$$\int_{\Omega} (\delta \mathbf{L}\mathbf{u})^T \mathbf{c}(\mathbf{L}\mathbf{u}) d\Omega - \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega - \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t + \int_{\Omega} \rho(\delta \mathbf{u}^T \dot{\mathbf{u}}) d\Omega = 0 \quad (5.23)$$

A forma fraca de Galerkin genérica é então expressa pela equação (5.23), sendo descrita em termos de deslocamento, que se torna útil para problemas da mecânica dos sólidos. Em situações estáticas o quarto termo da equação (5.23) é removido.

### 5.3 - Sistema de Equações Discreto

O sistema discreto de equações para métodos sem malha é obtido com base no princípio dos trabalhos virtuais, sendo as funções de forma sem malha usadas como funções de teste. As variáveis de campo podem ser obtidas através das funções de interpolação, referidas no Capítulo 4. Para um caso tridimensional, o campo dos deslocamentos,  $u$ , pode ser obtido num ponto de integração,  $\mathbf{x}_I$ , através da seguinte equação:

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

onde  $\varphi_i(\mathbf{x}_I)$  é a função de interpolação sem malha e  $\mathbf{u}(\mathbf{x}_i)$  é o vetor dos parâmetros nodais dos  $n$  nós pertencentes ao domínio de influência do ponto de integração  $\mathbf{x}_I$ .

A função de teste ou o deslocamento virtual é definido como:

$$\delta u(\mathbf{x}_I) = \sum_{i=1}^n \varphi_i(\mathbf{x}_I) \delta u_i \quad (5.25)$$

onde  $\delta u(\mathbf{x}_I)$  é o valor interpolado no ponto de integração  $\mathbf{x}_I$ .

Combinando a equação (5.23) com (5.25), obtém-se:

$$\begin{aligned} \int_{\Omega} \left( \mathbf{L} \sum_{i=1}^n \varphi_i(\mathbf{x}_I) \delta u_i \right)^T \mathbf{c} \left( \mathbf{L} \sum_{i=1}^n \varphi_i(\mathbf{x}_I) u_i \right) d\Omega \\ - \int_{\Omega} \left( \sum_{i=1}^n \varphi_i(\mathbf{x}_I) \delta u_i \right)^T \mathbf{b} d\Omega - \int_{\Gamma_t} \left( \sum_{i=1}^n \varphi_i(\mathbf{x}_I) \delta u_i \right)^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma = 0 \end{aligned} \quad (5.26)$$

Para eliminar os somatórios, a equação anterior pode ser reescrita sob a forma de matrizes. A matriz de funções de aproximação/interpolação para o ponto de interesse  $\mathbf{x}_I$ , é definida como:

$$\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{x}_I) = \begin{bmatrix} \varphi_1(\mathbf{x}_I) & 0 & 0 & \varphi_2(\mathbf{x}_I) & 0 & 0 & \dots & \varphi_n(\mathbf{x}_I) & 0 & 0 \\ 0 & \varphi_1(\mathbf{x}_I) & 0 & 0 & \varphi_2(\mathbf{x}_I) & 0 & \dots & 0 & \varphi_n(\mathbf{x}_I) & 0 \\ 0 & 0 & \varphi_1(\mathbf{x}_I) & 0 & 0 & \varphi_2(\mathbf{x}_I) & \dots & 0 & 0 & \varphi_n(\mathbf{x}_I) \end{bmatrix} \quad (5.27)$$

A equação (5.26) passa a ser escrita da seguinte forma:

$$\delta \mathbf{u}^T \int_{\Omega} [(\varphi(\mathbf{x}_I))^T \mathbf{L}^T] \mathbf{c} [\mathbf{L} \varphi(\mathbf{x}_I)] d\Omega \mathbf{u} - \delta \mathbf{u}^T \int_{\Omega} (\varphi_i(\mathbf{x}_I))^T \mathbf{b} d\Omega - \delta \mathbf{u}^T \int_{\Gamma^t} (\varphi_i(\mathbf{x}_I))^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma = 0 \quad (5.28)$$

sendo  $\mathbf{u}$  o vetor de deslocamentos nodais de todos os nós  $n$  dentro do domínio de influência, que pode ser expresso como:

$$\mathbf{u} = \{u_1, v_1, w_1, u_2, v_2, w_2 \dots u_n, v_n, w_n\}^T \quad (5.29)$$

Relembrando a matriz dos operadores diferenciais parciais  $\mathbf{L}$ , podemos então definir a matriz de deformação  $\mathbf{B}(\mathbf{x}_I)$ , para o ponto de interesse  $\mathbf{x}_I$ , como a multiplicação entre  $\mathbf{L}$  e  $\varphi(\mathbf{x}_I)$ :

$$\mathbf{B}(\mathbf{x}_I) = \mathbf{L} \varphi(\mathbf{x}_I) = \begin{bmatrix} \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial x} & 0 & 0 & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial y} & 0 & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial z} \\ 0 & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial y} & 0 & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial x} & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial z} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial z} & 0 & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial y} & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial x} \end{bmatrix}_i \quad (5.30)$$

sendo  $i = 1, 2, 3, \dots, n$ , ou seja, para a ordem de nós que constituem o domínio de influência. Assim, a matriz  $\mathbf{B}(\mathbf{x}_I)$  é composta por todas as  $n$  matrizes,  $\mathbf{B}_i(\mathbf{x}_I)$ , uma para cada nó no domínio de influência.

Por último, a equação (5.28) é redefinida substituindo  $\mathbf{L} \varphi(\mathbf{x}_I)$  por  $\mathbf{B}(\mathbf{x}_I)$ :

$$\delta \mathbf{u}^T \left[ \int_{\Omega} (\mathbf{B}(\mathbf{x}_I))^T \mathbf{c} \mathbf{B}(\mathbf{x}_I) d\Omega \mathbf{u} - \int_{\Omega} (\varphi_i(\mathbf{x}_I))^T \mathbf{b} d\Omega - \int_{\Gamma^t} (\varphi_i(\mathbf{x}_I))^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma \right] = 0 \quad (5.31)$$

Resultando em,

$$\underbrace{\int_{\Omega} (\mathbf{B}(\mathbf{x}_I))^T \mathbf{c} \mathbf{B}(\mathbf{x}_I) d\Omega \mathbf{u}}_{\mathbf{K}} - \underbrace{\int_{\Omega} (\varphi_i(\mathbf{x}_I))^T \mathbf{b} d\Omega}_{\mathbf{f}^b} - \underbrace{\int_{\Gamma^t} (\varphi_i(\mathbf{x}_I))^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma}_{\mathbf{f}^t} = 0 \quad (5.32)$$

o que origina a equação de equilíbrio estático global. O primeiro integral da equação (5.32) corresponde à matriz de rigidez global,  $\mathbf{K}$ , e os outros dois integrais correspondem a  $\mathbf{f}^b$  e  $\mathbf{f}^t$ , respetivamente, podendo ser agrupados no vetor de força global,  $\mathbf{F} = \mathbf{f}^b + \mathbf{f}^t$ . Após a assemblagem, é obtido o sistema de equações discreto global:

$$\mathbf{K} \mathbf{u} = \mathbf{F} \quad (5.33)$$

onde  $\mathbf{u}$  é o vetor de deslocamento nodal global.

Em seguida é possível determinar vários campos variáveis. A deformação  $\varepsilon(x_I)$ , num ponto de interesse  $x_I \in \Omega$ , pode ser obtido usando a equação (5.8). Através da Lei de Hooke, equação (5.4), o campo das tensões,  $\sigma(x_I)$  pode ser obtido.

Considerando o campo das tensões e deformações, a densidade de energia de deformação (SED) para cada ponto de interesse  $x_I$  e para um caso de carga específico pode ser determinado através da equação (5.34).

$$U(x_I) = \frac{1}{2} \int_{\Omega_I} \sigma(x_I)^T \varepsilon(x_I) d\Omega_I \quad (5.34)$$

As tensões principais,  $\sigma(x_I)$ , para o ponto de interesse  $x_I$ , são obtidas do tensor das tensões de Cauchy  $\Lambda(x_I)$  usando a seguinte expressão:

$$\det \left( \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} - \sigma(x_I) \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \right) = 0 \quad (5.35)$$

E as direções principais  $\mathbf{n}((x_I)_i) = \{n_x((x_I)_i), n_y((x_I)_i), n_z((x_I)_i)\}^T$ , são obtidas através da seguinte equação:

$$\left( \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} - \sigma(x_I) \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \right) \begin{Bmatrix} n_x(x_I)_i \\ n_y(x_I)_i \\ n_z(x_I)_i \end{Bmatrix} = 0 \quad (5.36)$$

As três tensões principais obtidas, são utilizadas para determinar a tensão efetiva de von Mises para cada ponto de interesse  $x_I$ :

$$\bar{\sigma}(x_I) = \sqrt{\frac{1}{2} ((\sigma(x_I)_1 - \sigma(x_I)_2)^2 + (\sigma(x_I)_2 - \sigma(x_I)_3)^2 + (\sigma(x_I)_3 - \sigma(x_I)_1)^2)} \quad (5.37)$$

# Capítulo 6

## Estado da arte de análises computacionais

### 6.1 - Método dos elementos finitos

O MEF é o método de análise numérica mais utilizado na engenharia em geral. O MEF foi apresentado ao campo da biomecânica ortopédica em 1972. Brekelmans et al. [121] e Rybicki et al. [122] apresentaram trabalhos de forma independente, de análises linear elásticas de estruturas isotrópicas de ossos humanos. Desde então, o MEF é a ferramenta numérica mais utilizada na análise biomecânica.

Os modelos de elementos finitos evoluíram tanto em complexidade como em sofisticação ao longo dos anos, sendo que são utilizados na área da biomecânica sobretudo para três finalidades principais: para o *design* e análise de implantes, para a previsão do comportamento biomecânico de estruturas músculo-esqueléticas e para o estudo de fenômenos que ocorrem no tecido ósseo ao longo do tempo. Alguns exemplos de fenômenos que evoluem ao longo do tempo no tecido ósseo e podem ser simulados, são a remodelação óssea [47], [123], [124], a adaptação do tecido [125], o desgaste [126], [127] e a osseointegração [128], [129].

Associado à crescente evolução computacional, o MEF apresenta-se como um método capaz de resolver um grande número de problemas, incluindo estruturas com formas complexas, e geometrias não lineares. Atualmente, para a realização de uma análise coerente é necessário considerar o modelo geométrico desenvolvido, as condições de carga aplicadas, se o ambiente mecânico inicial do sistema osso/implante é representado corretamente, se as simulações que dependem do tempo são bem reproduzidas e o modo como os resultados são avaliados.

Este método desempenha um papel importante na avaliação e compreensão do comportamento biomecânico do osso após a inserção de um implante. Durante a artroplastia da anca, a cabeça do fêmur é removida e substituída por um implante intramedular o que provoca uma distribuição da carga aplicada significativamente diferente. As primeiras análises foram dirigidas principalmente para demonstrar a validade do método dos elementos finitos na simulação da artroplastia da anca. Ao longo dos anos, a confiança nesta técnica foi aumentando, sendo que as análises posteriores foram direcionadas para discutir problemas

específicos. A comparação entre os resultados obtidos nos diferentes estudos publicados é difícil, sobretudo devido a grandes diferenças na densidade da malha do modelo usado, na geometria, propriedades dos materiais e mesmo até do carregamento externo aplicado e tipo de fixação da prótese ao fêmur [96]. Portanto, através do método dos elementos finitos é possível obter o campo de tensões, deformações e deslocamentos, e quando aplicado em procedimentos informáticos iterativos, os processos biológicos adaptativos podem ser simulados [130].

Assim, o grande desafio do MEF atualmente, é auxiliar na decisão e no planejamento da cirurgia ortopédica, uma vez que as novas técnicas de desenvolvimento de modelos podem levar ao surgimento desta tecnologia na próxima década [131].

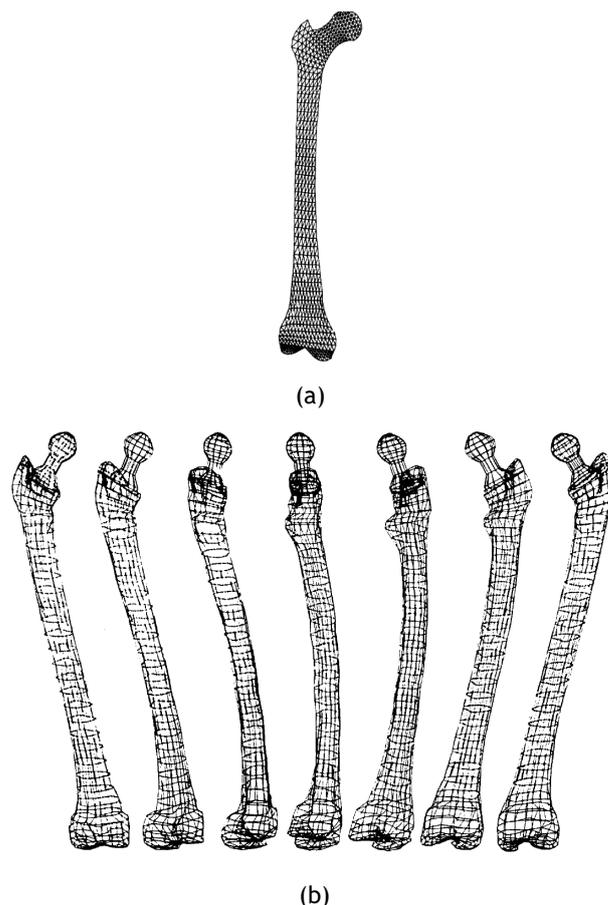
### 6.1.1- Análises computacionais do biosistema fêmur-implante usando o MEF

#### 6.1.1.1- Modelo geométrico do fêmur

A credibilidade dos modelos geométricos foi aumentando progressivamente ao longo dos anos. Após uma revisão da literatura disponível, observou-se que os primeiros modelos bidimensionais [132], [133], foram ultrapassados por geometrias tridimensionais, [134], [135] as quais contêm um maior número de nós, como observado na Figura 6.1. Esta transição deve-se sobretudo à evolução do poder computacional. Esta prosperidade inclui o cálculo de campos de tensão, deformação e deslocamentos com maior precisão, no entanto não significa que sejam resultados superiores ou mais válidos para uma situação específica [131].

Um dos primeiros modelos bidimensionais de uma cabeça femoral foi desenvolvido por Brown e Feguson. Inicialmente, este estudo pretendia estudar a influência das propriedades elásticas não homogêneas do osso trabecular e a distribuição da tensão, com base em dados experimentais. Este modelo foi posteriormente estendido, em que a anisotropia já foi incluída. Este grupo de investigadores apresentou um modelo onde assumiu o comportamento elasto-plástico não-linear do material [96].

Os primeiros modelos geométricos criados dependiam sobretudo da interpretação visual, através de medições físicas da topografia do fêmur. Rohlmann et al. [136] foram os primeiros investigadores a introduzir o primeiro grande modelo 3D de uma artroplastia da anca cimentada. Neste trabalho o objetivo foi o cálculo e a análise das tensões na componente protética, cimento e osso. Foi este grupo de investigadores que também introduziu a Tomografia Computorizada (TC) como método para obtenção do modelo geométrico e definição dos diferentes materiais, por comparação com o nível de intensidade da escala de cinza. Assim, a maior parte dos modelos ósseos, atualmente utilizados, são adquiridos através de TC, e mais recentemente por Ressonância Magnética (RM), regulados pela densidade óssea mineral, utilizando um software comercial CAD (*computer aided design*).



**Figura 6.1** - Malha de elementos de um fêmur humano: (a) Modelo 2D, um dos primeiros utilizados em aplicações de MEF na biomecânica ortopédica (Brekermans et al. [121]); (b) Modelo 3D criado em diferentes perspectivas (Rohlmann et al. [136]).

Os dados obtidos através de TC possuem a capacidade de fornecer uma ferramenta valiosa para certas aplicações clínicas.

A análise numérica computacional para ser usada na rotina clínica tem de ser automática [137]. O intervalo de tempo necessário para construir o modelo, simular e obter resultados deve ser compatível com as necessidades clínicas.

Existem três metodologias diferentes para a criação de uma malha de elementos finitos a partir de dados provenientes de TC. O primeiro método permite a obtenção de um modelo de elementos finitos baseado na geometria. Este método extrai as informações superficiais da estrutura para um software CAD, sendo convertido num modelo de elementos finitos. Isso geralmente implica um processo de três etapas que abrange a segmentação do osso (que na melhor das hipóteses poderá ser semiautomática): (1) representação matemática dos contornos do osso, (2) criação da malha (que pode ser manipulada através de um software de forma automática) e (3) a distribuição dos materiais na malha. Contudo, trabalhos que utilizavam esta abordagem resultaram em fracas aproximações com a realidade [138]. Além disso este processo tem vindo a ser melhorado ao longo do tempo, porém exige um operador bastante exigente o que torna praticamente impossível aplicar estes métodos para dar respostas clínicas em tempo real. Devido a isto, foi desenvolvido um segundo método, capaz de converter diretamente os voxels da imagem resultante dos dados fornecidos por TC, num modelo de elementos finitos [139]. Esta técnica foi então admitida para análise do sistema osso/implante. No entanto, os resultados foram comprometidos devido sobretudo à falta de refinamento da

malha na interface entre o osso e o implante. Por fim, um novo método que atualmente é utilizado foi desenvolvido e converte diretamente a imagem obtida por TC numa malha de elementos finitos, permitindo desta forma a obtenção de um modelo mais refinado, com a fronteira entre os diferentes materiais bem definida [140].

Contudo, é necessário estabelecer adequadamente as propriedades do material. Na literatura estão bem estabelecidas as relações entre a escala de cinzas e a densidade aparente [141], e entre os valores de densidade aparente e rigidez do material [31]. Vários métodos automatizados foram desenvolvidos para atribuir as propriedades dos materiais adequadamente a um modelo geométrico obtido por TC [142], [139], [143]. A Figura 6.2, apresenta esquematicamente o processo geral de modelação usando o método dos elementos finitos baseado em imagens TC.

Uma das limitações dos estudos usando o método dos elementos finitos na biomecânica óssea é a falta de pormenores anatómicos durante a formação do modelo da estrutura óssea. No entanto a falta de informações sobre as propriedades dos materiais também afeta a precisão dos resultados. Espera-se que, futuramente, através de uma determinação precisa das propriedades mecânicas dos materiais e das condições de carregamento, o MEF possa ser utilizado para a concepção de novos dispositivos protéticos [144].

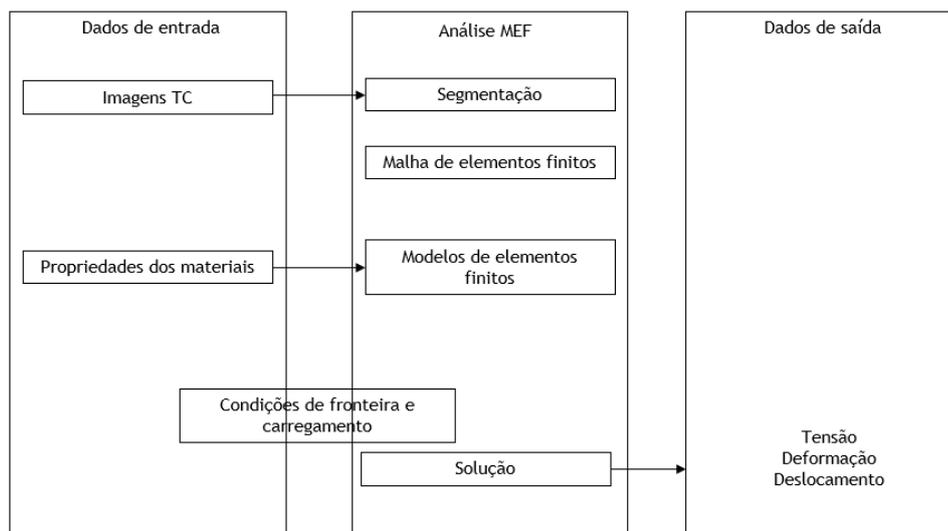


Figura 6.2 - Processo de modelação do método dos elementos finitos baseado em imagens CT.

### 6.1.1.2-Condições de fronteira e de carregamento

Através de uma breve revisão da literatura, é possível observar que a maioria dos estudos aplica restrições na parte distal do fémur em todas as direções, tanto para análises experimentais como para análises numéricas. Assume-se que esta condição representa o bloqueio exercido pelos músculos do joelho. Devido ao facto de ser facilmente reproduzível, a maioria dos modelos de elementos finitos são totalmente restritos distalmente, sendo as cargas aplicadas na região proximal do fémur [145]. A articulação da anca é responsável por um grande número de movimentos, sendo composta por três graus de liberdade: flexão/extensão, abdução/adução e rotação medial/rotação lateral. A Tabela 6.1 apresenta resumidamente a caracterização dos vários movimentos realizados pela articulação coxo-femoral.

**Tabela 6.1** - Tipos de movimentos executados pela articulação da anca [17].

Movimento	Plano	Eixo de rotação	Alcance
Flexão/Extensão	Plano Sagital	Eixo frontal que passa pelo centro da cabeça femoral	Até 120° e 30°, respetivamente
Abdução/Adução	Plano Frontal	Eixo sagital que passa pelo centro da cabeça femoral	Até 90°
Rotação interna/externa	Plano Transversal	Eixo vertical que passa pelo centro da cabeça femoral	Até 90°

É necessário para uma simulação *in silico* o mais próxima possível da realidade, o conhecimento das forças a que a articulação na anca está sujeita. Primeiramente, as cargas a que a articulação da anca está exposta, foram obtidas através de modelos musculares que foram submetidos a procedimentos de otimização tendo como base os dados já existentes do ciclo da marcha humana [146], [147]. Porém, alguns autores utilizaram próteses instrumentadas que mediram as forças aplicadas na articulação da anca durante diferentes atividades diárias, como por exemplo Bergmann et al. [148]. Através destes estudos, concluiu-se que a magnitude das forças articulares, varia com as diversas atividades realizadas pelo paciente. Heller et al. [149], apresentou um modelo capaz de produzir uma representação de todas as cargas aplicadas na articulação *in vivo*, durante a marcha normal humana e durante a subida de escadas. Todos estes modelos referidos apresentam diferentes gráficos correlacionando as fases do ciclo da marcha humana com o peso do corpo humano (BW), como por exemplo o apresentado na Figura 6.3. Observa-se que a força aplicada na articulação da anca durante o ciclo da marcha é significativamente maior que o peso corporal.

Ao longo dos anos, a magnitude das forças exercidas na articulação da anca tem sido alvo de estudo e aproximada por vários autores. Nas simulações biomecânicas do osso femoral utilizando o método dos elementos finitos, é possível verificar que o sistema de forças utilizado, apresenta diferentes situações de carga. Isto deve-se sobretudo às diversas simulações possíveis, nomeadamente da posição de apenas uma perna ou das duas pernas nas diferentes fases da marcha humana ou na subida de escadas. No entanto, alguns estudos usam sistemas que apresentam uma única carga estática, enquanto que outros sistemas são analisados através de uma série de cargas quase estáticas e outros apresentam um sistema totalmente dinâmico.

Através de uma breve revisão da literatura, destaca-se que uma das configurações mais habitual é a simulação de uma carga singular na cabeça do fémur que traduz a força exercida pela articulação da anca, descurando os restantes intervenientes. De seguida encontra-se uma configuração que acrescenta a ação dos músculos abdutores, contudo, variando a magnitude e a direção das forças, como vai ser apresentado posteriormente. Além disso, ainda é encontrado na literatura simulações que incluem a força exercida pela anca na cabeça do fémur, a força dos abdutores e ainda o trato iliotibial [145].

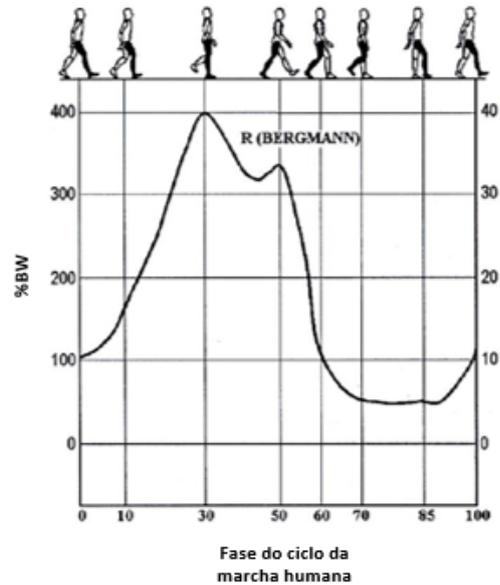


Figura 6.3 - Influência do peso corporal (%BW) durante o ciclo da marcha humana [150].

No trabalho de Beaupré et al. [151], é apresentado um modelo de elementos finitos bidimensional, onde foi aplicado três casos de carga distintos que descrevem fases sequenciais do ciclo da marcha humana, nomeadamente o momento em que o pé toca no solo, sendo que os outros dois casos constituem o movimento de abdução e adução (Tabela 6.2). Cada caso de carga consiste em duas forças distribuídas parabolicamente na cabeça do fêmur e no grande trocânter, como representado na Figura 6.4.

Estes três casos de carga foram também incluídos num estudo desenvolvido por Garijo et al. [152], que os aplicou a um modelo bidimensional e tridimensional. Os resultados obtidos no modelo bidimensional foram idênticos aos obtidos também por Jacob et al. [153], no entanto, quando as mesmas cargas foram aplicadas ao modelo tridimensional verificou-se efeitos de flexão do osso femoral.

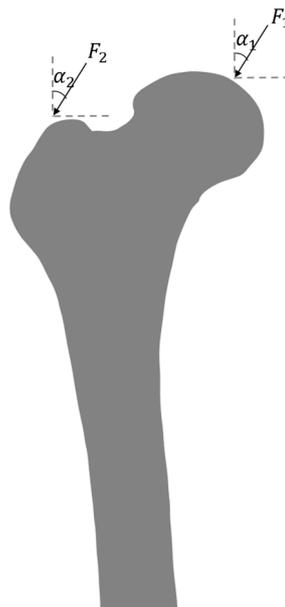


Figura 6.4 - Representação esquemática das forças de Beaupré et al. [151].

Tabela 6.2 - Cargas propostas por Beaupré et al. [151].

Caso de carga	F <sub>1</sub>	$\alpha_1$	F <sub>2</sub>	$\alpha_2$
CC1	2317	24°	703	28°
CC2	1158	-15°	351	-8°
CC3	1548	56°	468	35°

Scannel e Prendergast [154] apresentaram um estudo onde simularam a remodelação óssea de um fêmur com uma prótese, numa dimensão tridimensional. Estes autores aplicaram apenas um caso de carga caracterizado por uma força exercida na cabeça do fêmur e forças musculares simplificadas [149]. Estes autores apenas usaram este caso de carga, uma vez que este representa a carga máxima durante o ciclo da marcha humana. Sabe-se que a marcha humana constitui 80% do carregamento dinâmico e 10.2% da atividade diária [155], pelo que estes autores consideraram como suficiente para simular o processo de remodelação óssea. É possível observar na Tabela 6.3, as diferentes forças decompostas nas direções x, y e z. Foi admitido que o peso do corpo era aproximadamente 800N.

Na literatura são encontrados vários estudos que investigam a influência das forças musculares de modo a determinar quais as condições de carga ideais que apresentam uma maior relevância fisiológica [156], [157]. A distribuição da tensão ao longo do osso femoral mostrou ser sensível às forças musculares escolhidas e às condições de fronteira [158].

Tabela 6.3 - Caso de carga usado no trabalho de Scannel e Prendergast [154].

	F <sub>x</sub>	F <sub>y</sub>	F <sub>z</sub>
Articulação da anca	-405	246	-1717.5
Abdutor	435	-32.5	648
Tensor Fásia Lata (proximal)	57	-87	98
Tensor Fásia Lata (distal)	-3.75	5.5	-142.5
Vastus Lateralis	-6.5	-140	696

### 6.1.1.3- Influência da geometria do implante

Como já foi referido no Capítulo 3, as hastes femorais podem assumir diferentes formas e tamanhos. Através da ferramenta numérica MEF é possível analisar o comportamento dessas diferentes geometrias. As hastes podem então ser agrupadas em várias categorias com base nas suas características: forma, local de fixação e comprimento [78].

Uma das primeiras análises de artroplastia da anca, usando um modelo bidimensional foi abordada por Andriacchi et al., em 1976, utilizando uma prótese Charnley, como descrito em [159].

Cook et al. em 1980 estudaram vários parâmetros de *design* de um implante femoral, variando a sua geometria, composição do material, módulo de elasticidade do cimento e fixação do dispositivo, de modo a obter os parâmetros ideais que permitam uma distribuição da tensão no fêmur implantado em concordância máxima com as de um fêmur saudável [132]. Todos estes aspetos apresentam uma importante relevância clínica, uma vez que o sucesso desta cirurgia ortopédica depende da durabilidade e funcionalidade do biosistema implante/osso.

Crownshield et al., como descrito em [159], analisou diferentes *designs* que se diferenciavam no comprimento, no tamanho da secção transversal, nas propriedades dos materiais da prótese e do cimento e na presença ou ausência de *collar*. Estes autores constataram que o aumento do comprimento da haste femoral aumenta a tensão presente na mesma e diminui a tensão no cimento. Também o aumento do tamanho da secção transversal diminui a tensão na haste femoral e no cimento presente na interface e que implantes mais rígidos diminuem a tensão nestes, aumentando a tensão no cimento. Pelo contrário, quando se aumenta o módulo de elasticidade do cimento observa-se uma diminuição da tensão na haste, aumentando a tensão no cimento. O efeito do *collar* foi também analisado e tendo em conta também os estudos [160], [161], prevê-se que a presença deste, pode criar uma tensão fisiológica na região calcar do fémur, resultando numa melhor transferência de carga na zona proximal do fémur.

Num estudo realizado por Natarajan et al. descrito em [159], o efeito da geometria das hastes femorais foi analisado bem como o efeito de um revestimento poroso. Observaram que a presença de um revestimento poroso apresenta uma influência significativa nas tensões observadas na porção proximal do fémur. Ainda demonstraram que uma haste curva apresenta melhores resultados do que uma haste reta.

Ao longo dos anos ambas as hastes femorais cimentadas e não cimentadas passaram por muitas modificações desde o *design* proposto pelo médico Sir Jonh Charnley, conhecida como a prótese de Charnley. Vários estudos disponíveis na literatura analisam conhecidos implantes comerciais como por exemplo Exeter (Howmedica Inc., Staines, UK) [162], [163], Freeman (Corin Medica Ltd, Gloucestershire, UK) [164], [165], incluindo vários comprimentos [166], Sheedan (Zimmer Ltd, Swindon, UK) [167], Austin-Moore [168], AML (DePuy Inc., Warsaw, Indiana, USA) [169], AnCA (Cremascoli srl, Milano, Italy) [123] ou a Omniflex (Osteonics Inc., Allendale, NJ, USA) do ponto de vista das tensões na interface e remodelação óssea [170].

- **Influência do comprimento do implante**

O estudo da influência do comprimento de uma haste femoral é bastante relevante. O comprimento ideal continua a ser um assunto em discussão tanto na cirurgia primária como na cirurgia de revisão [171].

Em 1995, Tanner et al. [166], compararam três comprimentos distintos para a haste de Freeman. Um modelo de elementos finitos foi criado e analisado, sendo que os mesmos autores compararam os resultados obtidos com resultados experimentais. Concluíram que o comprimento que apresentava melhores resultados era o intermédio.

Rietbergen e Huiskes [172], demonstraram que a redução do comprimento da haste femoral, não aumentou a probabilidade de falha, mas também não reduziu o fenómeno de *stress shielding*.

Santori et al. [173], desenvolveram uma haste ultracurta com um alargamento lateral bem estabelecido de modo a garantir uma transferência de carga fisiológica do implante para o osso. Os mesmos resultados foram encontrados por Boyle et al. [174], que compararam uma haste comercial de tamanho convencional, designada de Alloclassic (*Alloclassic Hip System*, Zimmer Orthopaedics, Warsaw, Indiana) com a haste Mayo de tamanho curto (*Mayo Conservative Stem*, Zimmer Orthopaedics, Warsaw, Indiana) e encontrou uma transferência de carga mais efetiva no osso trabecular com a haste Mayo, bem como uma diminuição da perda óssea proximal.

No entanto, os estudos referidos não apresentaram uma relação direta entre a estabilidade e o comprimento do implante. A estabilidade primária é uma das características principais para avaliar o desempenho de um implante femoral não cimentado. Nesse sentido, Reimeringer et al. [175] avaliaram a estabilidade do implante em função do comprimento. Estes investigadores concluíram que um menor comprimento do implante não comprometia a estabilidade primária. No entanto, resultados contraditórios foram obtidos por Ong et al. [176] que ao compararem uma versão mais curta e outra mais longa da haste Omnifit hydroxyapatite (Stryker Orthopedics, Mahwah, New Jersey) observaram que a reabsorção óssea proximal diminuía com o implante mais curto, porém a estabilidade do implante era comprometida.

- **Influência das propriedades mecânicas dos materiais**

Na literatura um dos assuntos mais simulados é a influência das propriedades mecânicas dos materiais constituintes do implante. O compromisso entre a transferência de carga e a estabilidade do implante é o fator chave, sendo um dos principais problemas o *stress shielding* observado [177].

A maior parte dos estudos presentes na literatura, utilizam o método dos elementos finitos para comparar o efeito de hastes mais flexíveis com propriedades semelhantes ao osso e hastes de natureza metálica. A maior parte dos resultados demonstram que hastes mais flexíveis resultam numa melhor distribuição da tensão, diminuindo assim o fenómeno de *stress shielding*. Porém, é observada uma grande concentração de tensão na porção proximal, como demonstrado por exemplo em [48]. Além disso, é observado que hastes flexíveis resultam numa menor estabilidade inicial, pelo que requerem ligações mais fortes para diminuir os micromovimentos observados na interface osso-implante [178].

Weinans et al., [179] avaliaram os efeitos de diferentes materiais utilizando o algoritmo de remodelação óssea adaptativa em próteses cimentadas e não cimentadas e concluiu que quanto maior a rigidez do material maior a reabsorção óssea, tanto na haste cimentada como a não cimentada. Este estudo demonstrou ainda que as ligas cobalto são preferidas para artroplastias da anca cimentadas enquanto as ligas de titânio são o melhor material para aplicações não cimentadas. Estes resultados estão em perfeita concordância com os obtidos por Huiskes et al. [170].

Cheal et al. [180], apresentaram um estudo que revelou que em implantes constituídos por um material de baixa rigidez como o CFRP, isto é, uma liga de titânio reforçada com fibra de carbono, o fenómeno de *stress shielding* foi menor, nomeadamente na zona proximal, quando comparados com implantes constituídos por ligas de titânio. No entanto, embora pareça haver vantagem de usar hastes com propriedades mecânicas semelhantes ao osso, devido a uma melhor transferência de carga fisiológica, estudos relataram que o uso destas hastes causou alta taxa de descolamento asséptico (*aseptic loosening*), num período de 9 anos. Porém, estas hastes reforçadas com fibra de carbono também relataram o mesmo resultado.

Simões et al. [181] e Simões e Marques [182], projetaram e analisaram um implante femoral composto, de rigidez controlada composta por um núcleo de Co-Cr circunscrito por uma camada externa de material mais flexível. O desempenho desta prótese foi comparado com o de uma prótese de módulo único.

Yan et al. [183] investigaram o efeito do titânio poroso como material do implante femoral. O efeito foi avaliado usando um algoritmo de remodelação óssea aplicado a um fémur 3D. Estes autores testaram várias porosidades do titânio, comprando os resultados obtidos com os resultados observados para uma liga de titânio e cobalto. Por um lado, os resultados

demonstram que a perda de densidade óssea diminui com o aumento da porosidade, no entanto, o aumento da porosidade reduz a resistência do material.

Gong et al. [7] e Hedia et al. [184] apresentaram um estudo em que compararam o desempenho de diferentes materiais, incluindo dois compósitos, o MGF I e MGF II e os materiais mais comuns como o titânio e um material com propriedades semelhantes ao osso. Os resultados demonstraram que os dois primeiros reduzem o fenômeno de *stress shielding* permitindo uma melhor transferência de carga.

Recentemente, Rezaei et al. [185], compararam um implante composto por PEEK /carbono, com implantes constituídos por aço inoxidável/titânio. Foram estudadas várias configurações das fibras de carbono, em conjunto com o PEEK. O compósito analisado apresentou resultados satisfatórios, pelo que este material de rigidez ajustável pode futuramente ser usado em artroplastias da anca, contudo antes de ir para o mercado outros testes terão de ser realizados.

- **Influência do tipo de fixação**

O sucesso de uma artroplastia da anca depende muito do tipo de fixação, que é dividida em cimentada e não cimentada. Porém, as hastes femorais fixadas sem cimento podem ser decompostas em fixação proximal e fixação distal.

Muitos autores avaliaram diferentes métodos de fixação usando o método dos elementos finitos. Huiskes [186], foi um dos primeiros a estudar a influência do método de fixação de implantes femorais.

Outro estudo desenvolvido por Kuiper e Huiskes demonstrou que pequenas quantidades de fricção entre o implante e o osso induzem uma maior adesão da prótese ao tecido ósseo [187].

Recentemente, Levadnyi et al. analisaram o estado de tensão/deformação, considerando diferentes tipos de fixação da prótese no canal medular do fêmur sob a influência de cargas funcionais. Os resultados obtidos demonstraram que a fixação diafisária entre o implante e o tecido ósseo é insuficiente levando a uma grande concentração de tensões tanto no implante como na região distal do fêmur. Pelo contrário, a fixação do tipo metafisária produziu melhores resultados, produzindo uma distribuição da tensão no osso, semelhante ao estado de tensão fisiológico [188].

- **Influência de outros fatores**

O sucesso de um implante a longo prazo depende dos fatores acima mencionados, mas existem outros a ter em conta, nomeadamente a análise dos micromovimentos observados na interface e a variabilidade entre pacientes, isto é, a qualidade do osso de cada paciente.

Engh et al. [189], através de uma análise usando a ferramenta numérica MEF, avaliaram os movimentos relativos na interface osso-implante e constatou que num nível inferior a 40  $\mu\text{m}$  verifica-se a osseointegração, enquanto que micromovimentos ao nível de 150 $\mu\text{m}$  observa-se a formação de uma camada de tecido fibroso que impede a adesão do osso ao implante.

Ortloff et al e Keavany e Bartel observaram que um revestimento poroso na extremidade proximal do implante femoral pode reduzir os micromovimentos interfaciais, como descrito em [159].

A variabilidade entre paciente está então relacionada com as propriedades ósseas iniciais. Wrong et al. [190] estudaram a influência da qualidade do osso, simulando vários módulos de elasticidade do osso cortical e trabecular, verificando que os micromovimentos na interface implante-osso variavam com a rigidez do osso.

Recentemente, Camine et al. [191] foram mais longe e estudaram a influência do fluido intersticial induzido por micromovimentos num modelo com uma haste femoral não cimentada. Concluíram, que o fluido intersticial pode promover a falha do implante devido a ativação das células osteoclásticas, induzindo a reabsorção óssea.

#### 6.1.1.4- Aplicação do MEF no estudo da remodelação óssea

Nem sempre é possível determinar a perda óssea a longo prazo em torno de implantes usando técnicas clínicas, portanto, torna-se necessário desenvolver modelos matemáticos, como os descritos na secção 2.6.

Estas formulações matemáticas são então incorporadas num algoritmo utilizando o método dos elementos finitos, com o objetivo de prever e simular as mudanças nas estruturas ósseas. A análise numérica é feita sob forma iterativa, pelo que o sinal de remodelação é representado pela tensão ou densidade da energia de deformação (SED), por elemento em cada iteração. De seguida, a regra de remodelação óssea determina as mudanças de forma ou de densidade. Vários grupos de investigação, Huiskes et al. [47]; Carter et al. [3], [46]; Beaupré et al. [2]; Weinans et al. [5], utilizaram o método dos elementos finitos para prever a remodelação óssea interna e externa. Estas aplicações estão relacionadas sobretudo com a investigação da distribuição da densidade normal no fémur em torno de haste femorais.

Hart et al. [192], combinou pela primeira vez o método dos elementos finitos com a teoria de elasticidade adaptativa proposta por Cowin e Hegedus. Este autor e colegas de trabalho usaram um modelo da região da diáfise de ossos longos e aplicaram uma carga axial. Brown et al., [193] apresentaram um estudo em que compararam vários estímulos mecânicos produzidos no osso, após um carregamento não fisiológico e verificaram que a tensão principal de tração, a densidade de energia de deformação (SED) ou a tensão de corte são os estímulos mais prováveis para desencadear o processo de remodelação óssea .

Carter et al. [46], utilizando um modelo bidimensional de elementos finitos da região proximal do fémur, aplicaram três casos de carga distintos e demonstraram que após a terceira iteração os resultados da distribuição da densidade óssea eram mais próximos dos resultados reais e, nas iterações subsequentes esta evoluía para distribuições não fisiológicas.

Posteriormente, apareceu Beaupré et al. [151], que estendeu os modelos já propostos, e através da implementação de um algoritmo usando o método dos elementos finitos, aplicou vários casos de carga a uma porção proximal do fémur, obtendo resultados muito semelhantes aos resultados obtidos por Carter et al. [46]. Também verificou que quando se altera o carregamento mecânico, a resposta do tecido ósseo também modifica. Estes resultados são concordantes com os obtidos por Weinans et al. [5].

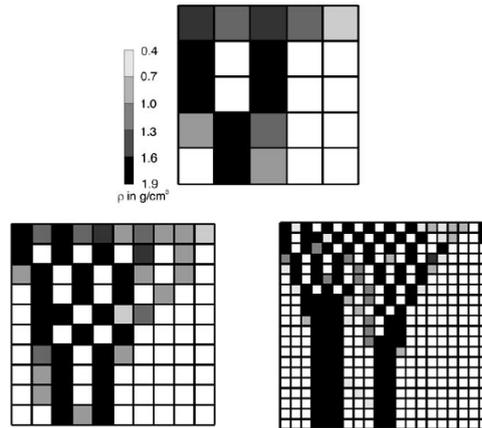


Figura 6.5 - Distribuição da densidade após o o processo de remodelação. Efeito “checkerboard” [5].

Weinans et al. [5] expandiram o modelo de remodelação óssea adaptativa combinando-o com o MEF. O seguinte comportamento foi observado: um determinado elemento aumenta a sua massa e densidade, aumentando a rigidez. Assim, atrai mais tensões que o elemento vizinho, tornando-se ainda mais rígido protegendo os elementos vizinhos da tensão. Com este estudo, verificou-se que existe uma competição entre elementos num modelo de elementos finitos. As simulações foram realizadas em modelos bidimensionais da região proximal do fémur e num modelo de placa bidimensional simples com uma distribuição de carga linear. Os resultados foram surpreendentes pois as estruturas produziram padrões semelhantes a um tabuleiro de xadrez (“*checkerboard*”), Figura 6.5. Neste estudo assumiu-se que os osteócitos são estimulados por sinais mecânicos dentro de uma região de influência e que esse processo auto-organizacional pode ser desacoplado dos elementos finitos [49]. Estes resultados evidenciaram alguns problemas na conversão de teorias em implementações computacionais. Sabe-se que o fenómeno de “*checkerboard*” observado é apenas um artefacto numérico.

Usando o mesmo algoritmo, Mullender e Huiskes [49], [194], mostraram que os mecanismos de regulação celular podem mediar a reorientação trabecular, como afirmado por Wolff, Figura 6.6. Assim, expandiram o algoritmo original através da implementação de uma função de influência espacial e apresentaram resultados impressionantes, resolvendo assim o artefacto computacional que foi observado com algumas abordagens.

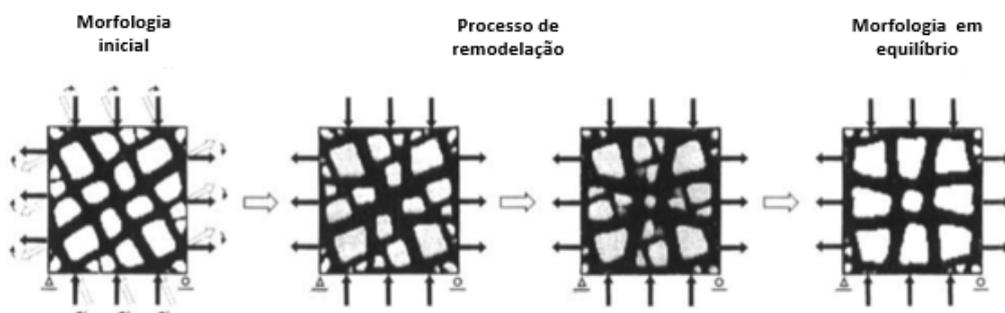


Figura 6.6 - Após a reorientação da tensão aplicada, a arquitetura é reorientada para se alinhar com a nova orientação da tensão [194].

Como o osso apresenta uma natureza anisotrópica várias extensões foram propostas e testadas recorrendo ao método dos elementos finitos. Jacobs et al. [195], por exemplo, consideraram a anisotropia do osso trabecular e simularam a distribuição da densidade usando um modelo bidimensional de um fémur proximal. Os resultados apresentaram elevada concordância com as distribuições fisiológicas reais.

Existem ainda autores que apresentaram estudos, da combinação do MEF com o algoritmo de remodelação para o estudo da distribuição da densidade óssea em torno de implantes femorais. Os modelos geométricos iniciais usados para simular a remodelação óssea em torno de um implante eram bidimensionais e simétricos. A simulação com modelos tridimensionais foi realizada por Rietbergen et al., onde simularam a remodelação óssea interna e remodelação óssea externa [196].

Todos estes estudos relatados anteriormente, produziram mapas de distribuição muito próximos com a realidade, e como já foi referido previam o processo de remodelação no tecido ósseo tendo em conta apenas o estímulo mecânico como a tensão ou a densidade de energia de deformação (SED).

Anos mais tarde, começaram a aparecer abordagens que assumiam que a remodelação óssea era ativada através da acumulação de danos [197], [13]. Prendergast et al. apresentou um estudo onde simulou uma diáfise femoral e observou que a acumulação de dano é um estímulo capaz de se aproximar mais da remodelação óssea que propriamente o SED [197].

Contudo, alguns modelos começaram a surgir com base nos mecanismos de regulação do tecido ósseo, juntando assim aos estímulos mecânicos, fatores biológicos. Huiskes et al. [198] usou um modelo bidimensional do osso e assumiu que a arquitetura trabecular depende da estimulação mecânica das células que coordenam os mecanismos de absorção e deposição do osso.

Mais recentemente, surgiu Hambli [61], que desenvolveu um modelo mecanobiológico que simula tanto a resposta mecânica como os mecanismos biológicos do processo de remodelação óssea. Existem poucas simulações numéricas usando o MEF que considerem explicitamente a interação entre os osteoblastos e osteoclastos combinada com a resposta mecânica do osso. Este modelo usa o método dos elementos finitos e assume que o estímulo mecânico é transmitido aos osteócitos tendo em conta a acumulação de dano, controlando de seguida os níveis paracrinos e autocrinos dos fatores de regulação. Numa outra investigação publicada por Hambli et al. [199], foi implementado um algoritmo de remodelação óssea capaz de prever os efeitos provocados por tratamentos utilizando o *denosumab* no processo de remodelação. Esta análise numérica foi realizada na parte proximal do osso femoral em que foi quantificada a variação da densidade mineral óssea computacionalmente. Lerebours et al. [200], implementaram um modelo mecanobiológico usando o MEF, para investigar a evolução espaciotemporal específica do volume ósseo ao longo da parte proximal do fémur. Foram simuladas duas situações diferentes, nomeadamente a osteoporose e a baixa estimulação mecânica. Mercuri et al. [201] combinaram com método dos elementos finitos um algoritmo de remodelação mecanobiológico capaz de prever o processo de remodelação ao longo do osso femoral, tendo em conta a influência de diferentes tipos de SED na interação celular. Os estímulos mecânicos considerados foram o SED, o SED hidrostático e o SED desviador.

Além disso, está disponível na literatura, estudos que apresentam um modelo de remodelação óssea termodinâmico associado ao MEF. Este tipo de modelos estabelece uma conexão entre o carregamento mecânico e as reações químicas envolvidas no processo de remodelação óssea. Bougherara et al. [202], simularam o processo remodelação óssea do ponto

de vista termodinâmico e, a densidade óssea prevista, informação fornecida por exames de raio-x, quando comparada com a obtida numericamente, conferiu credibilidade ao modelo proposto.

## 6.2 - Métodos sem malha

Como já foi referido no Capítulo 4, o desempenho do MEF depende essencialmente da qualidade da malha. Os métodos sem malha vieram então corrigir os problemas associados ao método dos elementos finitos de dependência da malha. As principais vantagens destes métodos sob o MEF são descritas detalhadamente na secção 4.2.

### 6.1.2- Aplicações em Biomecânica

Na área da biomecânica os métodos sem malha apresentam vantagens significativas quando comparados com o método dos elementos finitos, sobretudo por permitir a simulação de materiais moles, como músculos ou órgãos internos. Além disso permite simular de forma precisa fluidos corporais. Como apresentam maior precisão no cálculo de campos de tensão e deformação, torna-se pertinente o uso de métodos sem malha na previsão do fenómeno adaptativo da remodelação óssea.

Estudos comprovaram que a combinação de métodos sem malha com técnicas de TC e RM apresentam uma maior eficiência que o MEF [203], [204].

Usando os métodos sem malha, Doweidar et al. simularam o ligamento colateral humano e a articulação do joelho, usando o NEM. Os resultados obtidos mostraram vantagens da utilização desta técnica numérica sobre o método dos elementos finitos [205]. O EFGM, outro exemplo de método sem malha, foi utilizado por Zhang et al. [206], para simular a reação do tecido cerebral, pelo que este método demonstrou uma grande capacidade para manipular materiais hiperelásticos não lineares. Os métodos sem malha são também utilizados em estudos hemodinâmicos. Nesse sentido, alguns autores dedicaram-se à simulação do movimento de células sanguíneas, nomeadamente o estudo de um glóbulo vermelho deformável no fluxo sanguíneo [207]. Outros autores também apresentaram um estudo sobre o efeito dos glóbulos vermelhos na formação primária de um coágulo sanguíneo [208].

Liew et al. [209], utilizando o RKPM, apresentaram um dos primeiros estudos de estruturas ósseas. Através de um modelo de osso femoral, estes autores realizaram uma análise de tensão simples. Porém, algumas limitações foram identificadas, nomeadamente a dificuldade em manipular limites não convexos bem como descontinuidades do material na estrutura óssea.

Ao longo do tempo, os métodos sem malha começaram a ser gradualmente aplicados na área da remodelação óssea. Doblaré et al. [210], implementaram um modelo de remodelação óssea de natureza anisotrópica, anteriormente desenvolvido ([34], [211]), com o objetivo de comprovar a aplicabilidade do método sem malha utilizado. O modelo de remodelação óssea aplicado fundamenta-se nos princípios de mecânica de danos contínuos, correlacionando os danos com a porosidade local do tecido ósseo. Os estudos numéricos demonstraram um bom desempenho do método sem malha utilizado, o NEM. Assim, o NEM aparece como uma alternativa eficiente para ser aplicado em problemas que compreendem grandes deformações.

Posteriormente, Lee et al. e Taddei et al. usaram os métodos sem malha para análise do tecido ósseo. Lee et al. [212] converteram imagens de TC do tecido ósseo trabecular do pescoço

femoral num modelo geométrico sem malha. O fenómeno de fratura do osso trabecular ao nível da microescala é modelado e simulado, prevendo assim a osteoporose. Taddei et al. [213], apresentaram um estudo de previsão de deformações em ossos longos, nomeadamente no fémur.

Fernandez et al. [214], apresentaram um estudo para uma melhor compreensão dos mecanismos de remodelação do tecido ósseo cortical. Assim, é possível interpretar melhor os mecanismos que aumentam a vulnerabilidade dos ossos, deixando-os mais suscetíveis à fratura. A abordagem numérica adotada baseou-se no método sem malha, SPH, capaz de representar as características de remodelação óssea ao nível dos Canais de Havers ao longo do tempo.

Mais recentemente Belinha et al. [92], [215], desenvolveram um novo algoritmo de remodelação do tecido ósseo em conjunto com o método sem malha, NNRPIM. Este método apresenta uma grande precisão, não apresentando as limitações observadas nos primeiros estudos sobre o tema. Este algoritmo de remodelação óssea considera uma lei material que descreve o comportamento mecânico do tecido ósseo, correlacionando assim a densidade óssea com o nível de tensão local. A principal desvantagem associada a esta abordagem é o custo computacional significativo numa análise tridimensional. Os trabalhos desenvolvidos demonstraram que a precisão e a flexibilidade da técnica NNRPIM pode futuramente melhorar as análises numéricas do processo de regeneração óssea após a fratura e o processo de osseointegração. Belinha et al. [116], estenderam a abordagem descrita anteriormente, apresentando um estudo de análise da remodelação do osso femoral após inserção de um implante. A principal finalidade deste trabalho foi analisar numericamente a remodelação do tecido ósseo que circunda o implante, de modo a prever a necrose da cabeça femoral e compreender que solicitações causam esta patologia. Esta abordagem pode ser benéfica para selecionar e/ou otimizar a forma da haste e/ou o material apropriado.

Os resultados obtidos demonstram uma distribuição da densidade óssea aparente local e um comportamento ósseo anisotrópico inteiramente de acordo com a arquitetura estrutural e com a distribuição da densidade aparente óssea observada em imagens de raio-x tanto do osso natural, [92], [215], como do osso com implante [216], [116].

# Capítulo 7

## Trabalhos preliminares

Inicialmente foram realizados alguns estudos preliminares, antes de se proceder à análise da remodelação óssea. Num primeiro estudo, realizou-se uma análise elasto-estática tridimensional, com o objetivo de analisar a distribuição da tensão efetiva de von Mises ao longo dos nós do osso imediatamente a seguir à interface osso/implante, bem como também para os nós do implante imediatamente antes da mesma interface, de modo a compreender melhor o comportamento do tecido ósseo.

No segundo estudo, foi realizada uma análise elasto-estática bidimensional que teve como objetivo simular vários casos clínicos de sarcomas ósseos presentes no fémur proximal. De modo a replicar esta patologia, usou-se radiografias que evidenciam várias localizações e tamanhos de sarcomas ósseos, permitindo assim construir vários modelos numéricos.

Estes estudos permitiram adquirir várias competências, nomeadamente na familiarização de vários *softwares* de processamento de imagens médicas que permitem a construção dos modelos geométricos para a análise biomecânica. Além disso, serviu para ganhar experiência na área de simulação usando o método dos elementos finitos e os métodos sem malha, RPIM e NNRPIM. Neste capítulo, é apresentada uma breve introdução ao *software* de simulação computacional utilizado, o FEMAS.

### 7.1 - FEMAS

O FEMAS, “*Finite Element Meshless Method Analysis Software*”, é um software académico, desenvolvido na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP), pelo professor Jorge Belinha (cmech.webs.com). É originalmente um código implementado no software comercial MATLAB, que através de uma interface gráfica de utilizador (GUI) permite a construção de modelos numéricos, bem como a análise de vários problemas da mecânica computacional, usando o método dos elementos finitos e métodos sem malha (RPIM e NNRPIM). Na Figura 7.1 é possível visualizar a interface gráfica inicial do FEMAS.

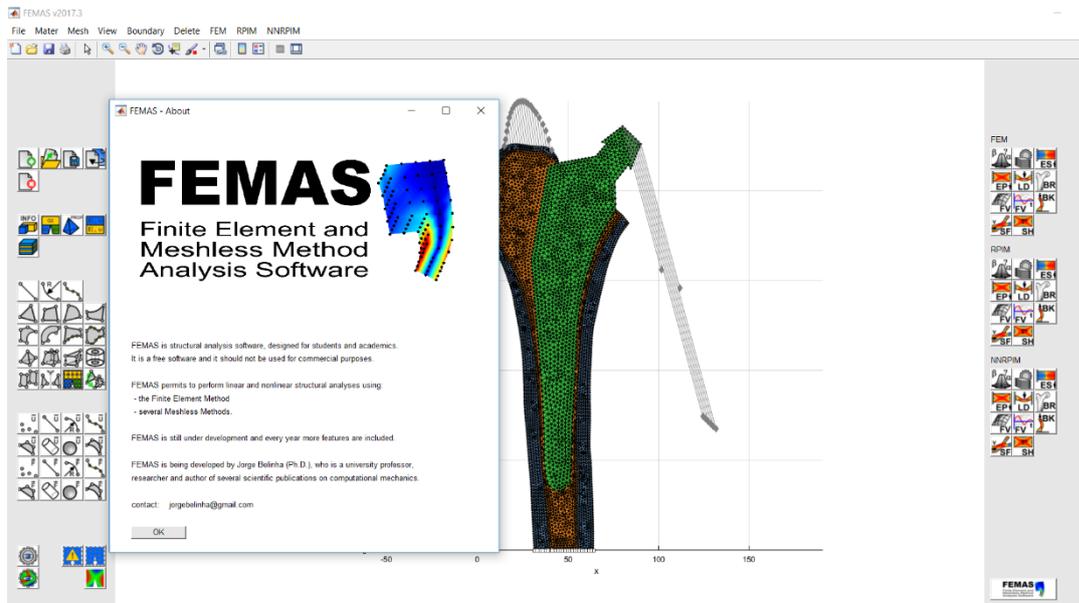


Figura 7.1 - Interface gráfica do utilizador-FEMAS.

O FEMAS permite a realização das seguintes análises:

- *Linear- Elasto-static;*
- *Nonlinear- Elasto-plastic;*
- *Bone remodelling;*
- *Free vibrations;*
- *Buckling;*
- *Static fluid flow;*
- *Steady heat transfer;*
- *Brittle fracture.*

Este *software* possibilita a análise de problemas 2D e 3D, utilizando para isso a teoria de estado plano de tensão ou deformação (para casos 2D) e a teoria clássica de deformação tridimensional, respetivamente. Além disso é capaz de realizar simulações com materiais de natureza isotrópica e anisotrópica, bem como, a construção autónoma de modelos numéricos. Assim, permite ao utilizador controlar a discretização nodal, a disposição do material e a localização e tipo das condições de contorno essencial e natural. Todas as tarefas podem ser realizadas diretamente no FEMAS, não sendo necessário recorrer a outros *softwares* CAD. Adicionalmente, as malhas de elementos criadas em *softwares* comerciais externos, podem posteriormente ser importadas para o FEMAS.

A análise estática elástica linear é realizada recorrendo a três fases diferentes:

1. **Pré-processamento:** Nesta fase a discretização nodal é determinada, sendo criados os domínios de influência (métodos sem malha) e os elementos (método dos elementos finitos). Nesta fase é também determinada a malha de integração.
2. **Processamento:** Primeiramente, são determinadas as funções de forma para todos os pontos de integração. De seguida, as matrizes de rigidez local são definidas, sendo posteriormente assembladas, formando a matriz de rigidez global. As condições de

fronteira naturais e essenciais são impostas. Posteriormente, é determinado os vetores do campo de deslocamentos, do campo das deformações e do campo das tensões.

3. **Pós-processamento:** Nesta fase, as variáveis de campo são apresentadas juntamente com o domínio sólido através de figuras e matrizes, o que permite uma análise adicional dos dados.

## 7.2 - Análise numérica do biosistema osso/implante

Neste estudo preliminar foi realizada uma análise biomecânica do biosistema osso/implante, sob a ação de cargas funcionais.

Um modelo tridimensional do fémur foi construído com base nos dados fornecidos por TC. Estas imagens TC foram gravadas num dispositivo de armazenamento em formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). Os dados foram então importados para o MIMICS. Este *software* tem como principais funções o processamento de imagem, bem como a construção e visualização do modelo tridimensional. De seguida foi importado um ficheiro STL de um implante comercial para posterior implantação virtual, no MIMICS.

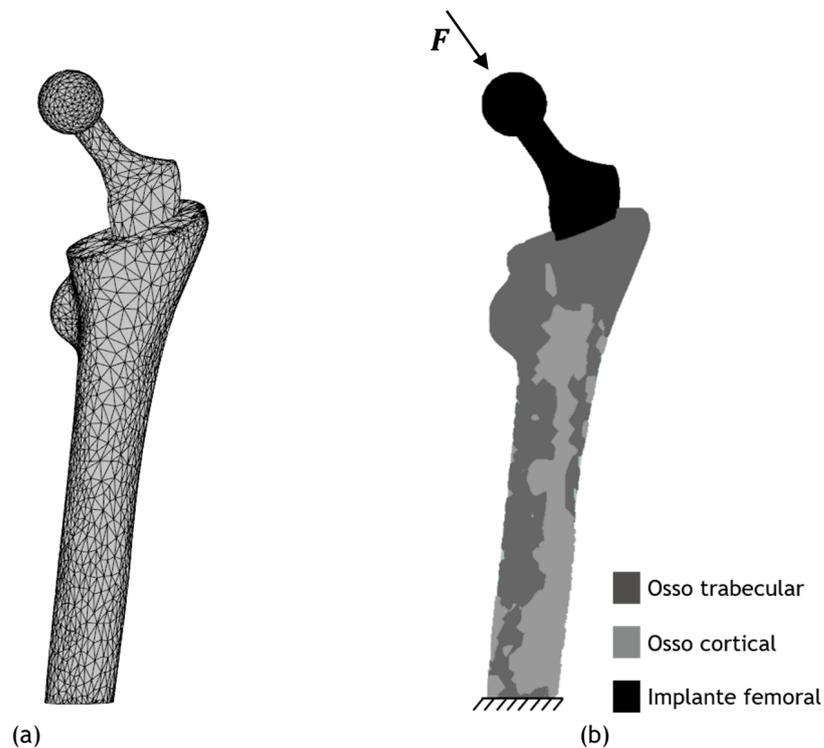
Utilizando um add-on do MIMICS foi eliminada a cabeça femoral, sendo esta substituída pela do implante comercial. Também para diminuir a dimensão do modelo, de forma a aumentar o número de nós, a parte distal do fémur foi cortada. Por último, prosseguiu-se à criação da malha de elementos, e deste modo o modelo geométrico final apresenta 3862 nós e 15729 elementos (Figura 7.2 (a)).

De seguida, também no software MIMICS foi efectuada a definição dos materiais. A densidade do tecido ósseo foi dividida em cortical e trabecular com base na distribuição uniforme de escala de cinzento. O modelo final apresenta três materiais diferentes, um para o implante, e dois para o tecido ósseo cortical e trabecular (Figura 7.2 (b)). As propriedades mecânicas definidas encontram-se na Tabela 7.1. O modelo final foi então importado para o *software* de análise numérica descrito anteriormente, FEMAS.

Para além das propriedades mecânicas é também necessário conhecer a resistência teórica de cada um dos materiais. O critério de tensão máxima de von Mises defende que um material isotrópico maleável começa a ceder num local onde a tensão de von Mises se torna igual ao limite da sua tensão. O osso cortical apresenta maior rigidez que o osso trabecular, apresentando uma resistência à compressão de aproximadamente 100-200 MPa e 0-20 MPa respetivamente [217]. A resistência à compressão da liga de titânio usada é de aproximadamente 860 MPa [79].

Tabela 7.1 - Propriedades mecânicas dos materiais [90], [217].

Materiais	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson
Titânio (TiAl <sub>6</sub> V <sub>4</sub> )	110	0.3
Osso Cortical	17	0.33
Osso Trabecular	2.13	0.30



**Figura 7.2** - (a) Malha de elementos. (b) Condições de Fronteira essenciais e naturais e materiais.

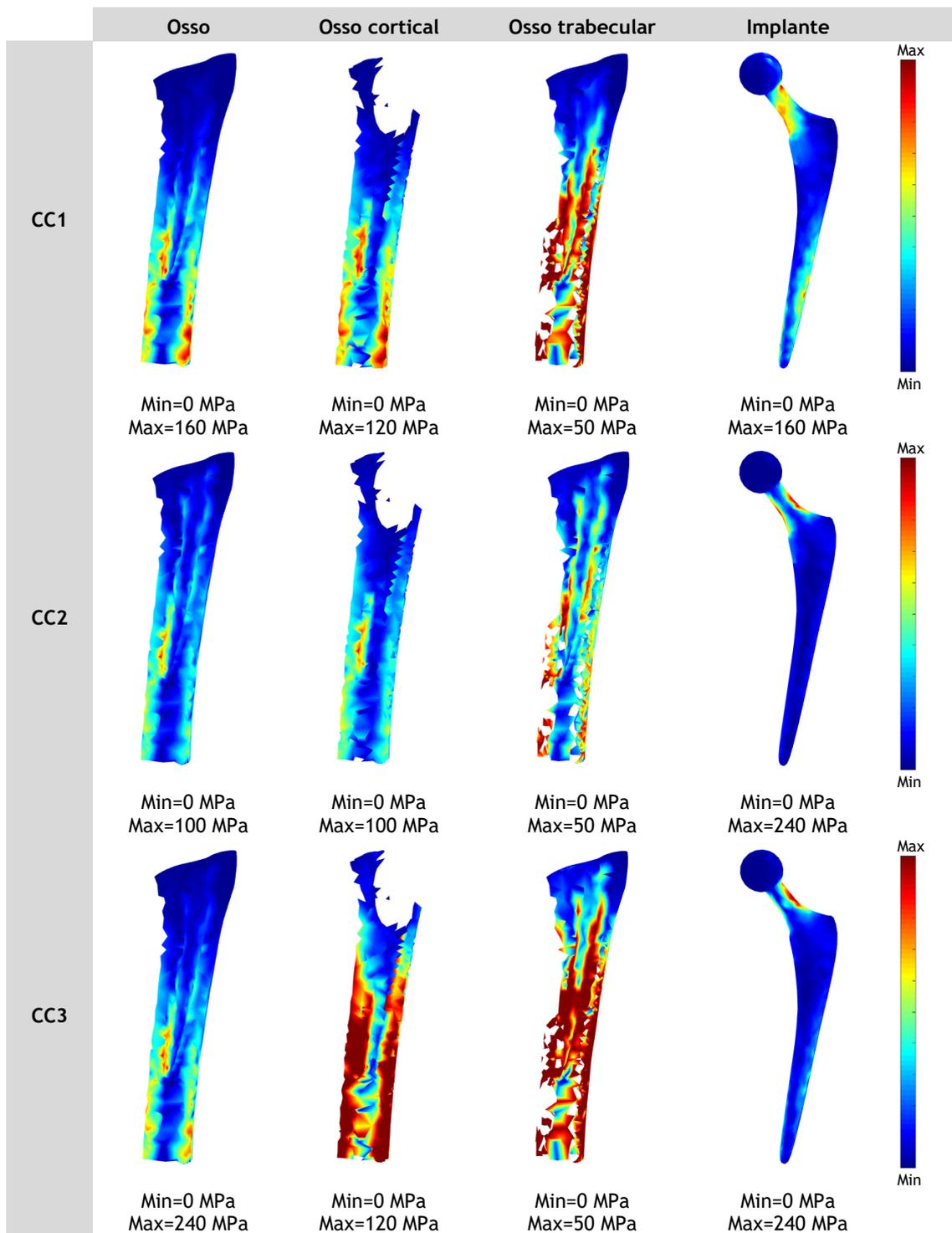
De seguida é necessário aplicar as condições de fronteira essenciais. O fémur é mantido em equilíbrio pelos tecidos envolventes e pela articulação do joelho. A complexidade da representação deste sistema num modelo de elementos finitos leva a que se efetuem simplificações ao nível das condições de fronteira. Na análise de elementos finitos, e na tentativa de aproximar o mais possível ao que acontece na realidade, procedeu-se à fixação do fémur na parte distal, impedindo a sua movimentação em todas as direções.

As cargas a que a articulação da anca está sujeita variam consideravelmente com a atividade. Diariamente, a articulação da anca é submetida a cargas elevadas de modo repetitivo. O estudo foi realizado para três diferentes casos de carga, correspondentes a diferentes etapas do ciclo normal da marcha, como descrito por Beaupré [151]. A solicitação foi imposta na extremidade proximal do implante e não foram consideradas as forças resultantes dos músculos abdutores. A magnitude das forças para cada um dos casos, são apresentadas na Tabela 7.2. Na Figura 7.2 (b), visualiza-se as condições de fronteira naturais e essenciais.

**Tabela 7.2** - Valores das componentes das forças para os três casos de carga (Adaptado de [151]).

Caso de Carga	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)
CC1	942.4	0	-2116.7
CC2	-299.7	0	-1118.5
CC3	1283.3	0	-865.6

De seguida, são apresentados os resultados obtidos após a simulação utilizando o MEF efetuada no *software* FEMAS. Primeiramente, apresenta-se os mapas de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises ao longo do fémur e do implante quando sujeitos aos diferentes casos de carga acima apresentados. Para uma melhor compreensão do comportamento do



**Figura 7.3** - Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises: (a) tecido ósseo; (b) osso cortical; (c) osso trabecular (d) implante.

tecido ósseo, obtiveram-se mapas de cores distintos para o osso cortical e para o osso trabecular. Na Figura 7.3 são demonstrados os resultados obtidos para o CC1 (Caso de Carga 1), CC2 (Caso de Carga 2), CC3 (Caso de Carga 3), respectivamente. Para a recolha das imagens foi efetuado um corte longitudinal. Foi também estudada a evolução da distribuição da tensão efetiva de von Mises ao longo do osso após a interface osso-implante, e do implante antes da mesma interface. Foram recolhidas as tensões efetivas de von Mises ao longo do osso, segundo a Figura 7.4 (a), desde o ponto P1 até o ponto P3, e ao longo do implante, segundo a Figura

7.4 (b), do ponto P4 ao ponto P6. Para uma melhor compreensão da distribuição da tensão ao longo dos pontos de interesse do osso e do implante, são apresentados os gráficos presentes na Figura 7.5, para o CC1, CC2 e CC3.

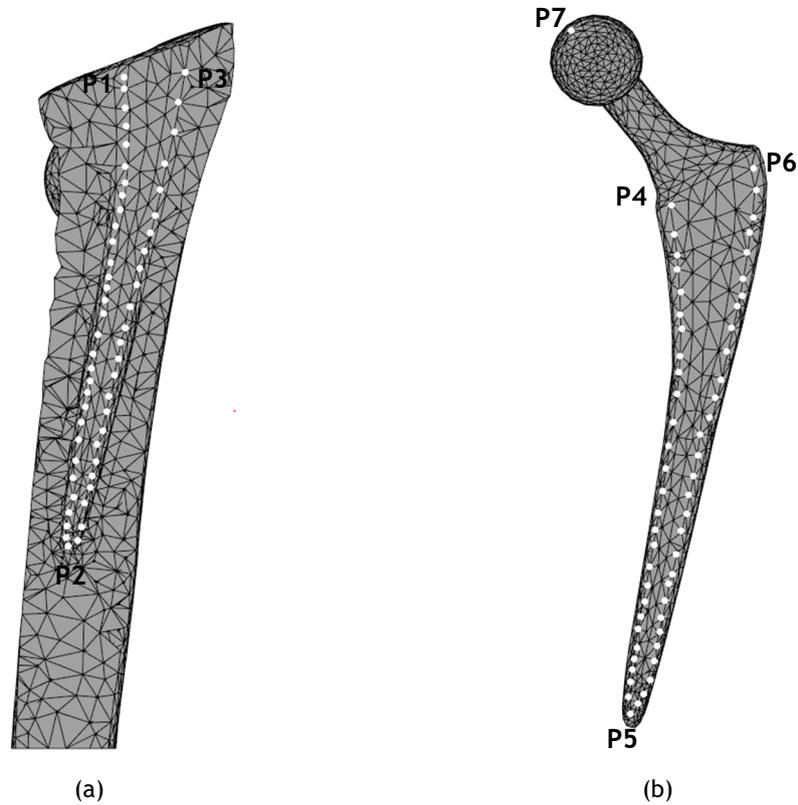
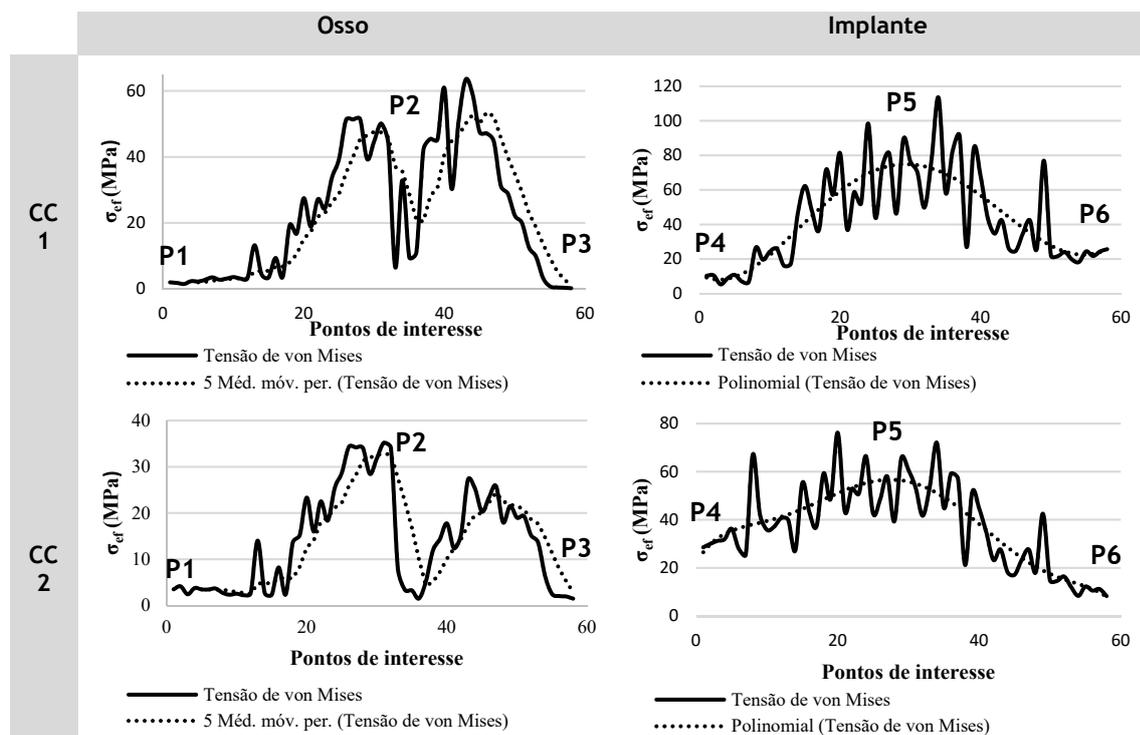


Figura 7.4 - Pontos de interesse selecionados para o estudo:(a) no osso de P1 a P3; (b) no implante de P4 a P6.



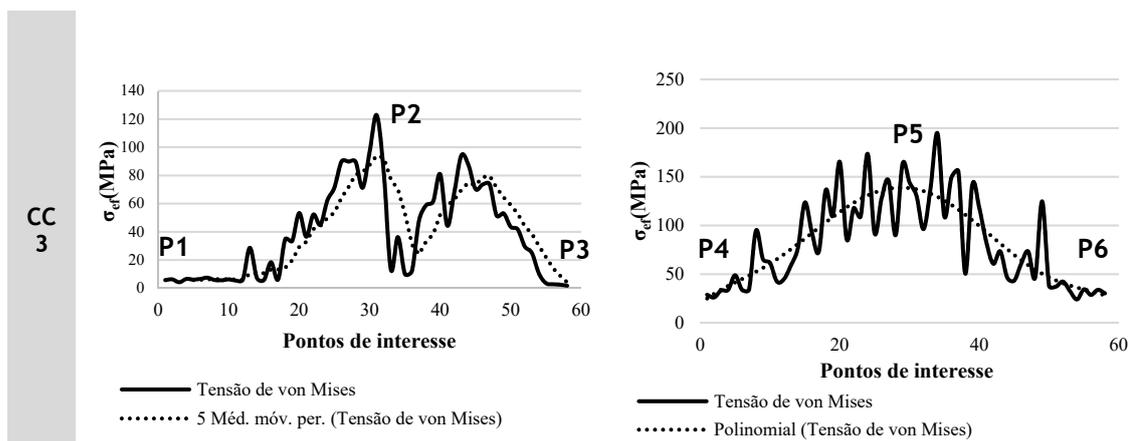


Figura 7.5 - Distribuição da tensão efetiva de von Mises no osso (P1 a P3) e implante (P4 a P6).

Também foi calculado o campo de deslocamentos experimentado pelo implante em cada caso de carga. A Tabela 7.3 mostra as componentes do vetor deslocamento observado na cabeça do implante (P7) e no ponto apical do implante (P5) para cada configuração de carga.

Tabela 7.3 - Campo de deslocamentos observados em: P7-Cabeça do implante; P5-Região apical do implante.

		ux (mm)	uy (mm)	uz (mm)	u  (mm)
CC1	P7	10.017	-3.497	0.694	10.632
	P5	0.919	-0.293	0.022	0.965
CC2	P7	-5.059	-0.599	-0.843	5.163
	P5	-0.350	-0.031	-0.059	0.356
CC3	P7	15.748	-2.836	1.646	16.086
	P5	1.3160	-0.260	0.088	1.344

Através desta simulação tridimensional, foi possível obter as distribuições da tensão efetiva de von Mises no fêmur e no implante, nos vários casos de carga representativos da marcha humana, tentando acompanhar desta forma o que se passa na realidade.

Para o CC1 as tensões admitem um intervalo no tecido ósseo entre 0 e 160 MPa. Como o osso trabecular e o osso cortical têm comportamentos diferentes, e, portanto, diferentes resistências, foi necessário observar os dois tecidos ósseos separadamente. Através desta análise é possível concluir que no CC1, o tecido ósseo cortical sofre pouco dano, ao contrário do tecido ósseo trabecular, uma vez que o intervalo de distribuição de tensões neste tecido inclui a tensão máxima teórica de 20 MPa. Não se observam tensões significativas no implante de titânio.

No CC2, observa-se novamente, que o osso cortical não sofre dano, contrariamente ao osso trabecular, no qual novamente é ultrapassada a sua tensão teórica máxima, especificamente na zona perto da interface com o implante. O implante neste caso de carga está sujeito a maiores tensões, comparativamente com o CC1. As maiores tensões observam-se no pescoço do implante.

Por último, nos mapas da tensão efetiva de von Mises do CC3, comparativamente com os casos anteriores, o fêmur e o implante estão sujeitos a maiores tensões. Neste caso, tanto o tecido ósseo cortical como o trabecular estão expostos a tensões superiores às suas tensões máximas teóricas. Isto é observado principalmente na zona perto da interface com o implante e nas zonas laterais da diáfise do fêmur.

Além disso, foram avaliados os pontos de interesse observados na Figura 7.4. Para ambos os casos de carga, observa-se graficamente que a distribuição das tensões no osso vai aumentando do ponto P1 até ao ponto P2. No ponto P2 decresce abruptamente admitindo uma tensão muito baixa, perto de zero. De P2 a P3 observa-se que a distribuição da tensão volta a aumentar de P2 até um ponto intermédio deste intervalo, e volta a descer deste ponto até P3. Conclui-se que as tensões ao longo destes pontos concentram-se nas zonas laterais inferiores perto do ponto P2. O valor máximo no osso para o CC2 e CC3 é observado na zona lateral inferior, num ponto imediatamente antes do ponto P2, sendo 35,2 MPa e 123 MPa, respetivamente. No CC1, o valor máximo registado é encontrado na parte lateral inferior a seguir ao ponto P2, apresentando um valor de 63,4 MPa. No implante é possível visualizar que a distribuição das tensões assume uma distribuição normal, sendo máxima na zona lateral, num ponto imediatamente depois do ponto apical (P5). Os valores de tensão máximos, tanto nos pontos de interesse do osso como do implante são observados para o CC3, como seria de esperar, tendo em conta o mapa de cores da distribuição da tensão anteriormente discutido. No implante a maior tensão é observada perto do ponto apical em todos os casos de carga considerados, sendo maior no CC3, admitindo um valor de 195 MPa. Para todos os gráficos foi traçada uma linha de tendência para uma melhor compreensão da distribuição dos resultados obtidos, uma vez que os gráficos apresentam grandes variações de tensões para pontos de interesse consecutivos, o que não deveria acontecer *a priori*.

Um dos métodos mais eficazes para determinar o sucesso clínico de um implante consiste no acompanhamento dos pacientes, medindo com frequência o deslocamento vertical do implante. Os resultados da Tabela 7.3, mostram que o implante se desloca mais no seu plano frontal, com valores de deslocamento na direção x bastante significativos, sobretudo no ponto P7 (cabeça do implante). Verifica-se que é no CC3 que o implante evidencia o maior deslocamento, tanto no ponto P7 como no ponto P5.

No geral verifica-se que as maiores tensões do osso se observam nas zonas laterais perto do ponto apical (P2), o que está em concordância com a literatura [186] e que a distribuição da tensão efetiva de von Mises ao longo dos pontos de interesse do implante assume uma distribuição normal. Relativamente ao deslocamento do implante, verifica-se que esta apresenta deslocamentos significativos no plano frontal.

Contudo, algumas limitações foram observadas. O osso foi considerado isotrópico, quando na realidade é anisotrópico. Outros fatores limitaram a eficiência deste modelo qualitativamente, nomeadamente as forças exercidas pelos músculos abdutores não foram consideradas, o que não é anatomicamente completo. Por último, a malha usada é constituída por elementos de grandes dimensões, tornando-a muito esparsa, o que provoca efeitos não previsíveis *a priori*.

Em suma, apesar das aproximações subjacentes a este paradigma, é possível modelar processos fisiológicos complexos com relevância clínica, como o comportamento ósseo na presença de um implante, de uma forma simples, qualitativamente e quantitativamente.

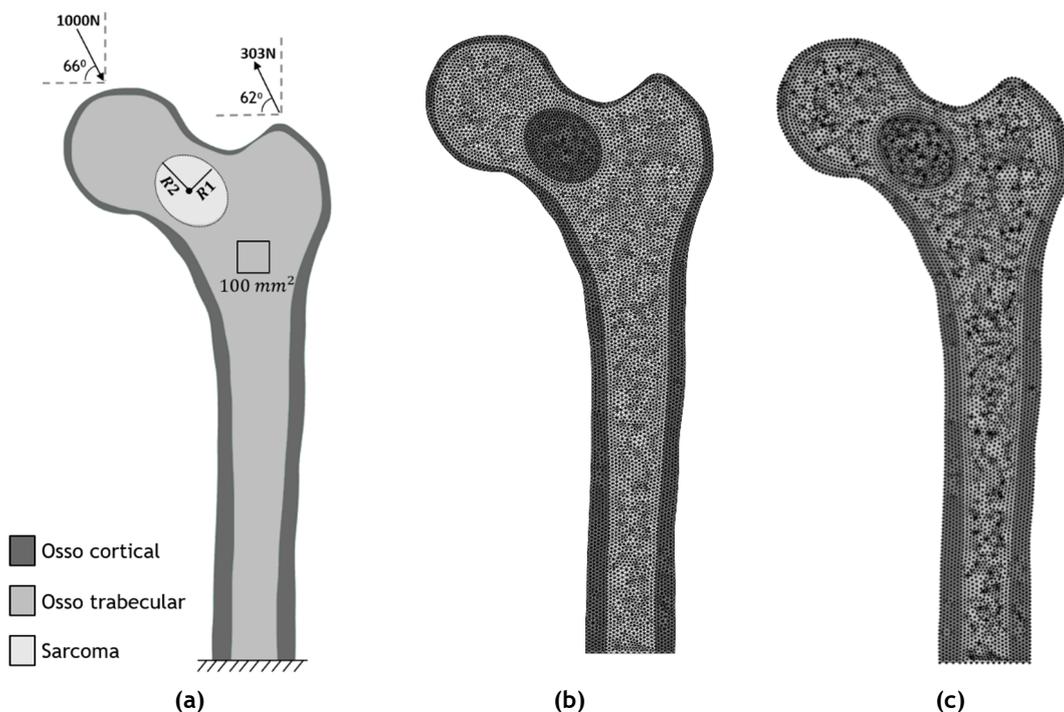
### **7.3 - Análise numérica do fémur na presença de sarcomas ósseos**

O sarcoma ósseo primário é raro, no entanto o osso é um dos locais do corpo humano mais afetado pelo cancro metastático [218] [219]. A principal complicação associada a esta patologia é a fratura óssea, devido ao enfraquecimento do osso. Estas fraturas ocorrem em 71% dos casos

na zona proximal e diáfise do fémur devido às tensões mecânicas significativas de flexão e torção durante a caminhada [220]. Atualmente o maior problema encontrado pela medicina ortopédica é a identificação dos casos de alto e baixo risco com base em imagens médicas. Não existem indicadores que possam prever com confiança o risco eminente de uma fratura. [221] [222]. Os modelos de elementos finitos têm demonstrado ser uma ferramenta promissora para a avaliação do comportamento mecânico do osso sob carga, de modo a prever o fenômeno de falha óssea [220]. Relativamente ao estudo da falha do osso do fémur com doenças ósseas, este ainda é um tema pouco aprofundado na literatura [223].

Assim, este trabalho preliminar teve como objetivo simular vários casos clínicos de sarcomas ósseos presentes no fémur proximal. De modo a simular o efeito do tamanho e localização de um sarcoma ósseo, foram construídos 12 modelos bidimensionais. Para uma melhor compreensão, na Figura 7.6 (a) é esquematizada a geometria genérica do modelo do osso femoral construído com base em radiografias médicas. Assim, foram analisados quatro casos de sarcomas ósseos localizados em zonas diferentes do fémur proximal,  $x_c$ , com três tamanhos diferentes, o tamanho A, o tamanho B e o tamanho C. O sarcoma ósseo assume a forma geométrica de uma elipse. Nos sarcomas ósseos de cada caso clínico em estudo os raios R1 e R2 da elipse variam, onde R1=6mm e R2=10mm correspondem ao tamanho A, o R1=10mm e R2=14mm correspondem ao tamanho B e o R1=14mm e R2=18mm ao tamanho C. Portanto, os sarcomas com o tamanho A ocupam uma área de aproximadamente 189 mm<sup>2</sup>, o tamanho B a uma área de 440 mm<sup>2</sup> e o tamanho C uma área de 792 mm<sup>2</sup>. Os 12 modelos bidimensionais considerados são apresentados na Figura 7.7.

De seguida, o domínio dos 12 modelos geométricos considerados foi discretizado numa malha de elementos triangulares com uma distribuição nodal uniforme, como observado na Figura 7.6 (b) e (c).



**Figura 7.6** - (a) Representação da geometria geral dos modelos e das condições de fronteira naturais e essenciais aplicadas. (b) Malha de elementos. (c) Malha nodal.

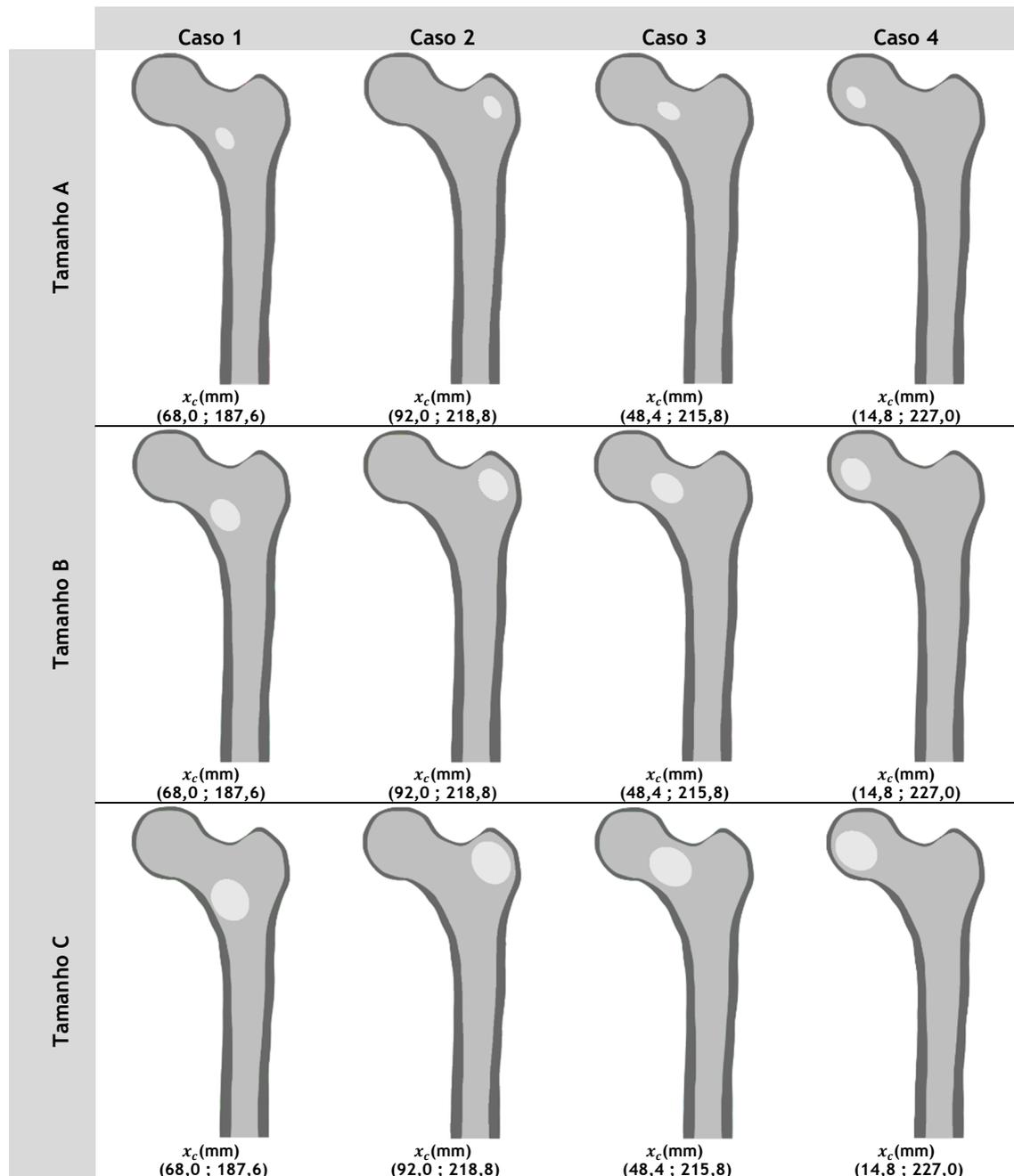


Figura 7.7 - Representação geométrica dos 12 modelos estudados.

Os modelos numéricos são constituídos por três materiais diferentes: o tecido ósseo cortical, o tecido ósseo trabecular e o sarcoma ósseo, como observado Figura 7.6 (a). Todos os modelos apresentam uma camada de osso cortical com uma espessura que varia entre 0.5 mm e 5mm. Os materiais considerados apresentam um comportamento linear elástico, homogêneo e isotrópico, sendo as propriedades mecânicas sumarizadas na Tabela 7.4. O fêmur é um osso que é diariamente submetido a várias cargas. Neste estudo como condição de fronteira natural, assumiu-se um caso de carga representativo de um paciente com um peso de 100 Kg, consistindo numa força distribuída parabolicamente na cabeça femoral e outra distribuída parabolicamente no grande trocânter. Adicionalmente, como condição de fronteira essencial

foi imposta a restrição da superfície inferior dos modelos, impedindo a deslocamentos em todas as direções. Na Figura 7.6 (a) é possível observar a resultante de cada força aplicada e a direção correspondente, adaptadas do primeiro caso de carga sugerido por Beaupré et al. [151], bem como a condição de fronteira essencial.

De seguida, a análise numérica foi realizada usando o software FEMAS.

**Tabela 7.4** - Propriedades mecânicas dos materiais [151].

<b>Materiais</b>	<b>Módulo de elasticidade (E) (GPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson (ν)</b>
Osso Cortical	17	0.3
Osso Trabecular	2.13	0.3
Sarcoma	$2.5 \times 10^{-6}$	0.3

Os resultados obtidos da análise computacional para os 12 modelos numéricos, usando os três métodos numéricos, MEF, RPIM e NNRPIM, são apresentados. Primeiramente, foram obtidos os mapas de dispersão de cor da tensão efetiva de von Mises, da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ) e da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ) para os vários modelos numéricos descritos anteriormente. Na Figura 7.8, Figura 7.9 e Figura 7.10, são apresentados os mapas de dispersão de cor da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ) para o MEF, RPIM e NNRPIM, respetivamente. Na Figura 7.11, Figura 7.12 e Figura 7.13 são apresentados os mapas de dispersão de cor da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ) para o MEF, RPIM e NNRPIM, respetivamente. Na Figura 7.14, Figura 7.15 e Figura 7.16 são apresentados os mapas de dispersão de cor da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ) para o MEF, RPIM e NNRPIM, respetivamente.

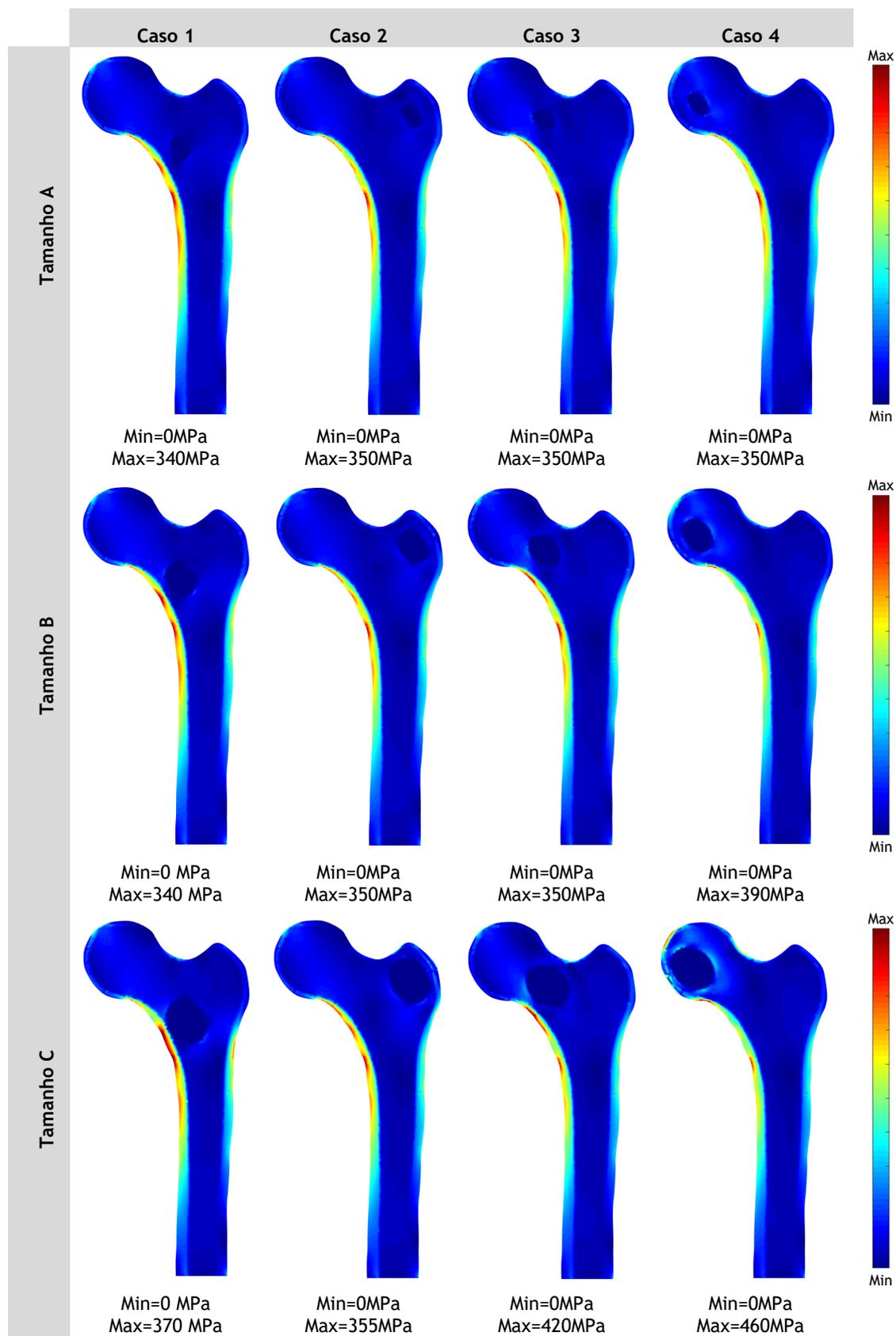


Figura 7.8 - Mapas de cor da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o MEF.

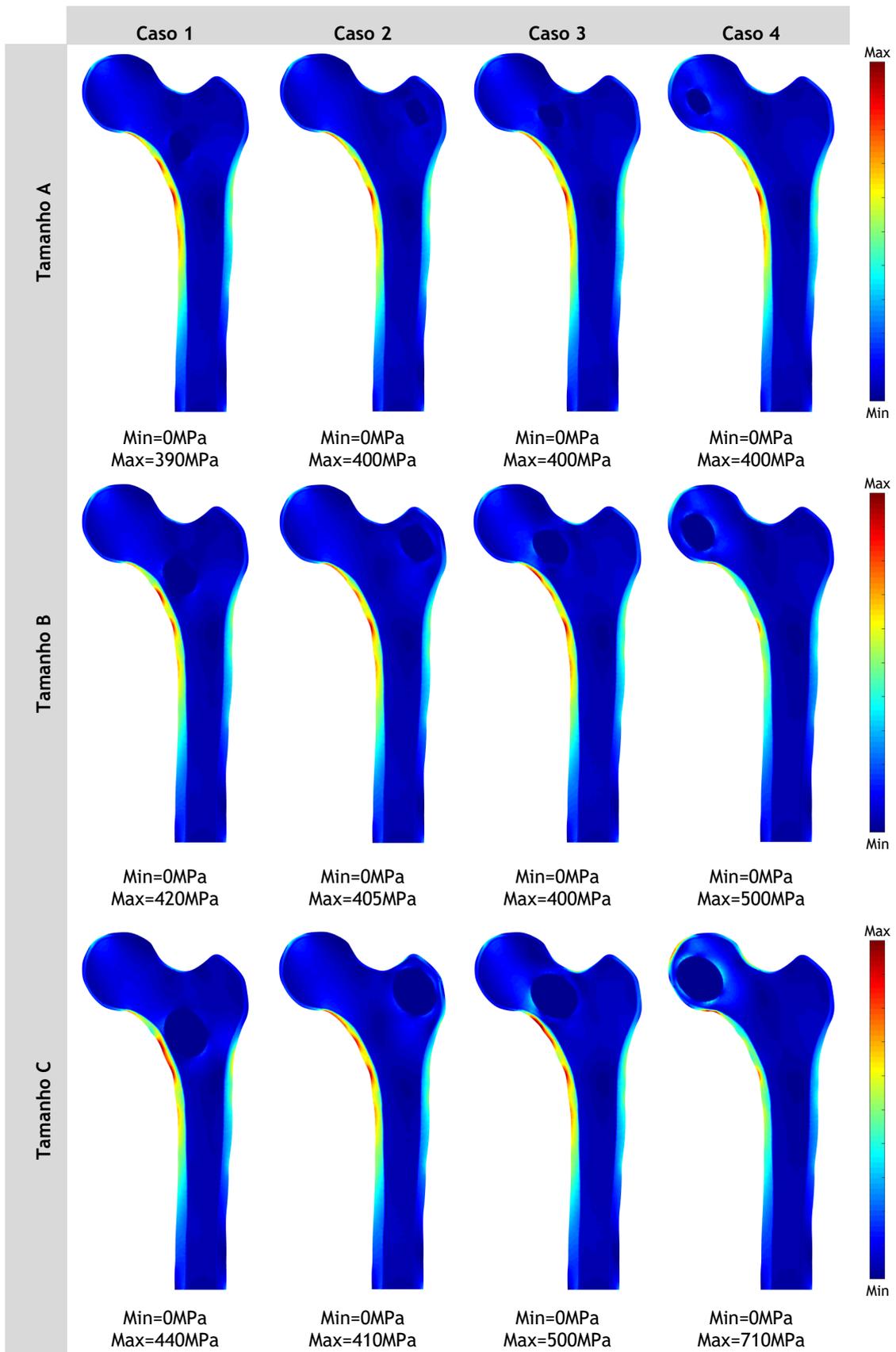


Figura 7.9 - Mapas de cor da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o RPIM.

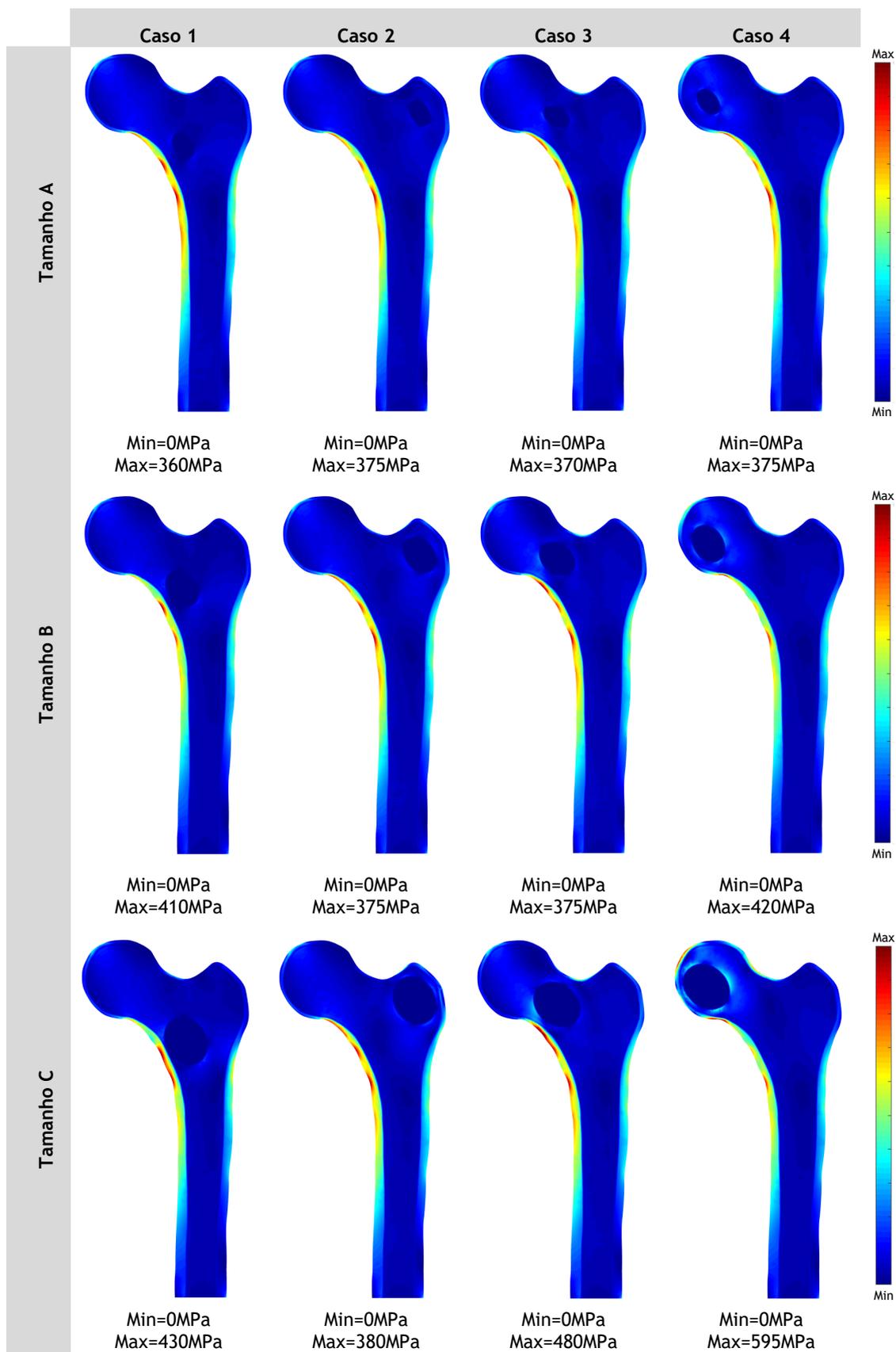


Figura 7.10 - Mapas de cor da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o NRRPIM.

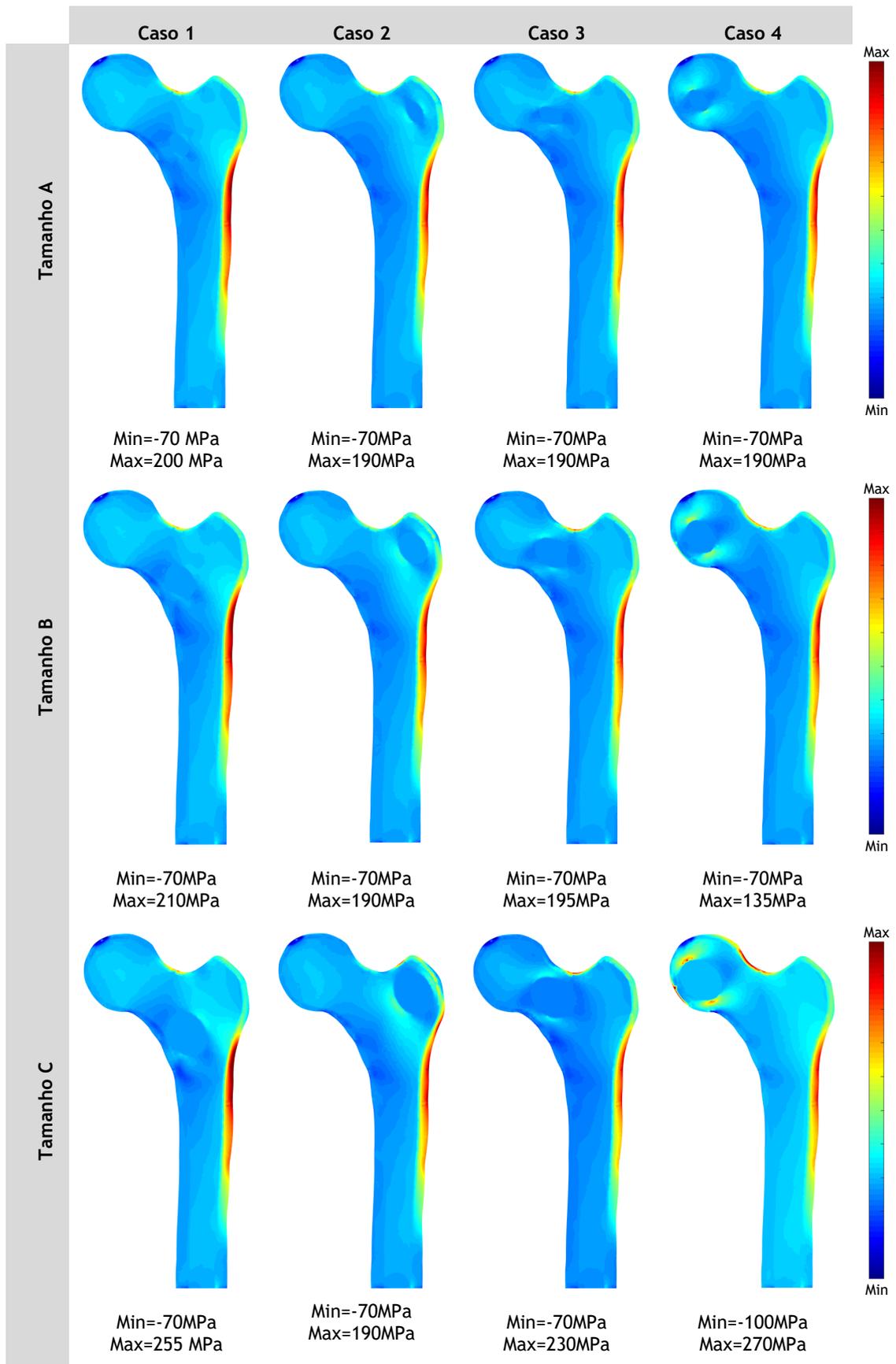


Figura 7.11 - Mapas de cor da tensão principal 1 ( $\sigma_1$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o MEF.

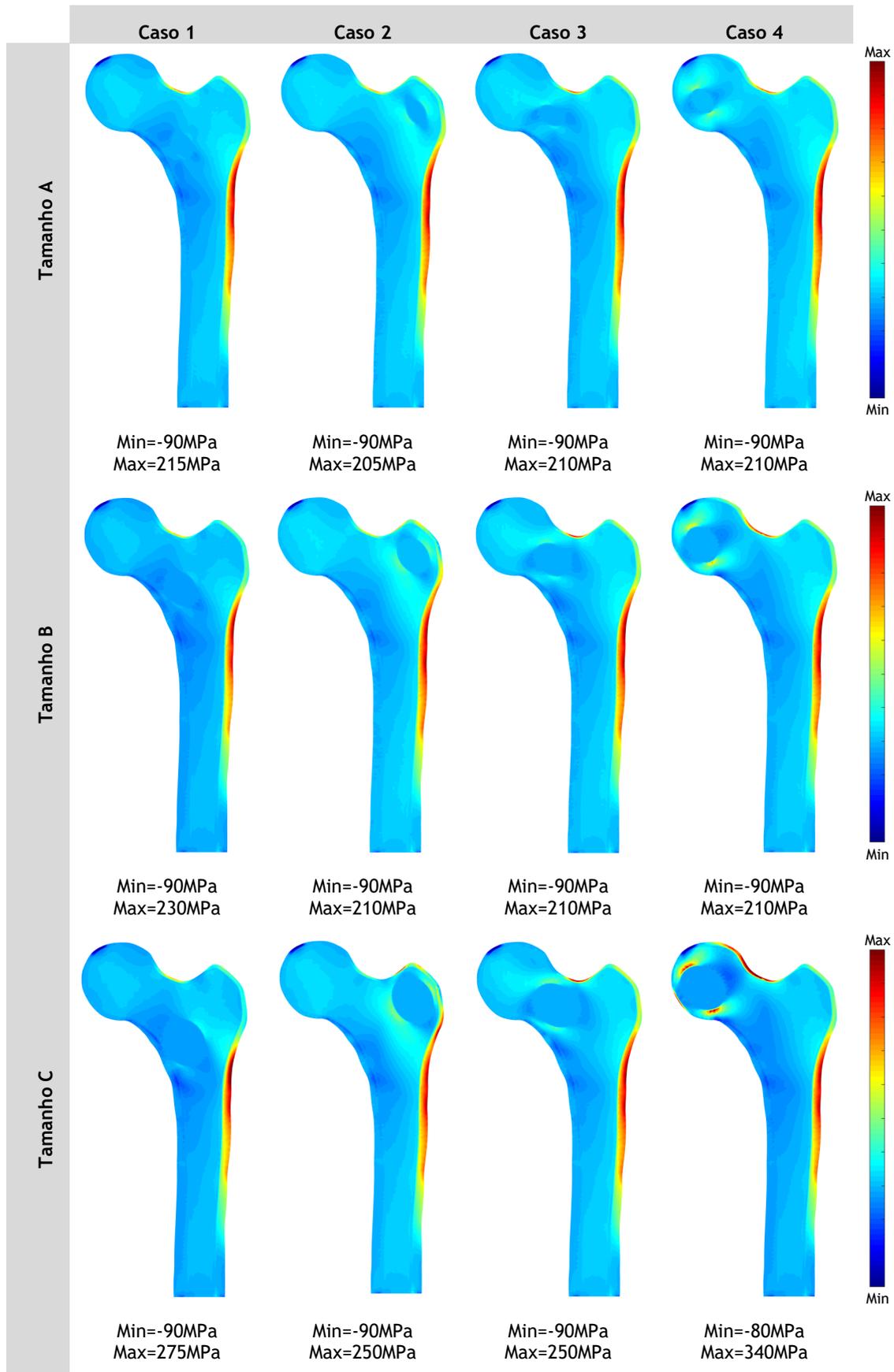


Figura 7.12 - Mapas de cor da tensão principal 1 ( $\sigma_1$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o RPIM.

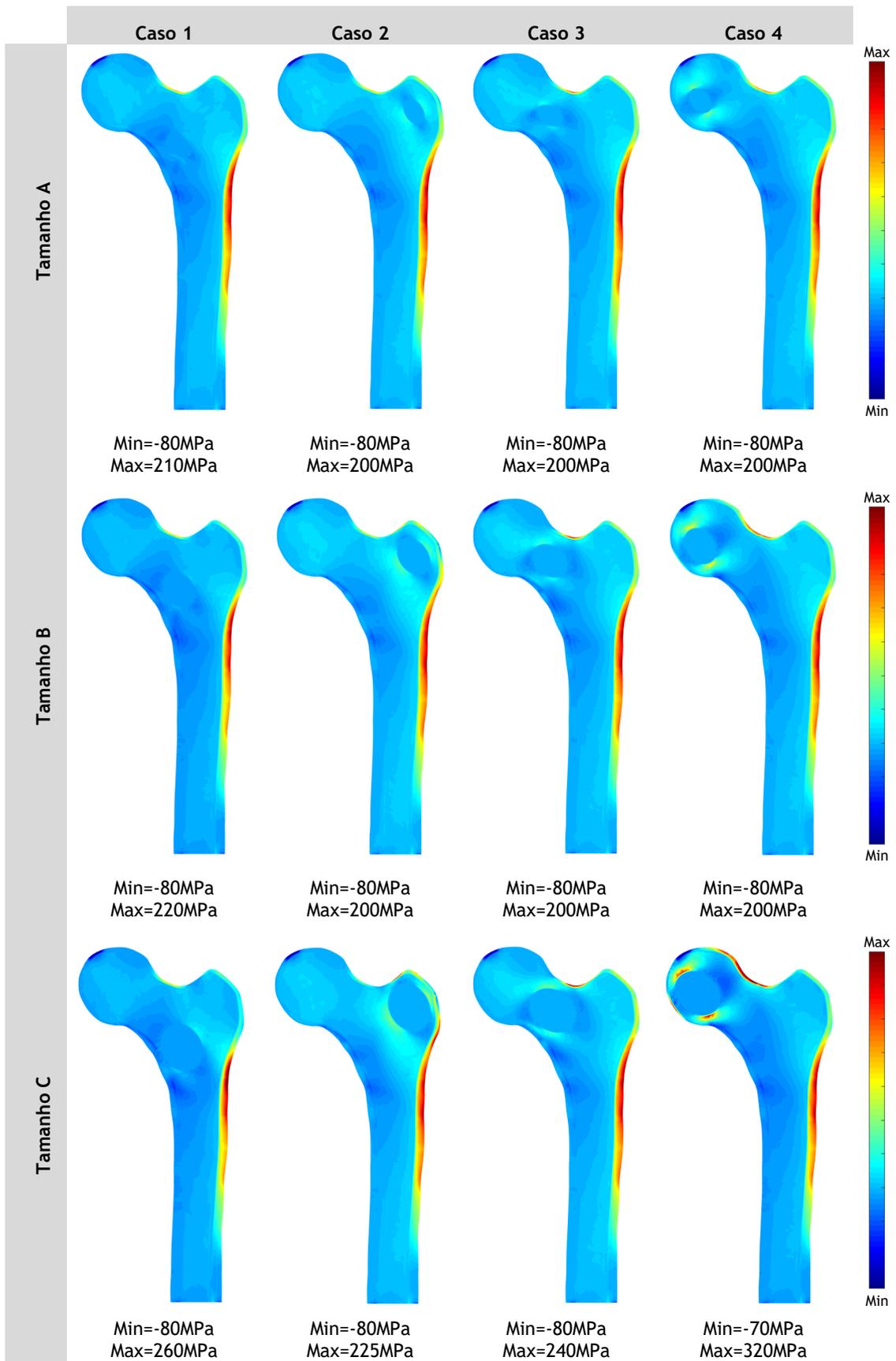


Figura 7.13 - Mapas de cor da tensão principal 1 ( $\sigma_1$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o NNRPIM.

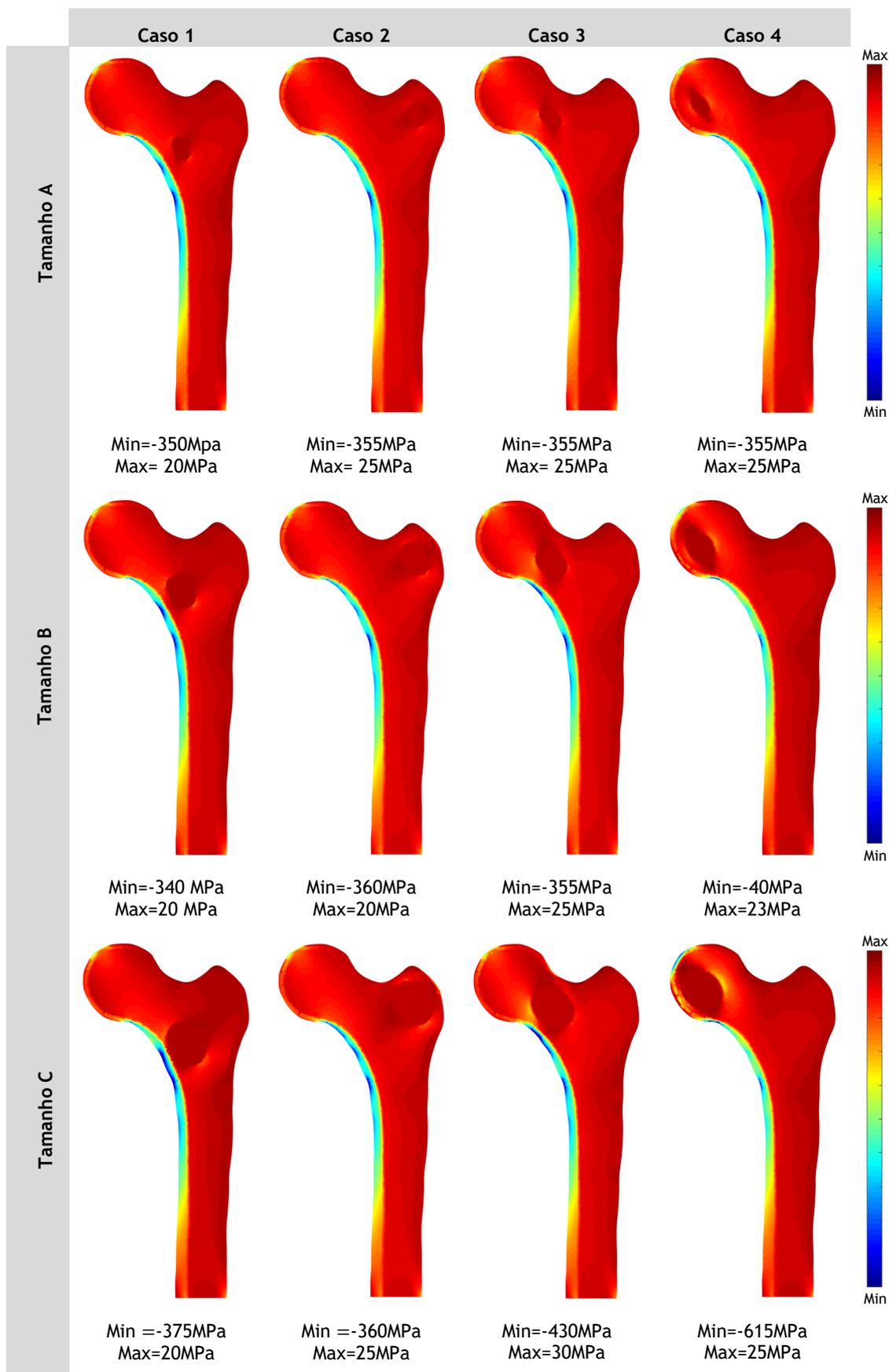


Figura 7.14 - Mapas de cor da tensão principal 2 ( $\sigma_2$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o MEF

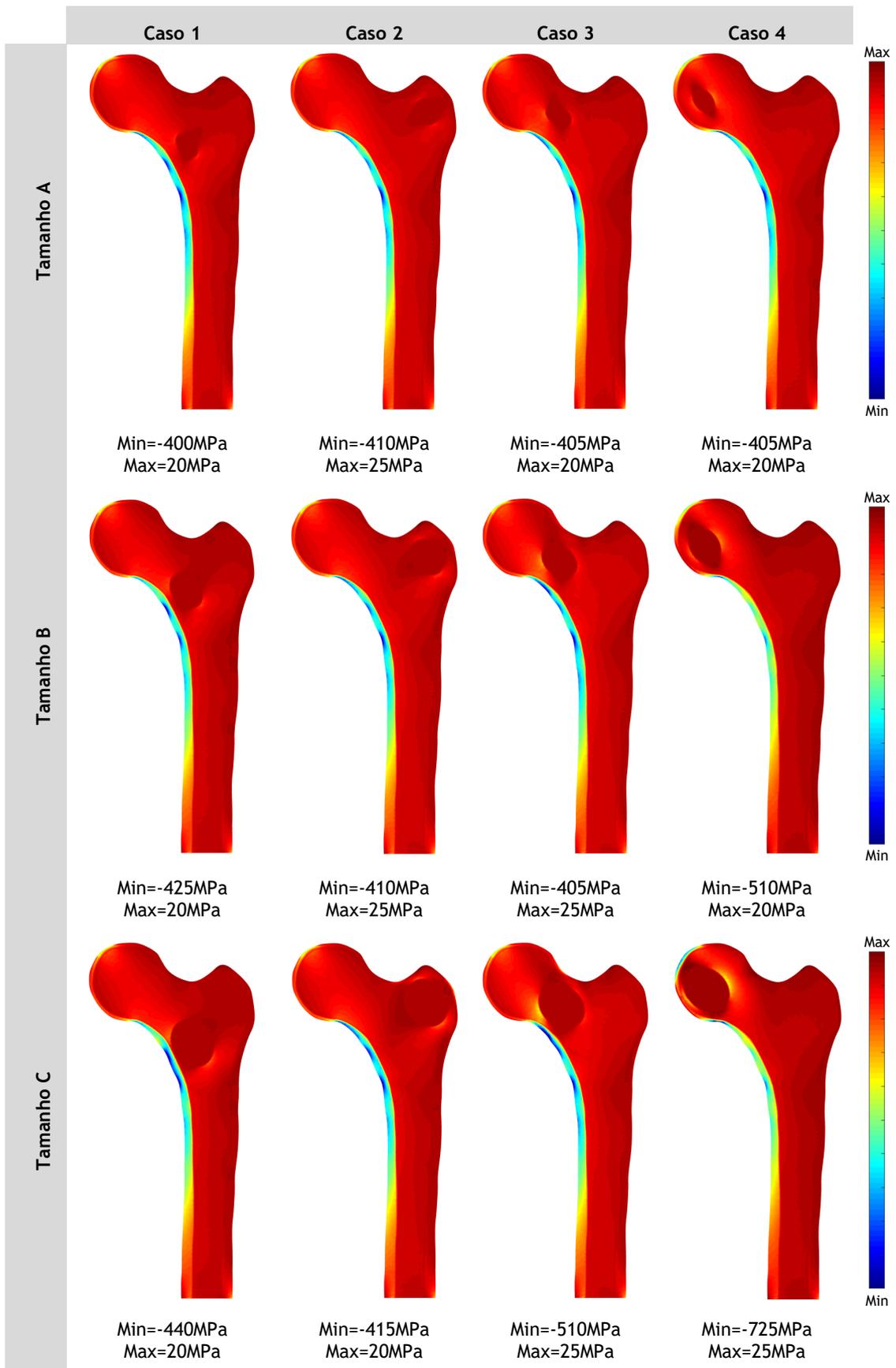


Figura 7.15 - Mapas de cor da tensão principal 2 ( $\sigma_2$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o RPIM.

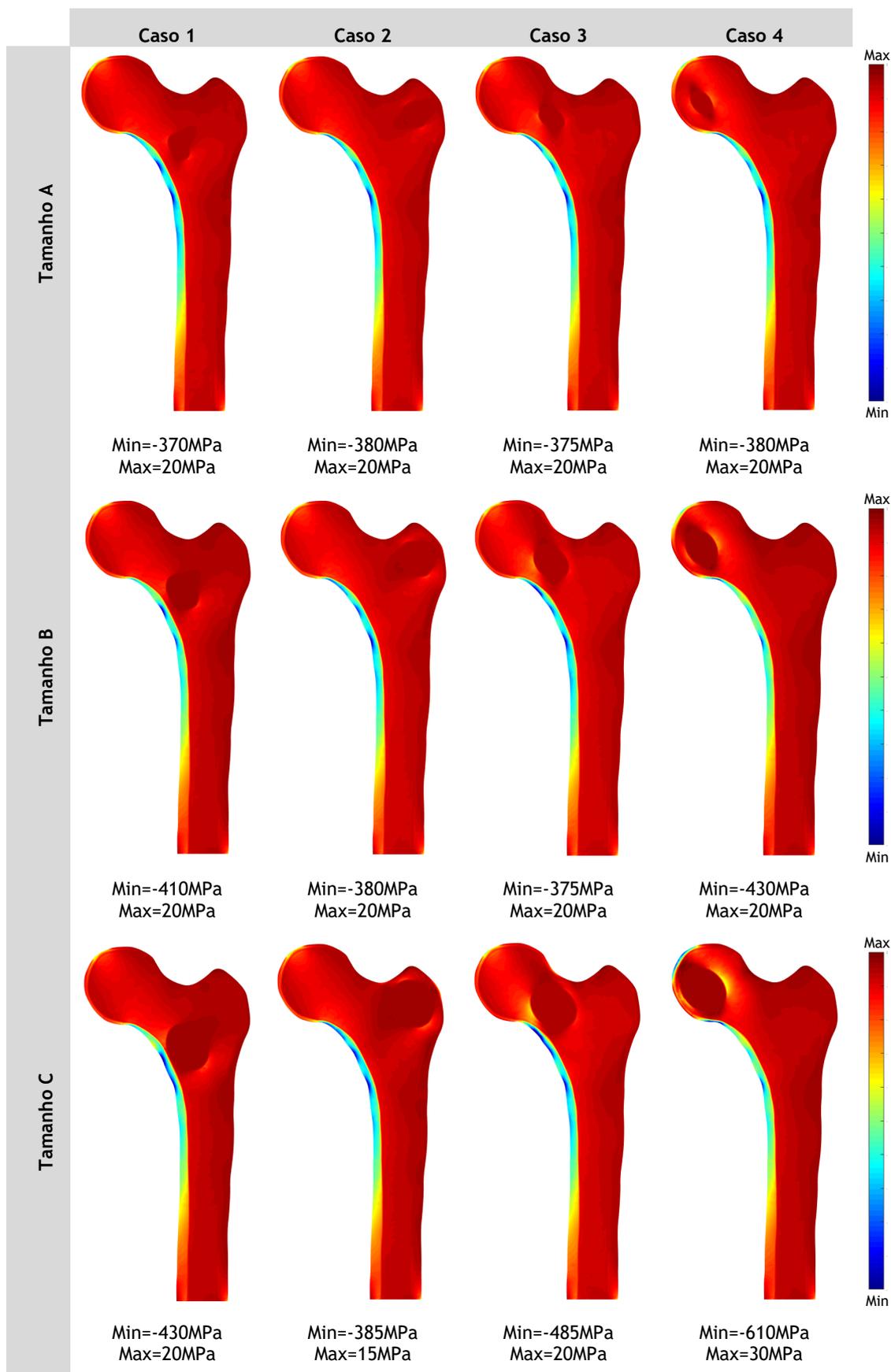


Figura 7.16 - Mapas de cor da tensão principal 2 ( $\sigma_2$ ) dos 12 modelos ósseos, usando o NRRPIM.

Através de uma análise qualitativa, é possível concluir que para cada caso clínico considerado, a tensão efetiva de von Mises aumenta com o aumento do tamanho do sarcoma ósseo, ou seja, verifica-se que a tensão máxima observada em cada modelo é maior para o tamanho C, independentemente do método de discretização numérica utilizado. Contudo, observa-se que as maiores concentrações de tensão estão presentes no osso cortical para ambos os casos clínicos de sarcomas ósseos. Além disso, é possível concluir que dos quatro casos clínicos analisados, os casos de sarcoma mais críticos são os que se encontram localizados perto da cabeça femoral, nomeadamente o caso 3 e o caso 4. No entanto, é no caso clínico 4 para o tamanho C que se verificam as maiores tensões, concluindo-se que este é um dos casos mais críticos e que pode levar inevitavelmente à fratura do pescoço femoral.

Analisando os mapas de dispersão de cor da tensão principal 1 e tensão principal 2, é possível observar quais os tipos de tensões (tração e compressão) que estão presentes nas diferentes zonas do osso femoral em cada caso clínico abordado. Assim, é possível concluir que é no osso cortical presente na superfície do lado direito da diáfise do fémur que se encontram as maiores tensões de tração, bem como no osso cortical presente na região superior do pescoço femoral, perto do grande trocânter. Estas regiões de tração devem-se principalmente à força de tração que é aplicada no grande trocânter, que traduz a força exercida pelos músculos abdutores na fase em que o pé toca no solo, durante o ciclo da marcha humana. Relativamente às tensões de compressão, estas verificam-se no osso cortical presente no lado esquerdo da diáfise femoral e presente na cabeça femoral. Isto deve-se principalmente à força de compressão exercida na cabeça femoral que representa a força exercida pela articulação da anca. Tal como acontece com as tensões de tração (tensões positivas), as tensões de compressão (tensões negativas), aumentam em cada um dos casos com o aumento do tamanho do sarcoma ósseo. O caso clínico 4 com o sarcoma presente na cabeça femoral, é o caso onde se observa as maiores tensões de tração e compressão, como seria de esperar tendo em conta a tensão efetiva de von Mises observada anteriormente. Relativamente ao tecido ósseo que circunda o sarcoma em todos os modelos, verificam-se zonas de tração e compressão, que vão ser detalhadamente estudadas posteriormente.

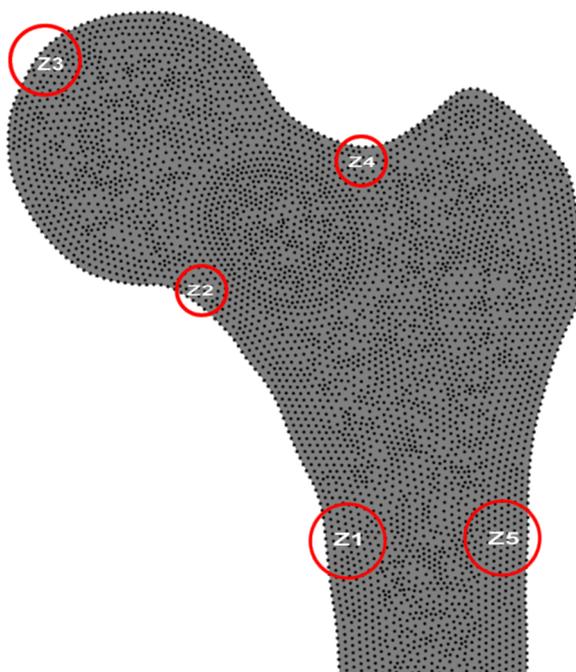
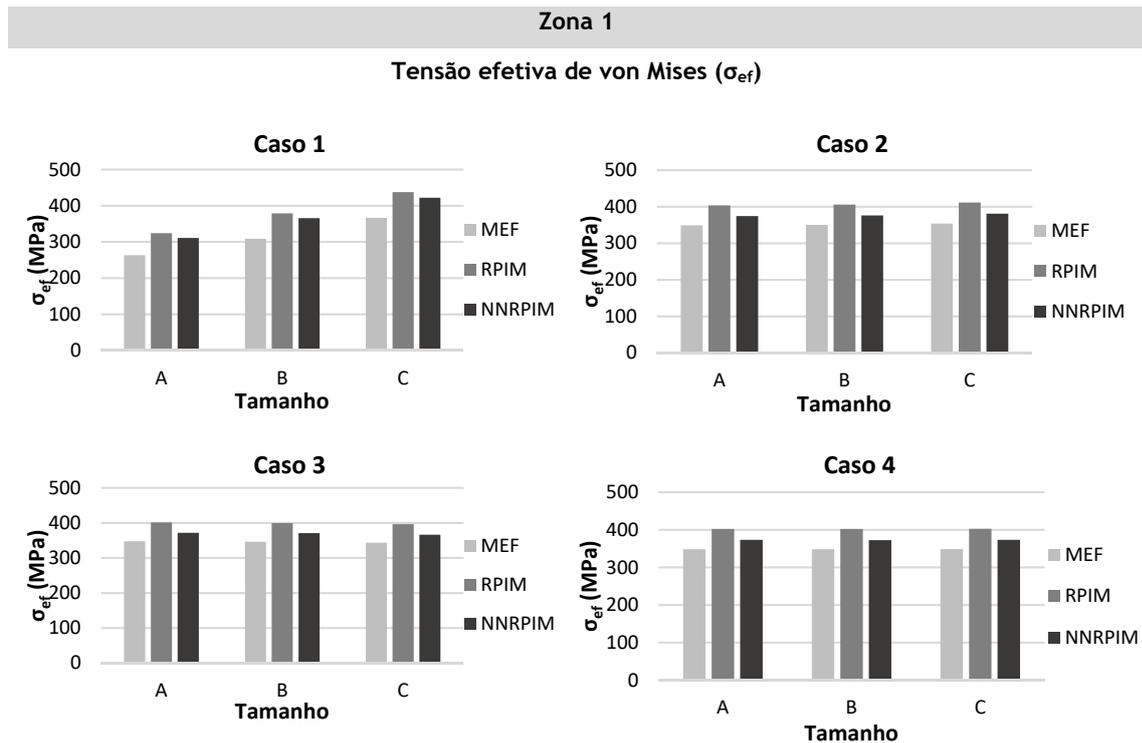


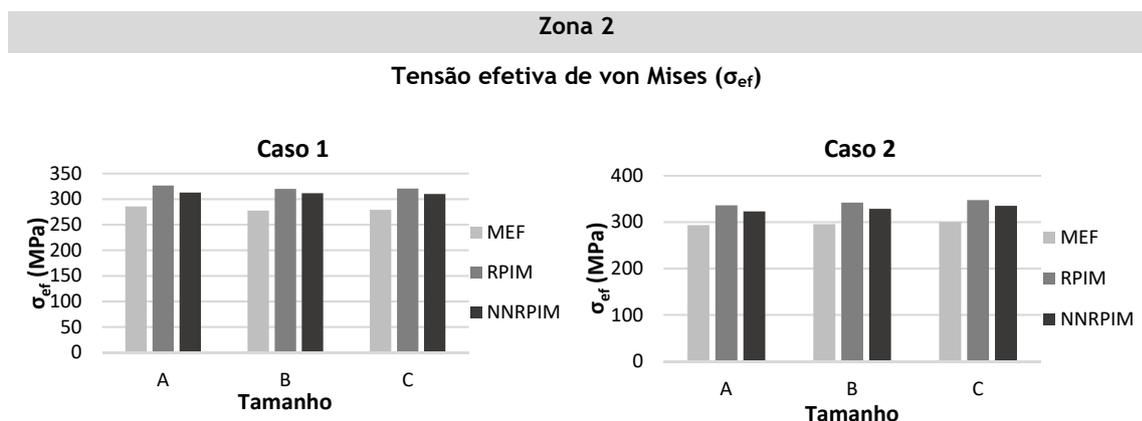
Figura 7.17 - As zonas a vermelho indicam as zonas onde foram selecionados os pontos de interesse.

De seguida após a análise qualitativa, foram selecionadas as cinco zonas de interesse observadas na Figura 7.17. Assim foram selecionados cinco pontos de interesse presentes nestas zonas de modo a perceber qual destas zonas é a mais afetada em cada um dos casos clínicos estudados. Foram analisadas a tensão efetiva de von Mises, a tensão principal 1 e a tensão principal 2 em cada um dos cinco pontos selecionados, usando as diferentes metodologias: o MEF, RPIM e NNRPIM.

Na Figura 7.18, Figura 7.19, Figura 7.20, Figura 7.21 e Figura 7.22 são apresentados graficamente os resultados obtidos da tensão efetiva de von Mises para todos os casos clínicos estudados, para cada uma das cinco zonas de interesse acima mencionadas.



**Figura 7.18** - Representação gráfica da distribuição da tensão de von Mises obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 1.



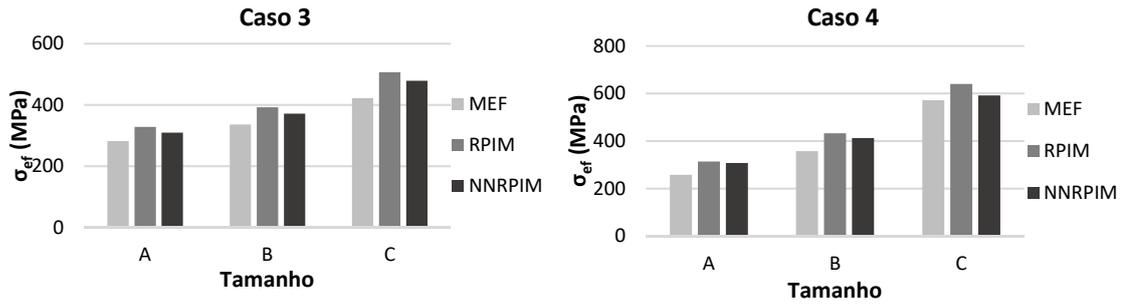


Figura 7.19 - Representação gráfica da distribuição da tensão de von Mises obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 2.

**Zona 3**

**Tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ )**

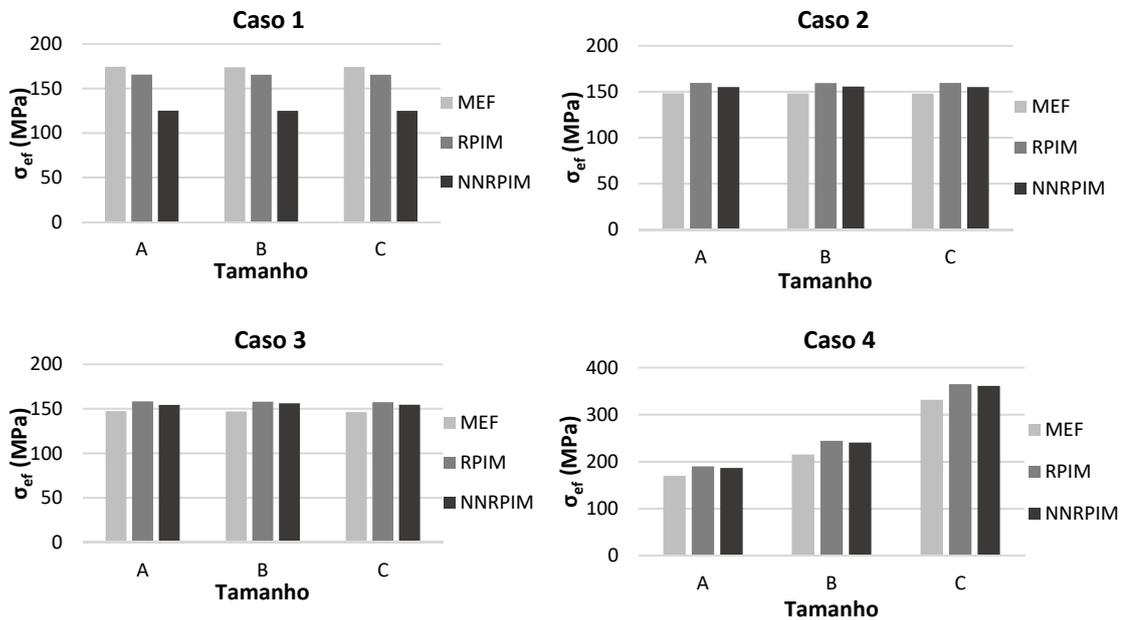
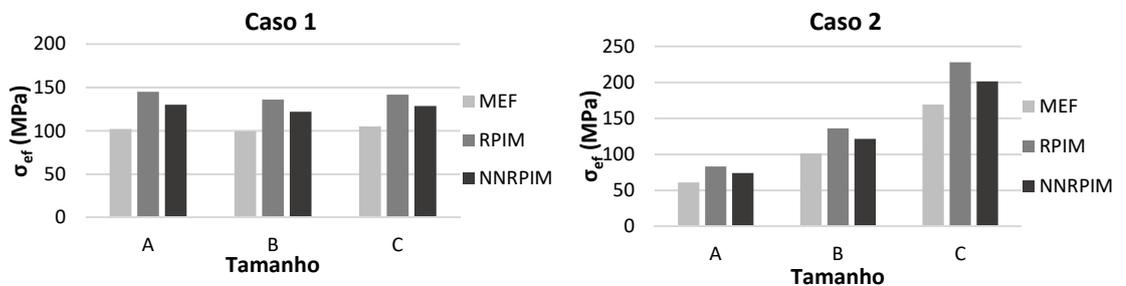


Figura 7.20 - Representação gráfica da distribuição da tensão de von Mises obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 3.

**Zona 4**

**Tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ )**



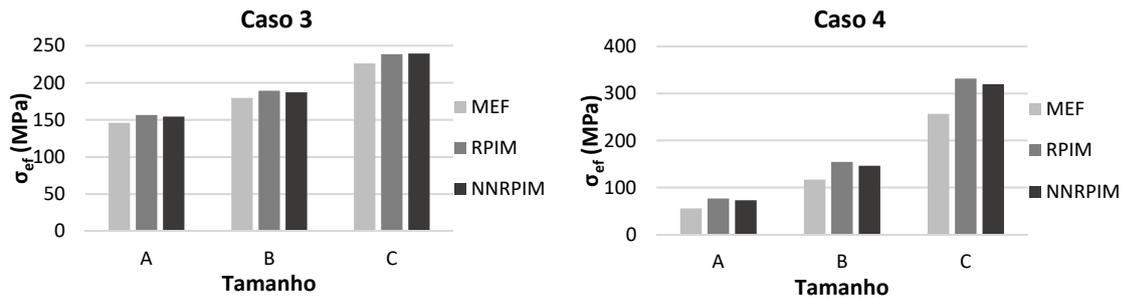


Figura 7.21 - Representação gráfica da distribuição da tensão de von Mises obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 4.

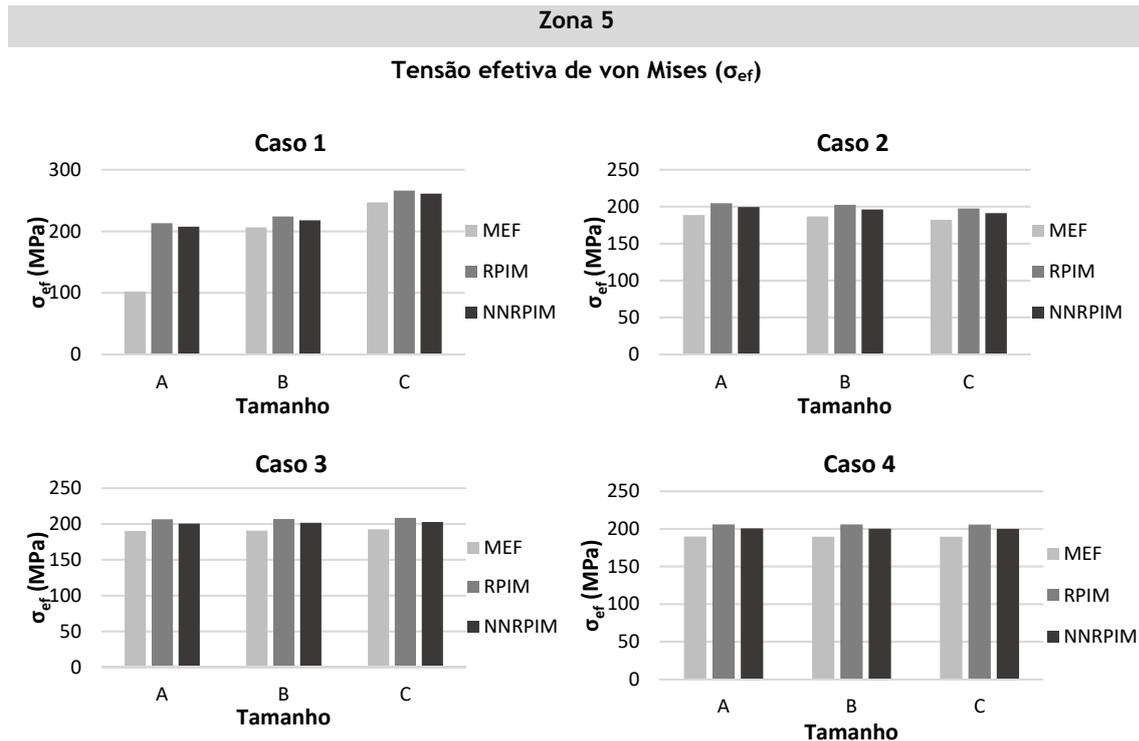
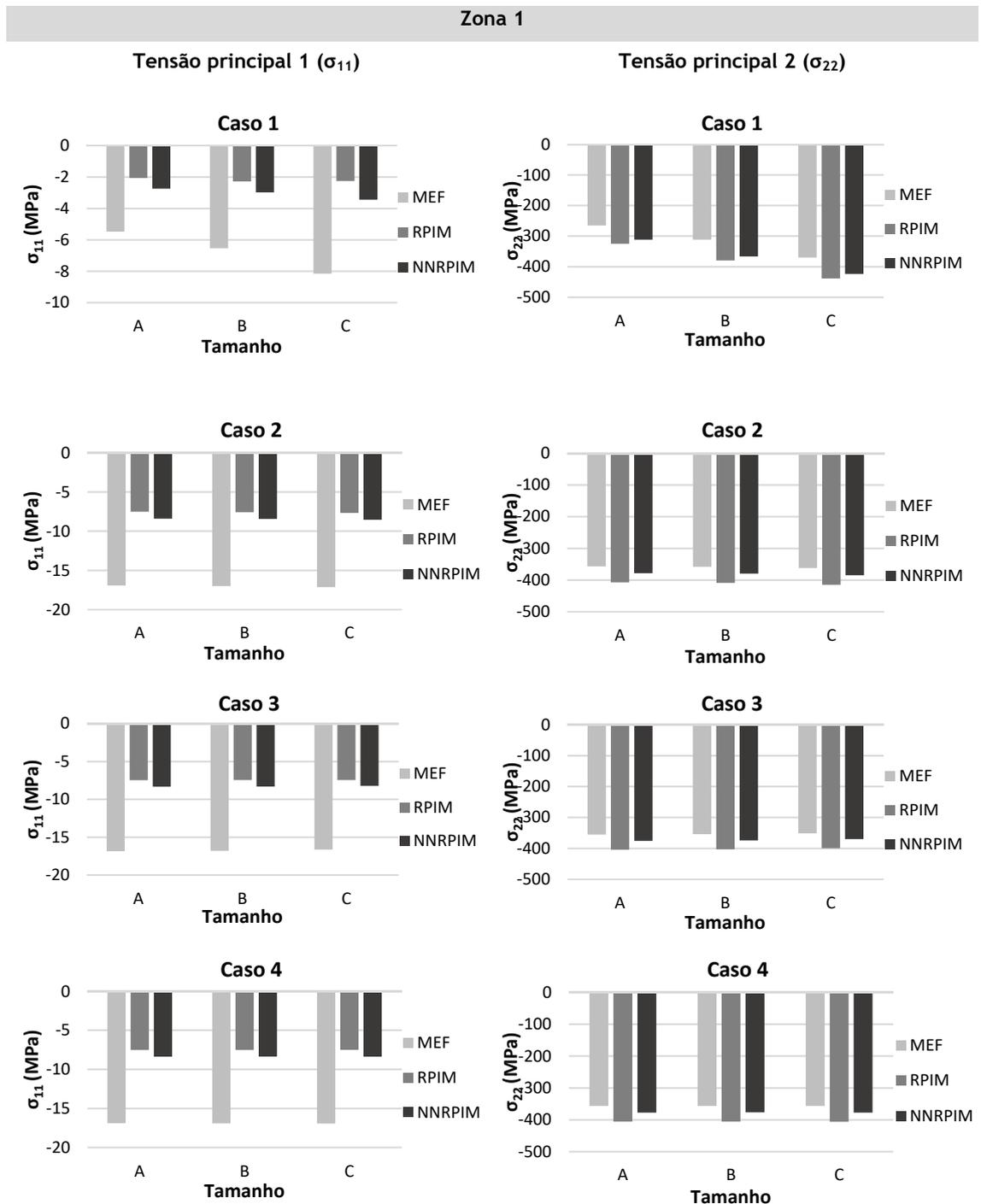


Figura 7.22 - Representação gráfica da distribuição da tensão de von Mises obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 5.

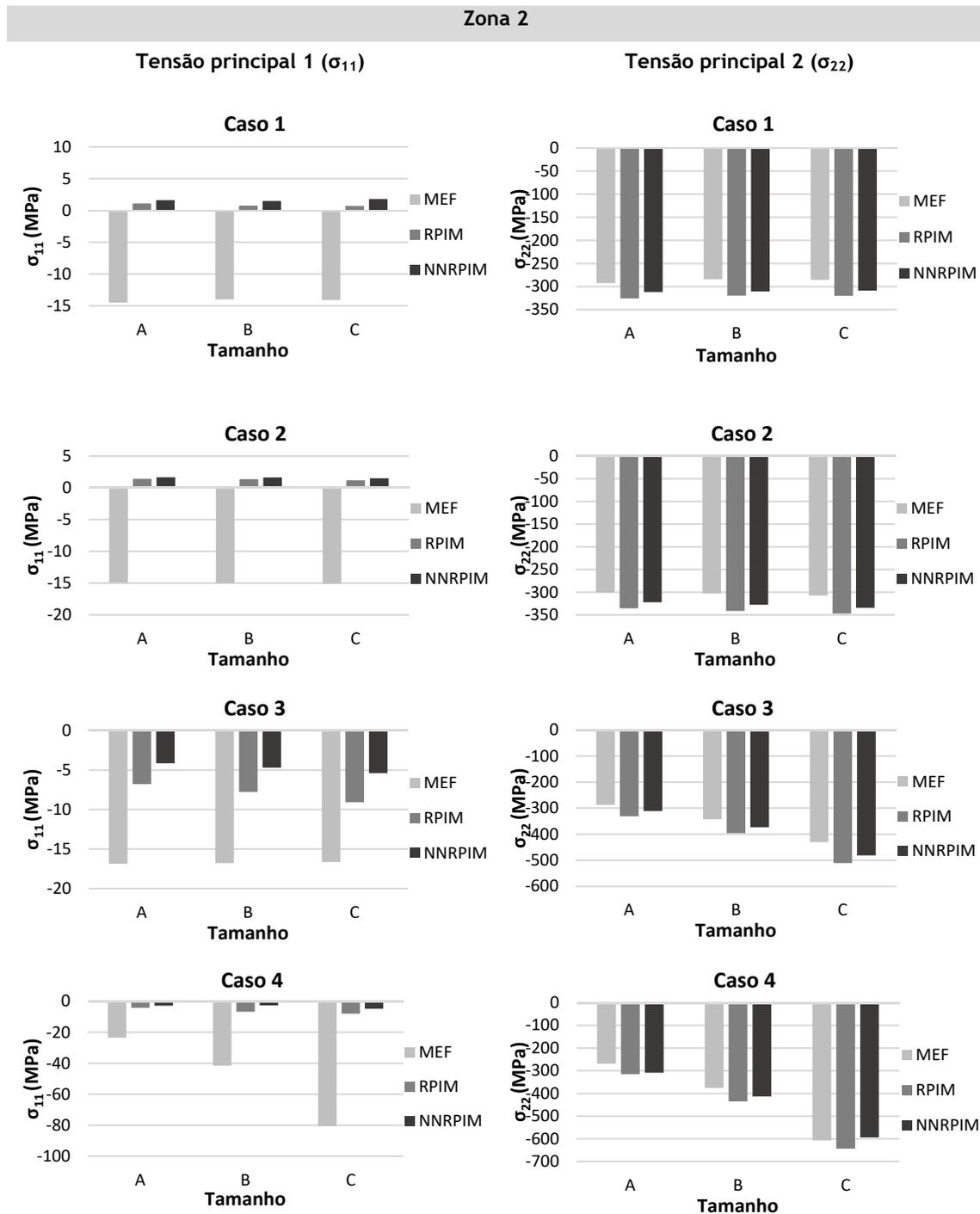
Nas zonas 1 e 5 observa-se que nos quatro casos de sarcomas ósseos o tamanho do sarcoma não influencia significativamente o aumento da tensão observada nestas zonas. Comparando estas duas zonas, as maiores tensões verificam-se na zona 1 e variam entre 400 e 500 MPa nos quatro casos clínicos estudados. Na zona 2 a tensão é maior nos casos clínicos 3 e 4, que apresentam um sarcoma ósseo no pescoço e cabeça femoral, respetivamente. A zona 3 que representa a região da cabeça femoral, apenas é significativamente afetada pelo caso de sarcoma 4, observando-se um aumento considerável da tensão entre o tamanho A (180 MPa) e o tamanho C (350 MPa). Por último, na zona 4 observa-se uma maior tensão no caso de estudo 1, aumentando significativamente a tensão com o crescimento do sarcoma. Todos os outros casos de sarcomas estudados apresentam uma tensão idêntica que não é significativamente afetada com o aumento do tamanho do sarcoma ósseo (nesta zona de interesse). A tensão máxima é observada na zona de interesse 2 para o caso de sarcoma 4, com tamanho C, de aproximadamente 600 MPa.

Na Figura 7.23, Figura 7.24, Figura 7.25, Figura 7.26 e Figura 7.27 são apresentados graficamente os resultados obtidos da tensão principal 1 e tensão principal 2 para cada caso

clínico estudado, nas cinco zonas de interesse selecionadas (Figura 7.17). De uma forma geral, observa-se que as zonas 1, 2 e 3 são regiões de compressão (maiores valores negativos da tensão principal 2), e as zonas 4 e 5 são regiões de tração (maiores valores positivos da tensão principal 1), o que está em concordância com a literatura [122]. Na zona 1, verifica-se em todos os casos que as tensões de compressão (tensão principal 2) não variam significativamente com o tamanho do sarcoma, com exceção do caso de sarcoma 1.



**Figura 7.23** - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 1.



**Figura 7.24** - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 2.

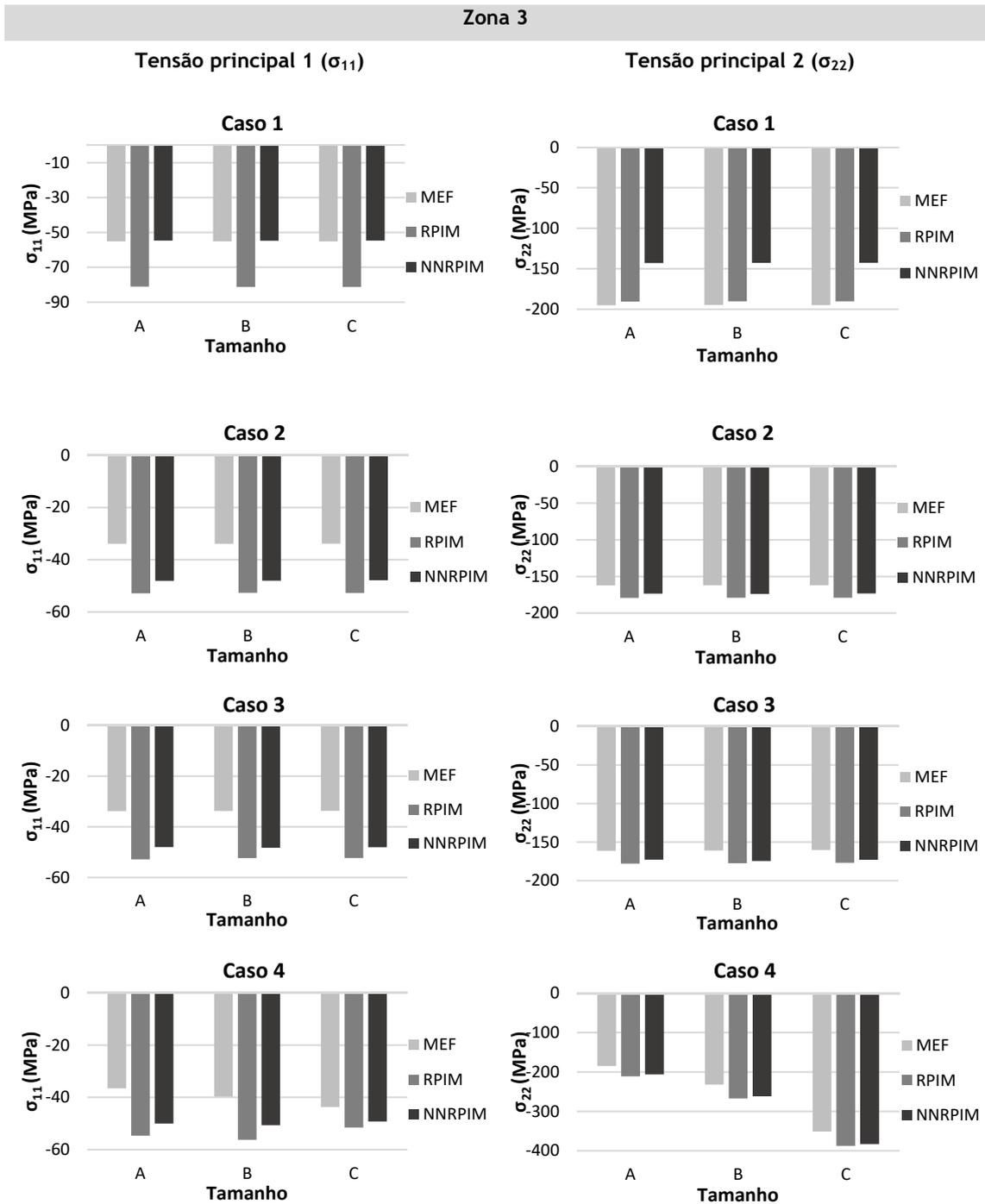


Figura 7.25 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 3.

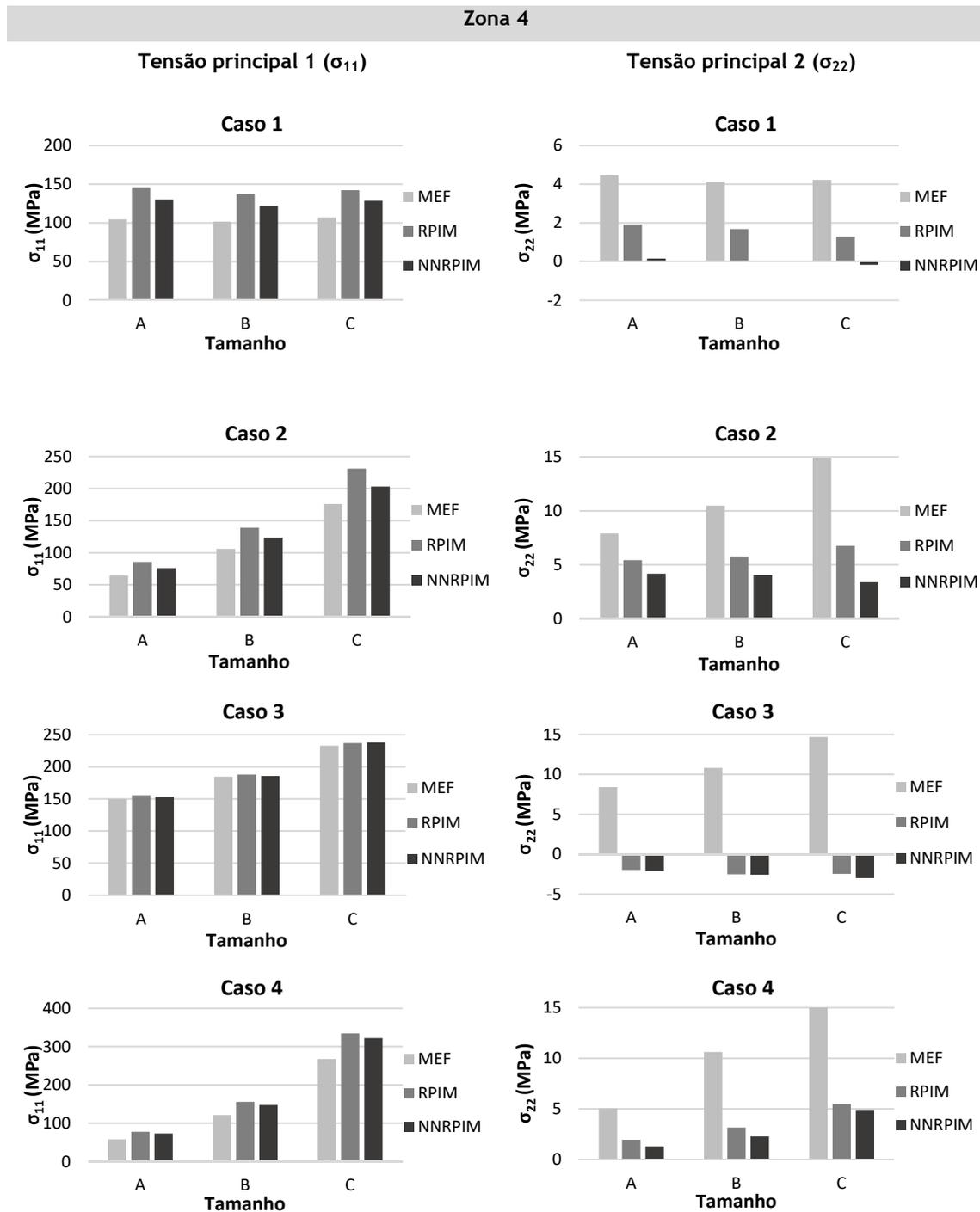
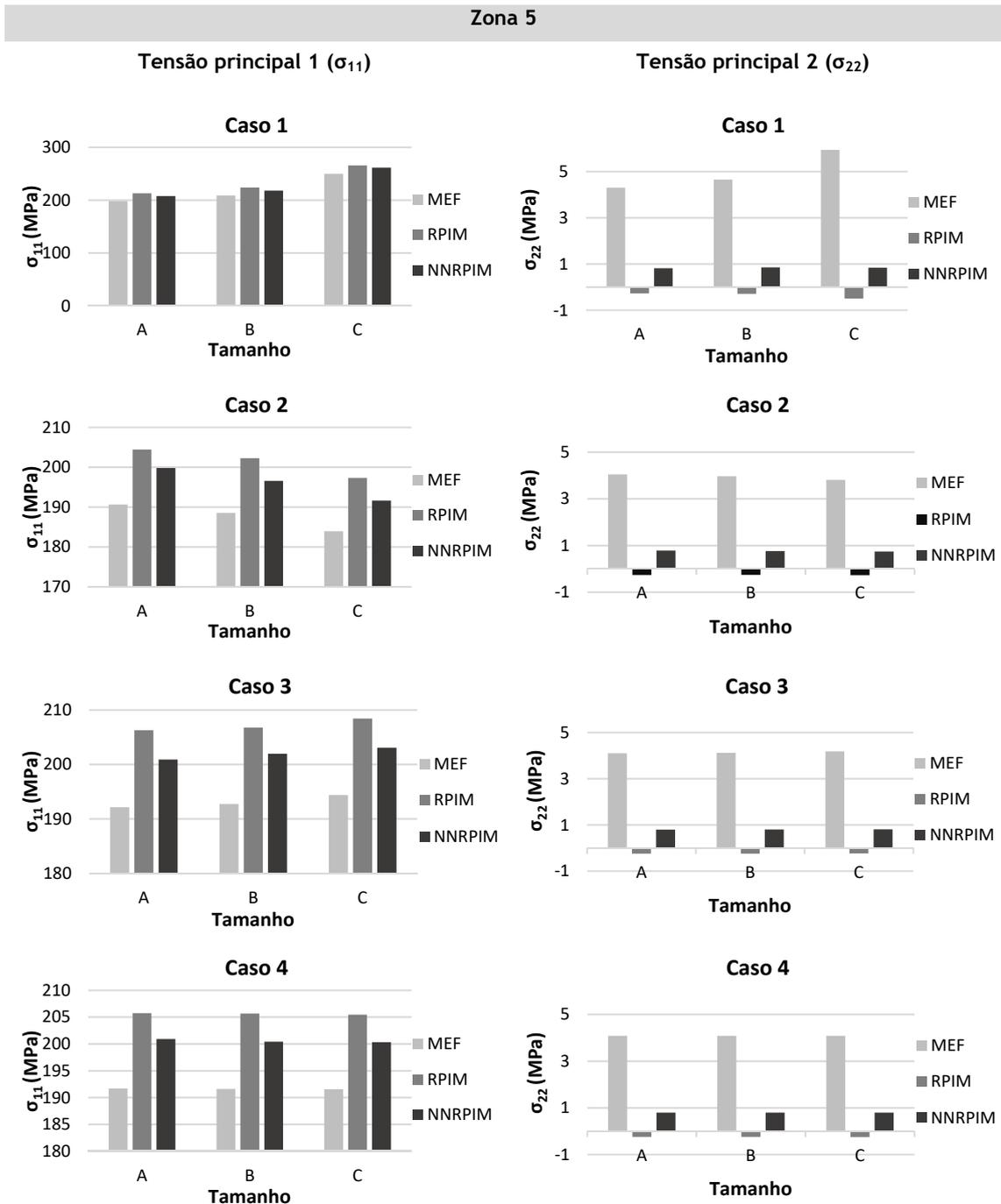


Figura 7.26 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 4.



**Figura 7.27** - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM nos casos de sarcomas ósseos estudados na zona de interesse 5.

Por fim, de modo a perceber a influência do tamanho do sarcoma no tecido ósseo circundante, foram selecionados um conjunto de nós que contornam o sarcoma ósseo. De seguida, o valor da tensão em cada um desses nós selecionados foi obtido e documentado. Como observado anteriormente, o caso de estudo 4 mostrou ser o caso de sarcoma mais crítico e, portanto, será apenas apresentado os resultados obtidos para este caso para os vários tamanhos (Figura 7.28). Assim, é possível observar nos gráficos presentes na Figura 7.29, a variação da tensão principal 1 e tensão principal 2 ao longo do limite do sarcoma ósseo, para os três tamanhos. Os resultados obtidos para os outros três casos de estudos (casos 1, 2 e 3) encontram-se no Anexo 1 (Figura A.1, Figura A.2 e Figura A.3).

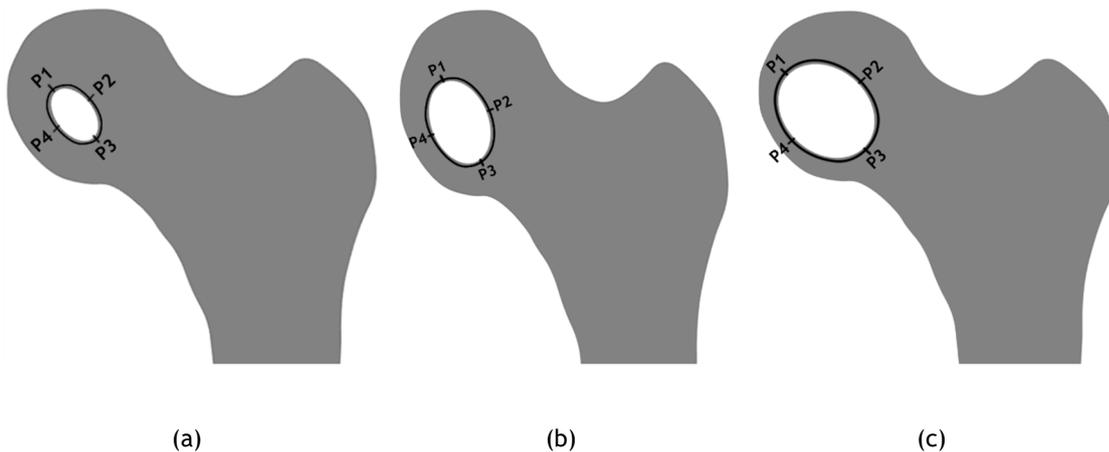


Figura 7.28 - Nós de interesse seleccionados (linha preta) no caso de estudo 4: (a) tamanho A; (b) tamanho B; (c) tamanho C.

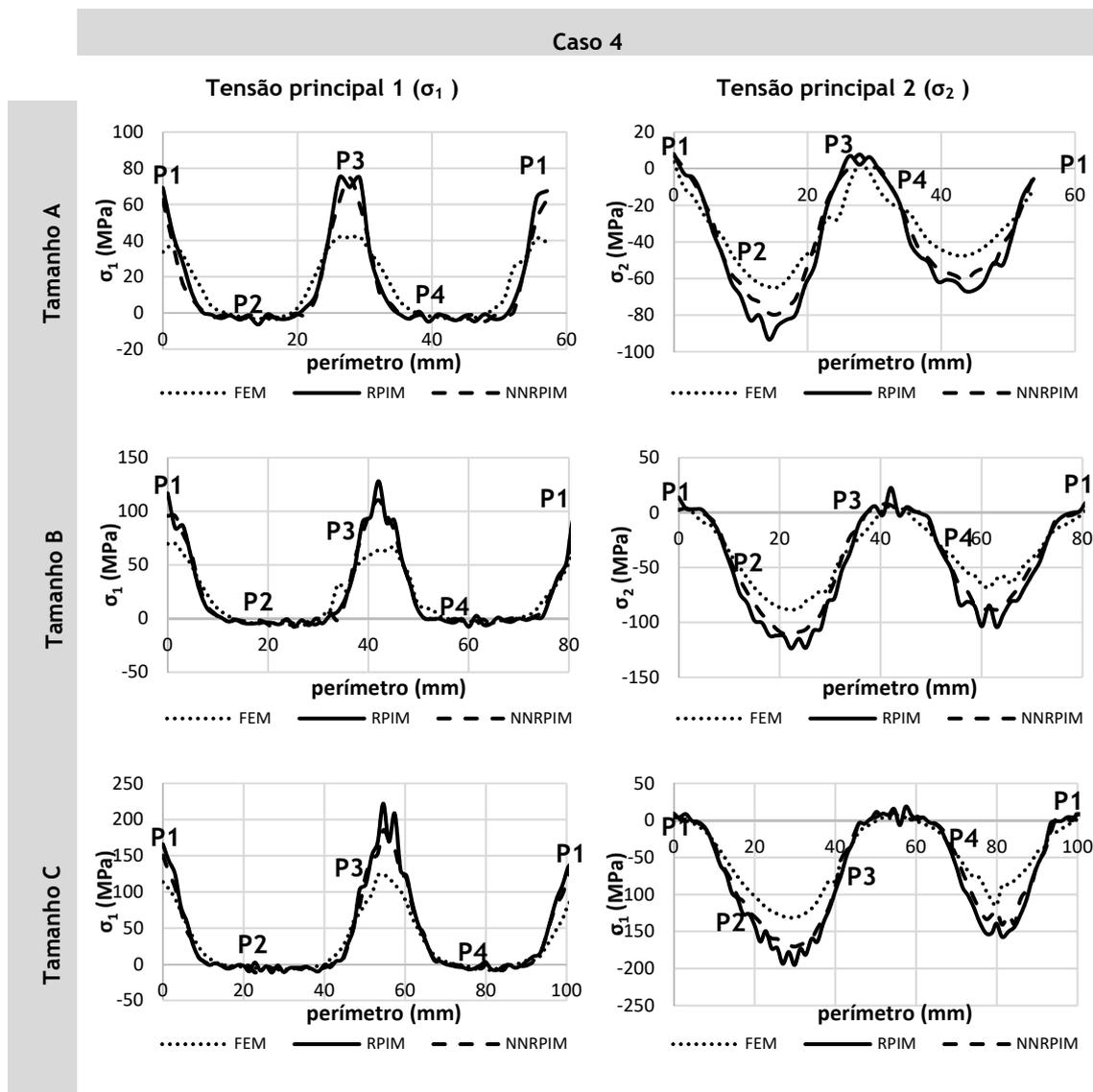


Figura 7.29 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM, ao longo dos nós do perímetro circundante do sarcoma do caso 4.

De um modo geral, é possível observar que em todos os tamanhos de sarcomas, A, B e C, a tensão principal 1 e a tensão principal 2 assumem a mesma distribuição. Assim, de P1 a P2 e de P4 a P1 observa-se uma maior tração, e de P2 a P3 e de P3 a P4 observa-se uma maior compressão. O comportamento observado é principalmente associado ao facto de o sarcoma ter a forma geométrica de uma elipse. Os valores máximos e mínimos da tensão principal 1 e tensão principal 2, respetivamente, aumentam com o crescimento do sarcoma ósseo, estando em concordância com o observado anteriormente. Verifica-se que os resultados obtidos com as diferentes metodologias numéricas assumem a mesma distribuição.

Por fim, através da análise qualitativa e quantitativa conclui-se que a região da cabeça femoral é um dos locais mais preocupantes para a localização de um sarcoma ósseo. Relativamente às diferentes metodologias utilizadas, foi possível concluir que os métodos sem malha (RPIM e NNRPIM), permitem obter mapas de distribuição da tensão mais uniformes, o que está de acordo com a literatura. Além disso, a solução obtida usando os métodos sem malha está de acordo com a obtida usando o método dos elementos finitos, corroborando a literatura que mostra que métodos sem malha fornecem uma alternativa viável e confiável na análise biomecânica [102].

# Capítulo 8

## Análise computacional da remodelação óssea

### 8.1 - Algoritmo da remodelação óssea

#### 8.1.1- Procedimento do algoritmo

O algoritmo de remodelação óssea adotado neste trabalho foi desenvolvido por Belinha e consiste numa adaptação para os métodos sem malha do modelo proposto por Carter [6]. A Figura 8.1 esquematiza o algoritmo que irá ser implementado neste trabalho.

Usando a informação de imagens médicas disponíveis, o domínio do problema é discretizado numa malha nodal não estruturada, sendo posteriormente construída a malha de integração de fundo de acordo com o método numérico escolhido pelo utilizador (RPIM, NNRPIM ou MEF). De seguida, são atribuídas as propriedades iniciais do material nas respetivas áreas de domínio. Nesta fase, as propriedades do material são consideradas isotrópicas. Posteriormente, as funções de forma para cada ponto de integração  $x_I$ , são construídas,  $\varphi(x_I)$ , seguindo o processo explicado anteriormente no Capítulo 4. Também são impostas as condições de fronteira essenciais e naturais.

Apenas a partir deste instante é que o algoritmo inicia. Ao longo do processo iterativo, uma análise é sempre realizada para cada instante  $t_j$ . Para cada etapa iterativa, todos os casos de carga ( $k = 1, 2, \dots, l$ ) são analisados sequencialmente e separadamente. A matriz de rigidez local  $K_I$ , para cada ponto de integração é definida através da matriz de deformação  $B_I$  e da matriz constitutiva do material,  $c_I$ :

$$K_I = \int_{\Omega_I} B_I^T c_I B_I d\Omega_I = \hat{w}_I B_I^T c_I B_I \quad (8.38)$$

onde  $\Omega_I$  é o volume físico ocupado por ponto de integração  $x_I$  e  $\hat{w}_I$  é a representação numérica desse volume  $\Omega_I$ . No final as matrizes de rigidez local,  $K_I$ , são assembladas dando origem a

uma matriz de rigidez global,  $\mathbf{K}$ . De seguida, os limites essenciais correspondentes ao caso de carga  $k$  são impostos na matriz de rigidez,  $\mathbf{K}_j^k$ , e os vetores das forças de cada caso de carga,  $k$ , são considerados,  $\mathbf{f}_j^k$ , permitindo assim a construção do sistema de equações  $\mathbf{K}_j^k \mathbf{u}_j^k = \mathbf{f}_j^k$ , onde  $\mathbf{u}_j^k$  é o campo de deslocamentos desconhecido. Após definir o campo de deslocamentos,  $\mathbf{u}_j^k$ , é possível obter o campo das deformações,  $\boldsymbol{\varepsilon}_j^k$ , e das tensões,  $\boldsymbol{\sigma}_j^k$ , como explicado na secção 5.3 do Capítulo 5. Os campos de tensões e deformações obtidos podem ser usados para calcular o SED (densidade de energia de deformação),  $U_j^k$ , a tensão efetiva de von Mises,  $\bar{\sigma}_j^k$ , e ainda as tensões e direções principais,  $\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{n})_j^k$  e  $\mathbf{n}_j^k$ , para cada ponto de interesse,  $\mathbf{x}_I$ . Por fim, os campos variáveis obtidos para cada caso de carga são ponderados através da seguinte expressão:

$$\{\mathbf{u}_j, \boldsymbol{\varepsilon}_j, \boldsymbol{\sigma}_j, \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{n})_j, \mathbf{n}_j, \bar{\sigma}_j, U_j\} \sum_{k=1}^l \frac{m^{(k)} \{\mathbf{u}_j, \boldsymbol{\varepsilon}_j, \boldsymbol{\sigma}_j, \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{n})_j, \mathbf{n}_j, \bar{\sigma}_j, U_j\}}{\sum_{s=1}^l m^{(s)}} \quad (8.39)$$

Tal como a equação (8.39) apresenta, o campo de variáveis ponderado final da etapa  $j$  é obtido através da sobreposição do número relevante de casos de carga discretos,  $l$ , ponderados de acordo com o número correspondente de ciclos de carga,  $m$ . O número de ciclos de carga corresponde ao número médio de vezes que uma determinada carga ocorre diariamente.

De seguida, o algoritmo seleciona os pontos de integração com valores de SED, pertencentes ao intervalo expresso na equação (8.40), sendo estes submetidos ao processo de remodelação da densidade, ao contrário de todos os outros pontos de interesse que mantêm a densidade anterior.

$$U(\mathbf{x}_I) \in [U_{min}, U_{min} + \alpha \cdot \Delta U \cup U_{max} - \beta \cdot \Delta U, U_{max}], \quad \forall U(\mathbf{x}_I) \in \mathbb{R} \quad (8.40)$$

Onde  $U_{min} = \min(U)$ ,  $U_{max} = \max(U)$  e  $\Delta U = U_{max} - U_{min}$ , e  $\alpha$  e  $\beta$  definem as taxas de crescimento e decaimento da densidade aparente.

Tendo em conta o campo das tensões efetivo ponderado, obtido através da equação (8.39), cada um dos pontos de interesse selecionados irão atualizar a densidade óssea aparente usando a lei material escolhida, que neste caso é a lei fenomenológica proposta por Belinha [6].

A densidade aparente média do modelo,  $\rho_{app}^{med}$ , pode então ser determinada,

$$\rho_{app}^{med} = \frac{1}{Q} \sum_{I=1}^Q \rho_{app}(\mathbf{x}_I) \quad (8.41)$$

onde  $Q$  é número total de pontos de integração e  $\rho_{app}(\mathbf{x}_I)$  a densidade aparente no ponto de integração  $\mathbf{x}_I$ .

De seguida, o processo progride para o próximo passo iterativo. Assim, na próxima iteração, para cada ponto de interesse com uma nova densidade aparente, as propriedades do material são também atualizadas seguindo novamente a lei material de Belinha, através das equações (2.7) e (2.8).

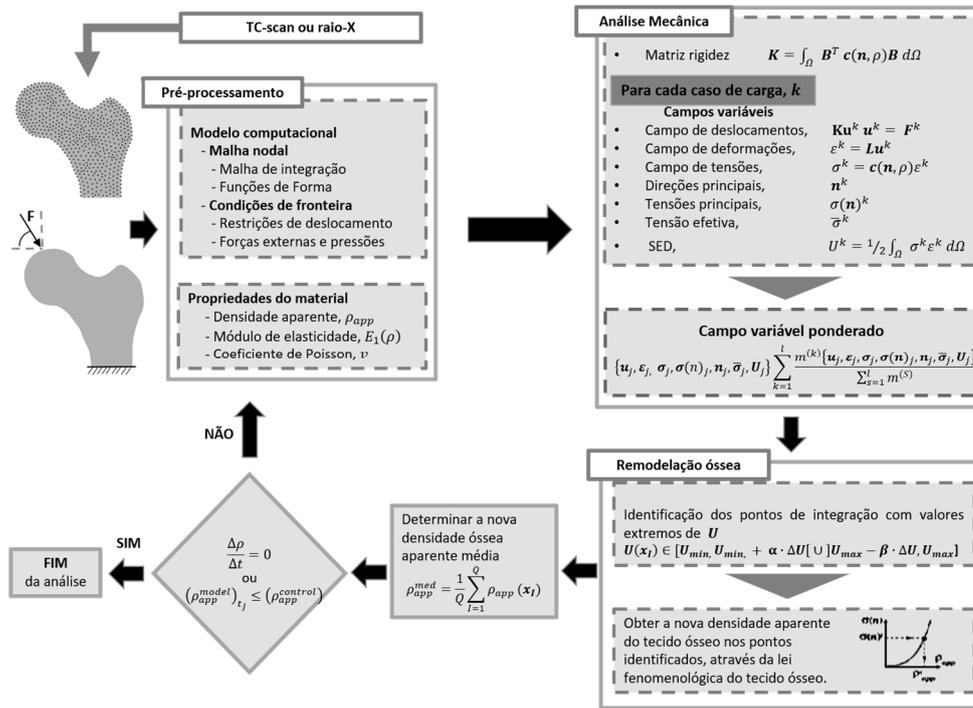


Figura 8.1 - Algoritmo da remodelação óssea [116].

A matriz constitutiva do material, que é estabelecida para cada ponto de interesse, é transformada (utilizando uma matriz de rotação), considerando as direções principais obtidas no passo de iteração anterior. Este procedimento permite alinhar iterativamente as propriedades do material com a trajetória de carga atualizada.

O processo termina se a densidade aparente do modelo,  $\rho_{app}^{model}$ , atinge um valor determinado pelo utilizador com base na observação clínica,  $\rho_{app}^{control}$  ou se duas etapas de iteração consecutivas apresentarem a mesma densidade aparente, ou seja,  $\Delta\rho/\Delta t = 0$ .

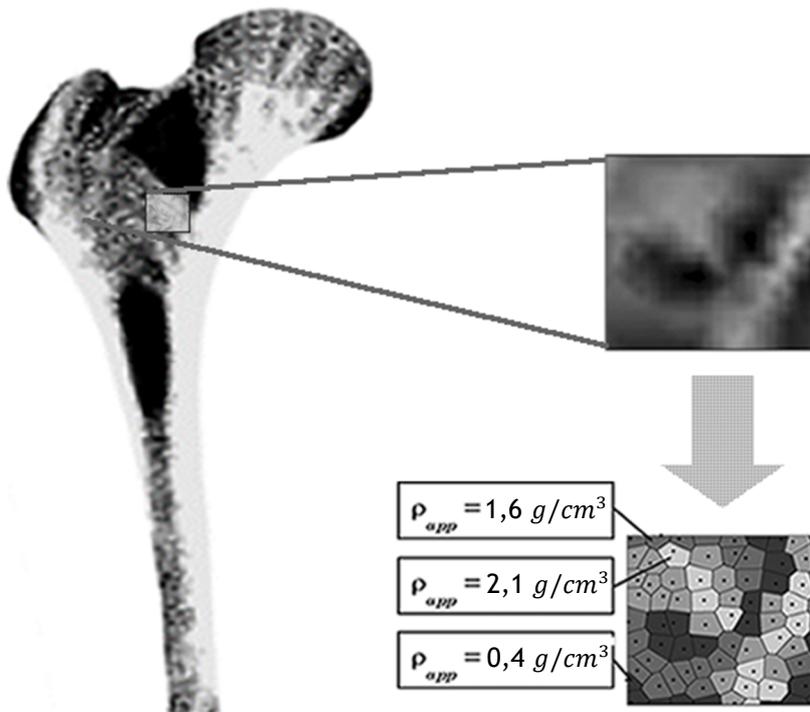


Figura 8.2 - Isomapa representativo da arquitetura trabecular observada no femur.

A evolução da arquitetura trabecular é representada através dos isomapas de tons de cinza em que, o branco representa a densidade aparente máxima,  $\rho_{app} = 2,1 \text{ g/cm}^3$ , e o preto representa a densidade aparente mínima,  $\rho_{app} = 0,1 \text{ g/cm}^3$ . Todos os outros tons de cinza representam densidades aparentes de transição. Na Figura 8.2 é apresentado um destes isomapas, como exemplo. Para a construção destes mapas, a malha nodal inicial que discretiza o domínio do problema e a respetiva malha de integração são utilizadas. O nível de definição destes isomapas pode ser melhorado, usando malhas mais densas. No entanto, como o custo computacional aumenta com o nível de discretização, e visto que, o algoritmo utilizado não está otimizado para performances mais rápidas, este trabalho apenas utiliza malhas nodais pouco densas.

### 8.1.2- Estudos numéricos da remodelação óssea

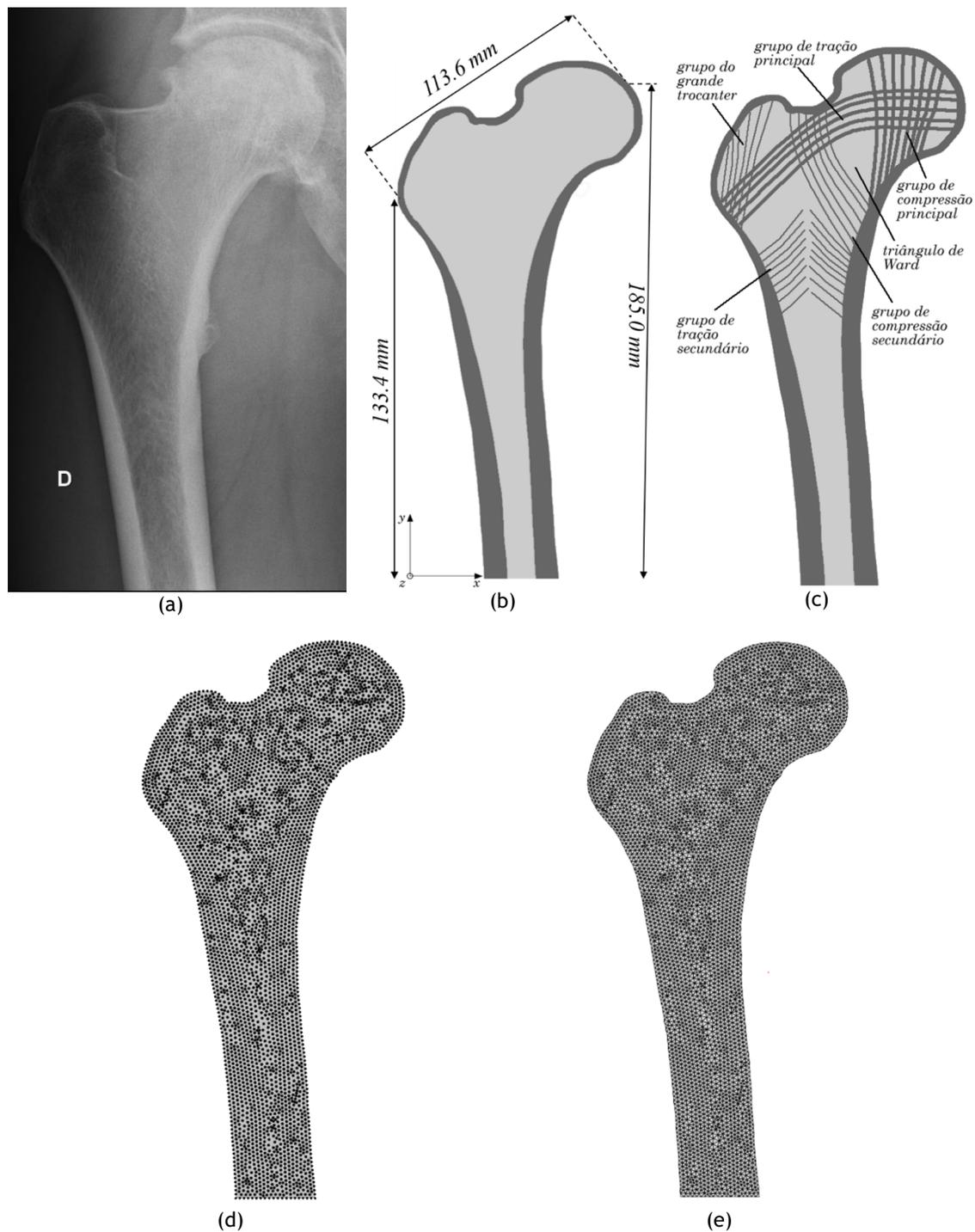
Nesta secção irá ser avaliado o processo de remodelação do tecido ósseo femoral antes e após a inserção de um implante. Assim, o estudo numérico tem como principal objetivo replicar as condições clínicas observadas nas várias radiografias fornecidas, e assim replicar as condições clínicas do paciente, antes e após uma artroplastia total da anca. A análise da remodelação óssea foi realizada através da aplicação do algoritmo descrito anteriormente, incluído no software FEMAS, detalhadamente explicado na secção 7.1. A arquitetura trabecular foi obtida através da combinação do algoritmo de remodelação óssea com os três métodos de discretização numérica: o MEF, o RPIM e o NNRPIM.

#### 8.1.2.1- Análise do osso femoral

O fémur é um dos ossos mais bem estudados na biomecânica, apresentando uma estrutura trabecular bem definida e orientada [2], [34] e [151]. Assim, o objetivo do presente estudo é replicar numericamente a arquitetura trabecular real.

Através da radiografia, apresentada na Figura 8.3 (a), foi possível obter a geometria natural do fémur do paciente em estudo, possibilitando a construção do modelo geométrico observado na Figura 8.3 (b). Na Figura 8.3 (c) são esquematicamente representados os principais grupos trabeculares de compressão e tração. O modelo ósseo femoral apresenta uma camada de tecido ósseo cortical natural com uma espessura máxima de 1mm.

Após construído o modelo geométrico, o domínio do problema foi discretizado numa malha de elementos triangulares irregular com 4473 nós e 8591 elementos, como observado na Figura 8.3 (d) e (e).

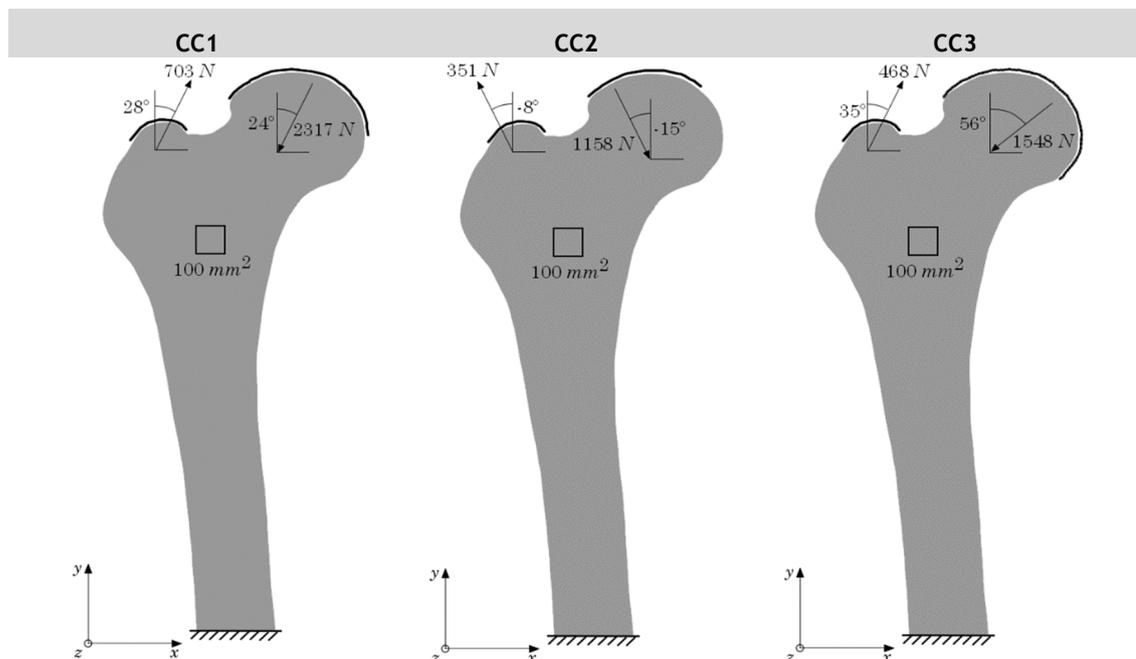


**Figura 8.3** - (a) Radiografia anteroposterior do fêmur do lado direito do paciente. (b) Representação do modelo geométrico. (c) Representação esquemática dos principais grupos trabeculares. Discretização do domínio do problema: (d) malha nodal; (e) malha de elementos.

O fêmur está diariamente sujeito a diversas cargas. Neste estudo, o histórico de cargas do fêmur é aproximado através dos três casos de carga propostos por Beaupré et al. [151]. Cada um destes casos consiste numa carga distribuída parabolicamente na cabeça femoral e outra distribuída parabolicamente no grande trocânter, representando a fixação dos músculos abdutores. Foi ainda imposta uma condição de fronteira essencial, em que todos os graus de liberdade foram restringidos na base do modelo, impedindo a sua movimentação. As condições de fronteira naturais e essenciais mencionadas estão representadas

esquemáticamente na Figura 8.4, sendo possível observar a magnitude de cada carga aplicada e a direção correspondente, para os três casos de carga considerados: o primeiro caso de carga (CC1), o segundo caso de carga (CC2) e o terceiro caso de carga (CC3). Cada um destes casos de carga descreve um determinado carregamento observado durante o ciclo normal da marcha humana. Assim, o CC1 representa uma fase intermediária do ciclo da marcha, enquanto o segundo e terceiro casos representam o movimento de abdução e adução, respetivamente. Com isto, ao aplicar os três casos de carga simultaneamente, foram definidos 6000 ciclos por dia para o CC1 e apenas 2000 ciclos por dia para o CC2 e CC3. O número de ciclos de cada carga representa o número médio de vezes que essa carga é aplicada diariamente.

Relativamente às propriedades dos materiais, o modelo ósseo foi definido como isotrópico com uma distribuição da densidade aparente uniforme,  $\rho_{app}^{max} = 2,1 \text{ g/cm}^3$ , e um coeficiente de Poisson,  $\nu = 0.3$ . As propriedades mecânicas do tecido ósseo dependem da densidade aparente atual e são obtidas usando a lei fenomenológica de Belinha, descrita na secção 2.5.2 do Capítulo 2. A arquitetura trabecular final é apresentada através de isomapas de tons de cinza, assumindo-se  $\rho_{app} = 1,2 \text{ g/cm}^3$  como valor de densidade média de controlo do algoritmo de remodelação. A literatura sugere que os ossos longos humanos apresentam uma densidade aparente entre 0,9 e  $1,2 \text{ g/cm}^3$  [224].

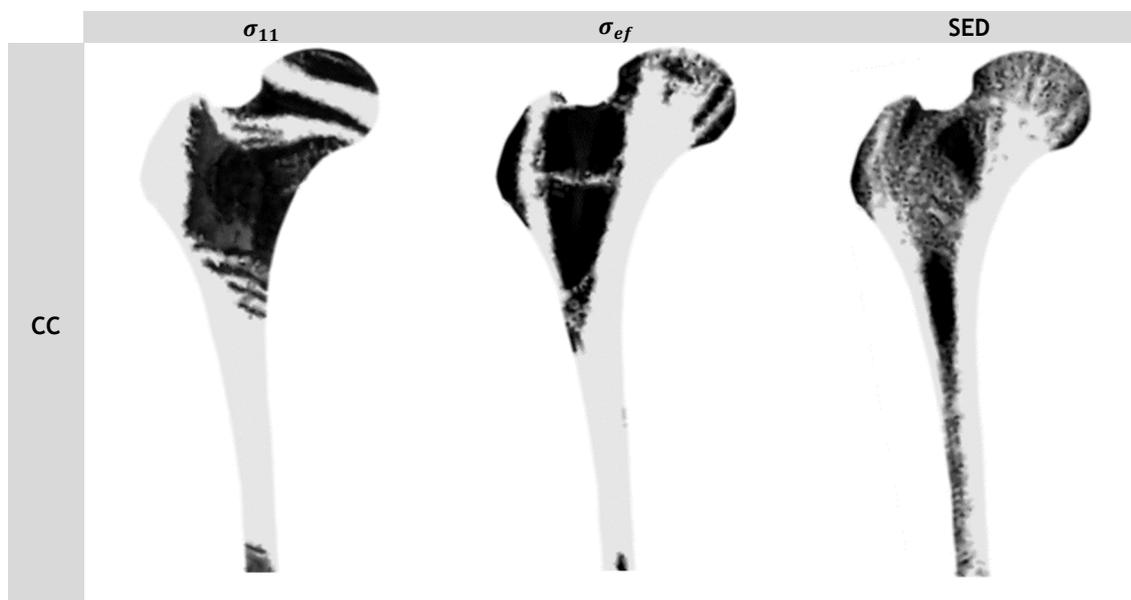


**Figura 8.4** - Representação esquemática das cargas e restrições de cada caso de carga: o primeiro caso de carga (CC1), o segundo caso de carga (CC2) e o terceiro caso de carga (CC3).

Nas várias análises apresentadas posteriormente, cada um dos casos de carga foi independentemente analisado, de modo a perceber a influência de cada um destes casos na estrutura trabecular. De seguida, os três casos de carga foram então aplicados simultaneamente com o objetivo de se obter uma solução mais próxima da radiografia do fémur do paciente em estudo, apresentada na Figura 8.3 (a).

Inicialmente, foram testados três diferentes critérios de remodelação óssea, de modo a estudar a importância deste parâmetro na arquitetura trabecular resultante. Como primeira hipótese considerou-se a tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ) como a variável mecânica que coordena o processo de remodelação. Assim, assumiu-se que a estrutura trabecular é orientada de acordo

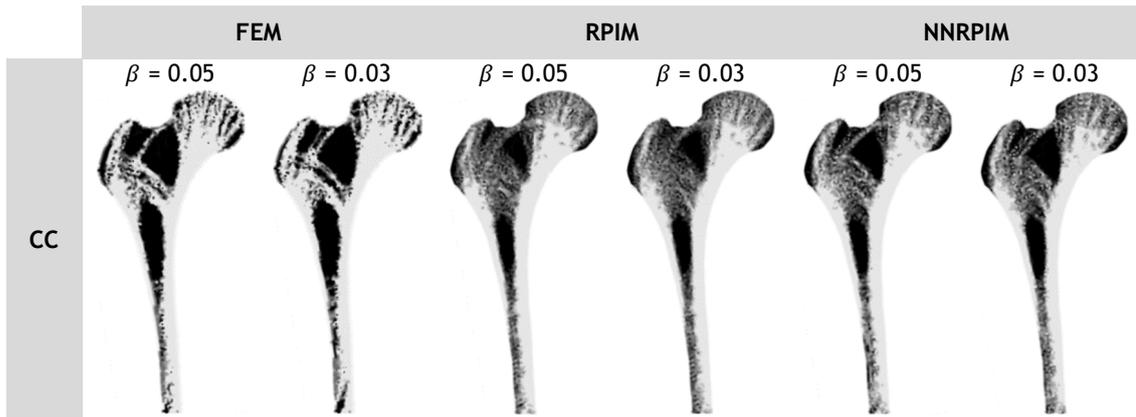
com as tensões principais. De seguida, foi testada uma segunda hipótese, que considera a tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ) como variável mecânica que determina o processo de remodelação óssea. Por último, foi testada como variável mecânica que coordena a remodelação a densidade de energia de deformação (SED). As distribuições da densidade para cada uma das três hipóteses testadas foram obtidas combinando o algoritmo de remodelação óssea com o método sem malha, RPIM. Na Figura 8.5 podem ser observados e comparados os resultados obtidos, para a combinação dos três casos de carga (CC). No Anexo 2, encontra-se na Figura A.5 os restantes isomapas obtidos para os casos de carga analisados separadamente (CC1, CC2 e CC3). Os resultados obtidos usando a  $\sigma_{11}$  como critério de remodelação foram bastante diferentes quando comparados com os das outras duas hipóteses testadas. Além disso, é possível observar que a arquitetura trabecular obtida usando como variável mecânica a  $\sigma_{ef}$  e o SED foi bastante análoga. Contudo, a terceira hipótese testada, isto é, usando como critério de remodelação o SED foi a que produziu resultados mais semelhantes com a realidade, o que está em concordância com a literatura [92].



**Figura 8.5** - Arquitetura trabecular final ( $\rho_{app} = 1,2 \text{ g/cm}^3$ ) obtida para a combinação dos três casos de carga (CC), usando como critério de remodelação: o  $\sigma_{11}$ , o  $\sigma_{ef}$  e o SED, e como método numérico o RPIM.

Após o estudo de validação do critério de remodelação óssea a ser usado, foram analisados e comparados os resultados obtidos, considerando dois parâmetros distintos,  $\beta = \{0.05, 0.03\}$ , enquanto o parâmetro  $\alpha$  foi assumido como  $\alpha = 0$ . Os parâmetros  $\alpha$  e  $\beta$  representam as taxas de crescimento e decaimento da densidade aparente do tecido ósseo, respetivamente. As distribuições da densidade para os dois parâmetros  $\beta$  foram obtidas combinando o algoritmo de remodelação óssea com as três abordagens numéricas, MEF, RPIM e NNRPIM.

Na Figura 8.6, são apresentados os resultados obtidos da distribuição da densidade para a combinação dos casos de carga. No Anexo 2, encontra-se na Figura A.6, Figura A.7, Figura A.8 e Figura A.9 os restantes isomapas da distribuição da densidade, da tensão efetiva de von Mises e das tensões principais 1 e 2, obtidos para os casos de carga analisados separadamente (CC1, CC2 e CC3). Os resultados permitem concluir que a diferença entre estes dois parâmetros não é significativa, no entanto, verifica-se que quanto menor o valor de  $\beta$ , mais tempo o osso tem para se adaptar às cargas a que está a ser submetido, permitindo assim obter uma solução mais



**Figura 8.6-** Arquitetura trabecular final ( $\rho_{app} = 1,2 \text{ g/cm}^3$ ) obtida para a combinação dos três casos de carga (CC), para os diferentes métodos numéricos, considerando  $\beta = \{0.05, 0.03\}$ .

precisa. Contudo, seria interessante testar valores de  $\beta$  inferiores a 0.03, mas o custo computacional iria aumentar significativamente. Ao comparar as soluções obtidas com os três métodos numéricos, os métodos sem malha, RPIM e NNRPIM, mostraram-se capazes de originar soluções semelhantes às obtidas usando o MEF.

De seguida, são então apresentados e comparados os resultados obtidos considerando os parâmetros de remodelação óssea  $\alpha = 0$  e  $\beta = 0.03$ , para ambos os métodos numéricos, MEF, RPIM e NNRPIM.

Na Figura A.10, Figura A.11 e Figura A.12 presentes no Anexo 2, é apresentado os isomapas representativos da arquitetura trabecular final, os mapas de dispersão de cor da tensão efetiva de von Mises e das tensões principais ( $\sigma_{11}$  e  $\sigma_{22}$ ), para cada um dos casos de carga independentemente analisados. Observando os resultados obtidos, verifica-se em todos os métodos numéricos a formação das estruturas trabeculares representadas na Figura 8.3 (c). Por fim, observa-se que as trabéculas no grande trocânter bem como na cabeça femoral formadas em ambos os casos de carga, apresentam a mesma direção das cargas aplicadas.

Contudo, de forma a obter resultados mais próximos com a radiografia, foram então aplicados os três casos de carga simultaneamente. Os resultados obtidos da combinação dos casos carga são apresentados na Figura 8.7. Para todas as abordagens numéricas, os resultados demonstram a formação de todas as estruturas trabeculares internas, destacando-se a presença de ambos os grupos trabeculares principais, permitindo a identificação do triângulo de Ward e do grupo do grande trocânter. No entanto, as estruturas trabeculares secundárias estão apenas presentes nas soluções obtidas usando os métodos sem malha, RPIM e NNRPIM. Nos mapas da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ) é possível observar o efeito da carga de tração aplicada no grande trocânter, enquanto que nos mapas da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ) observa-se o efeito da carga de compressão aplicada na cabeça do fémur.

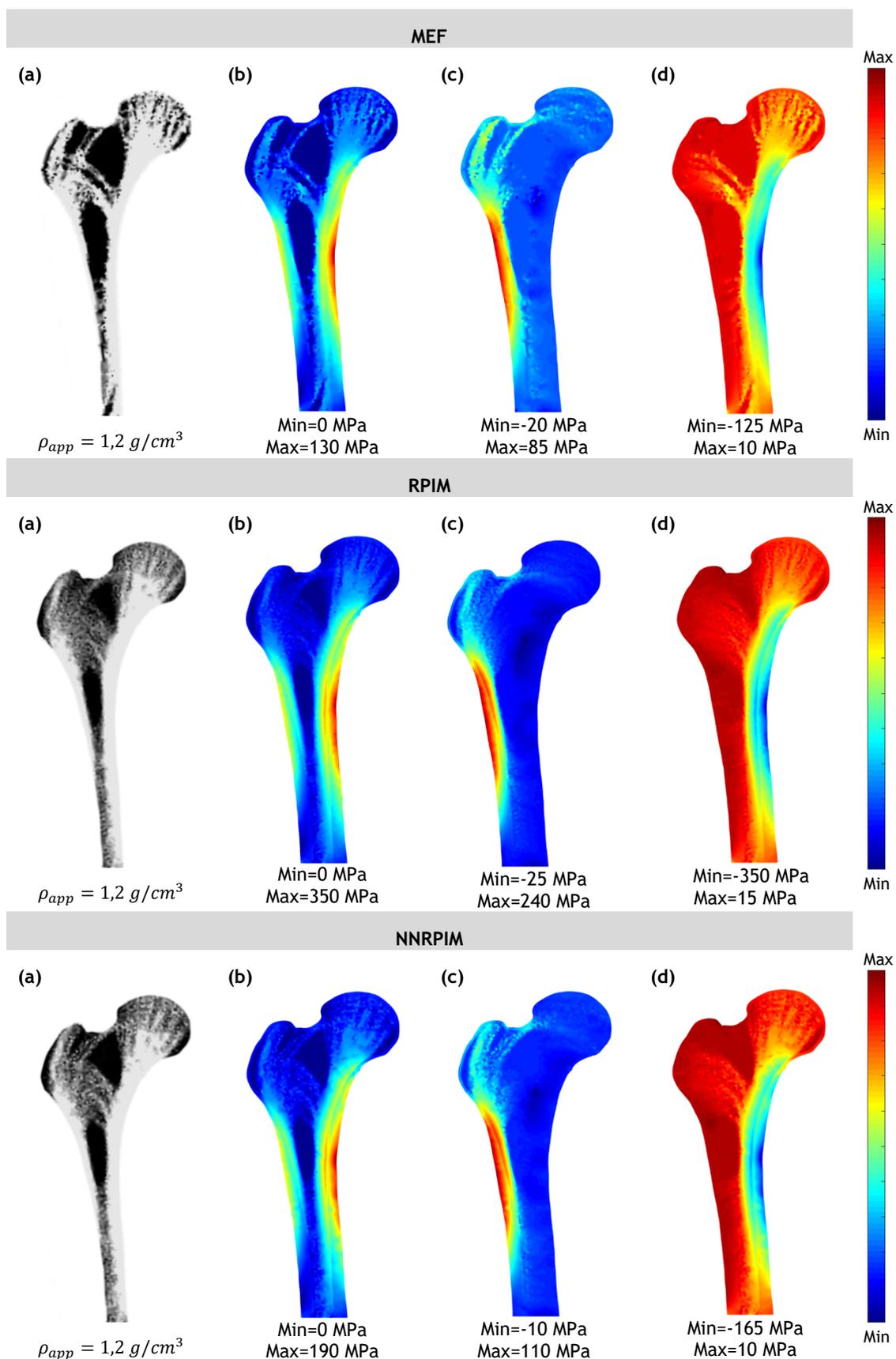


Figura 8.7 - Para o CC: (a) Arquitetura trabecular final obtida, (b) Mapa da tensão de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ).

A distribuição trabecular obtida quando comparada com a radiografia da Figura 8.3 (a), é semelhante, comprovando-se assim, a eficiência do algoritmo de remodelação adotado neste estudo. Para cada abordagem numérica, os resultados obtidos são coerentes, no entanto, verificou-se que o MEF não foi capaz de apresentar as estruturas trabeculares secundárias. Os métodos sem malha, RPIM e NNRPIM, obtiveram resultados muito semelhantes e produziram mapas de tensões mais suaves e precisos quando comparados com o MEF, corroborando assim a literatura que mostra que os primeiros fornecem uma alternativa viável e confiável ao MEF, relativamente a problema biomecânicos. Além disso, verifica-se que o algoritmo é bastante adaptável às abordagens numéricas distintas.

Com o objetivo de verificar explicitamente a semelhança dos resultados obtidos por cada método numérico, foi realizada a interseção espacial entre cada par de soluções (Figura 8.8).

Os mapas da Figura 8.8 podem ser interpretados da seguinte forma (dá-se o exemplo da comparação entre o MEF e o RPIM). Após a análise do problema com o MEF e com o RPIM, caso para um dado nó  $i$  tenha sido previsto densidade superior a  $0.1\text{g}/\text{cm}^3$  na análise MEF e na análise RPIM, esse nó  $i$  é colorido com branco. Para qualquer outro caso, o nó é colorido com preto.

A semelhança entre todas as metodologias é observada, uma vez que todas as interseções apresentam as estruturas trabeculares principais típicas do osso femoral.

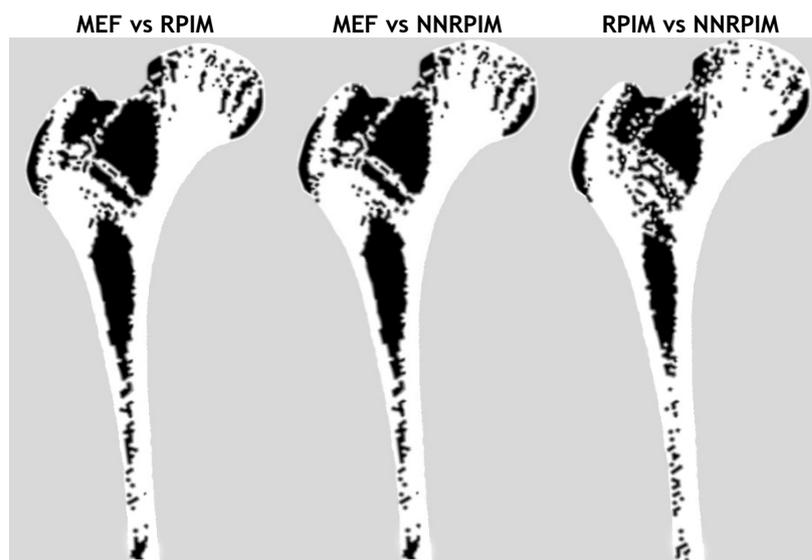
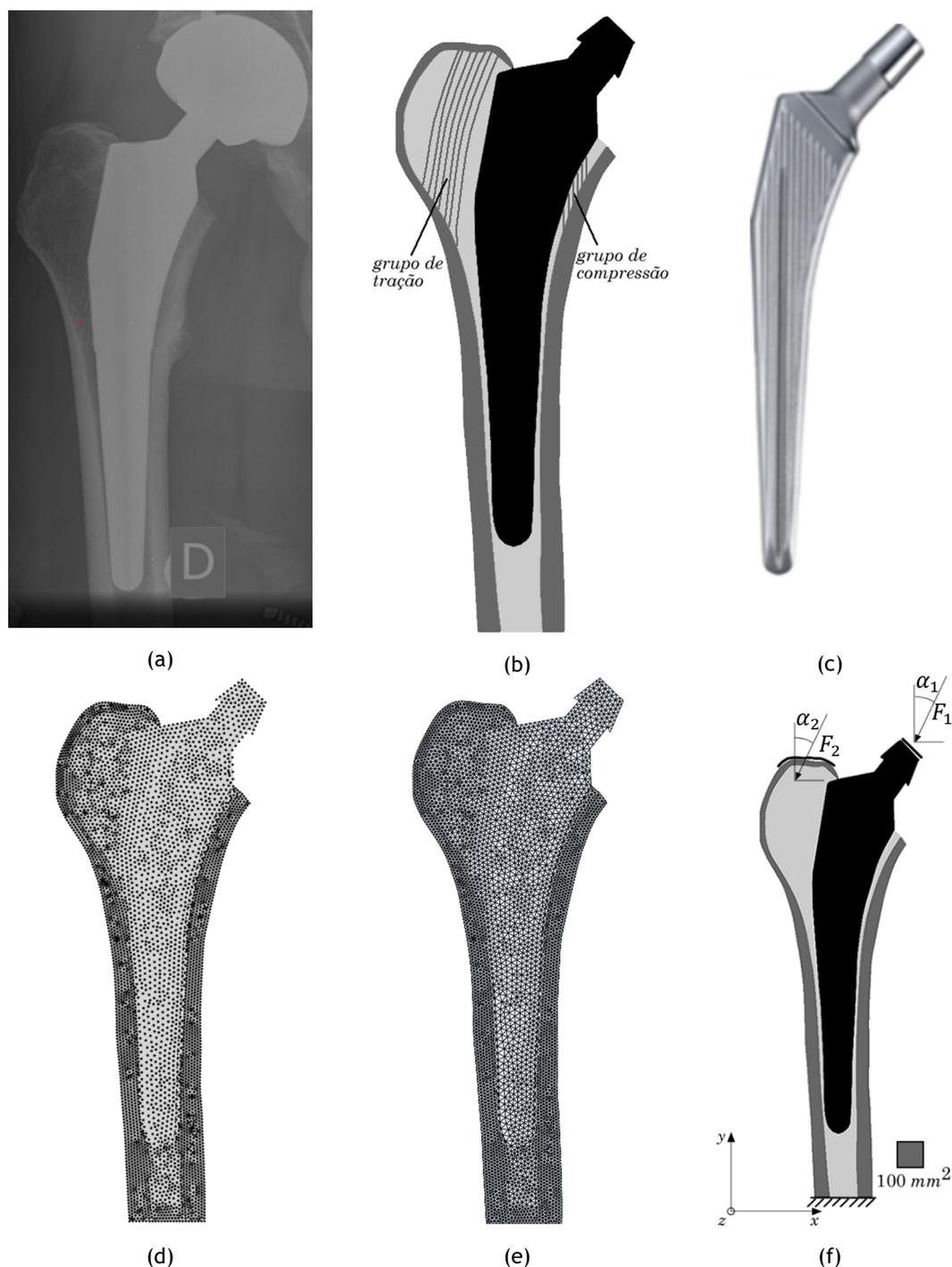


Figura 8.8 - Interseção dos pares de soluções.

### 8.1.2.2- Análise do fémur após a ATA

Como descrito no Capítulo 3, a cirurgia ortopédia é na maioria das vezes realizada para aliviar a dor do paciente, reparar a articulação gravemente danificada ou para restituir a funcionalidade articular da anca após a ocorrência de uma fratura. Atualmente, está disponível no mercado uma grande panóplia de implantes, uma vez que o sucesso de uma artroplastia total da anca depende da escolha do implante.

O estudo numérico apresentado de seguida teve como principal objetivo analisar a remodelação do tecido ósseo que circunda a haste do implante, dando continuidade ao estudo realizado anteriormente. Assim, o objetivo é verificar se o modelo numérico é capaz de reproduzir a evolução clínica observada nas radiografias (realizadas após a cirurgia).



**Figura 8.9** - (a) Radiografia anteroposterior do fêmur direito do paciente. (b) Representação do modelo geométrico e dos principais grupos trabeculares. (c) Implante comercial. (d) Representação esquemática dos principais grupos trabeculares. Discretização do domínio do problema: (d) malha nodal; (e) malha de elementos. (f) Condições de fronteira naturais e essenciais.

Inicialmente, através da radiografia apresentada na Figura 8.3 (a), juntamente com a radiografia presente na Figura 8.9 (a) foi possível definir o plano de corte da cabeça femoral.

De seguida, foi delineado o contorno do implante e identificado o implante comercial utilizado (Figura 8.9 (c)). No modelo geométrico usado no estudo anterior, foi então removida a cabeça femoral e inserido um implante de titânio com 170 mm de comprimento. O modelo geométrico bidimensional final encontra-se apresentado na Figura 8.9 (b). Na Figura 8.9 (b) são ainda esquematicamente representados os principais grupos trabeculares de compressão e

tração observados nas radiografias fornecidas. O osso femoral apresenta novamente uma camada de tecido ósseo cortical natural com uma espessura máxima de 1mm. Posteriormente, o domínio do problema considerado foi discretizado numa malha de elementos triangulares irregular, com 4607 nós e 8646 elementos, como observado na Figura 8.9 (d) e (e), respetivamente.

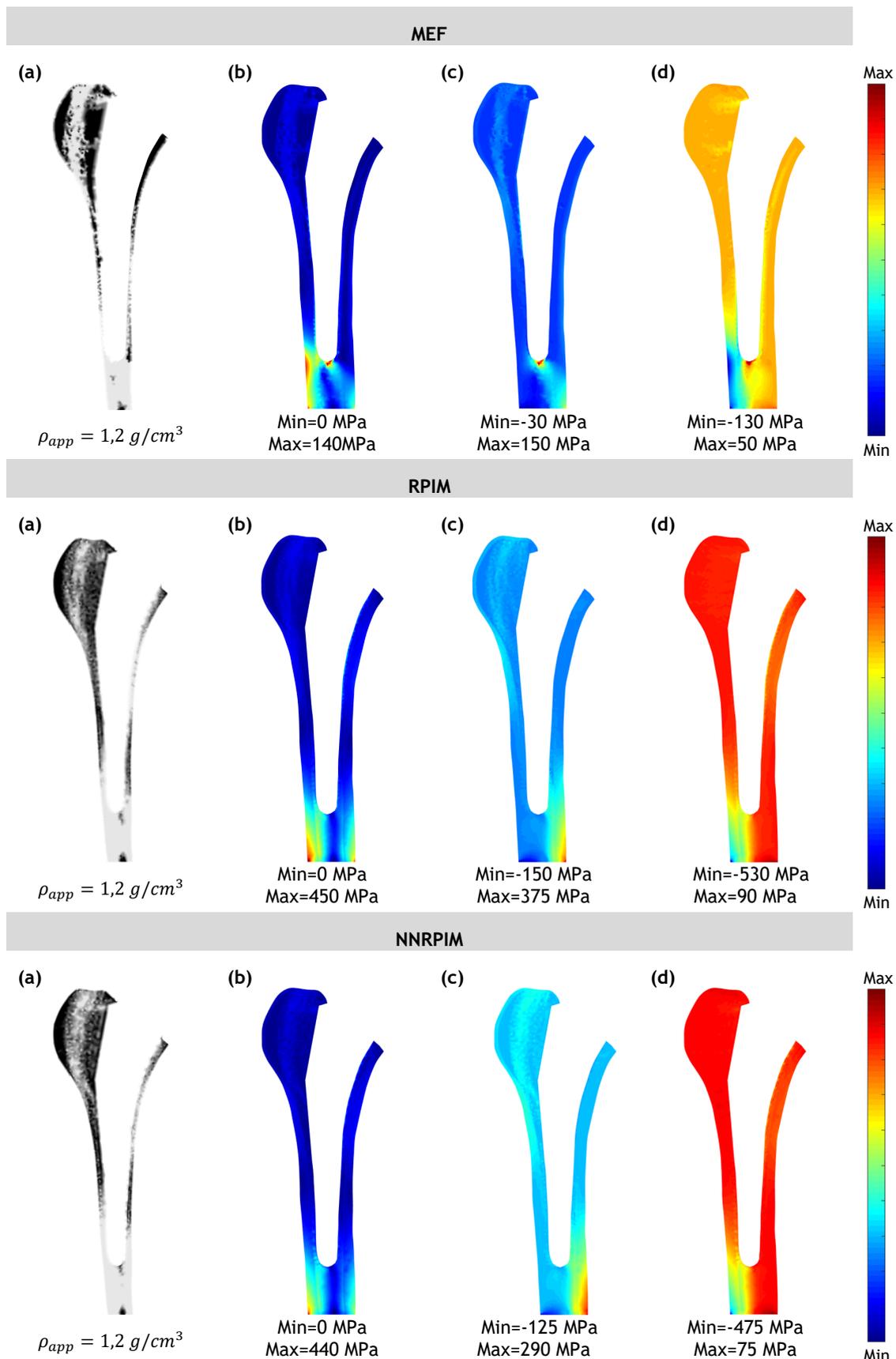
Neste estudo são considerados novamente os três casos de carga sugeridos por Beaupré et al., tal como no estudo anterior. Assim, para todos os casos de carga, foram aplicadas parabolicamente as forças no grande trocânter ( $F_2$ ), e as forças aplicadas na cabeça do fêmur foram no presente estudo aplicadas uniformemente na cabeça do implante ( $F_1$ ). Além disso, como condição de fronteira essencial foi imposta novamente a restrição de todos os graus de liberdade na base inferior do modelo. As condições de fronteira naturais e essenciais mencionadas estão representadas esquematicamente na Figura 8.9 (f). A magnitude das cargas, a direção e o respetivo número de ciclos por dia, para os três casos de carga considerados, encontram-se apresentadas na Tabela 8.1.

**Tabela 8.1-** Casos de carga considerados ([151]).

Caso de carga	$F_1$	$\alpha_1$	$F_2$	$\alpha_2$	Ciclos de carga
CC1	2317	24°	703	28°	6000
CC2	1158	-15°	351	-8°	2000
CC3	1548	56°	468	35°	2000

Relativamente às propriedades dos materiais, o modelo ósseo foi definido como isotrópico com uma distribuição da densidade aparente uniforme,  $\rho_{app}^{max} = 2,1 \text{ g/cm}^3$ , e um coeficiente de Poisson,  $\nu = 0.3$ . As propriedades mecânicas do tecido ósseo dependem da densidade aparente atual e são obtidas usando a lei fenomenológica de Belinha, descrita na secção 2.5.2 do Capítulo 2. O implante de titânio apresenta as seguintes propriedades mecânicas:  $E = 110 \text{ GPa}$  e  $\nu = 0.32$ . Neste estudo não foi considerada uma interface cimentada entre o implante e o tecido ósseo. De seguida, são então apresentados e comparados os resultados obtidos considerando os parâmetros de remodelação óssea  $\alpha = 0$  e  $\beta = 0.03$ . O algoritmo de remodelação óssea foi novamente combinado com os três métodos numéricos: MEF, RPIM e NNRPIM. A arquitetura trabecular final é apresentada através de isomapas de tons de cinza, assumindo-se novamente  $\rho_{app} = 1,2 \text{ g/cm}^3$  como valor de densidade média de controlo do algoritmo de remodelação.

Inicialmente, cada um dos casos de carga foi independentemente analisado, de modo a perceber a influência de cada um na estrutura trabecular. Na Figura A.13, Figura A.14, Figura A.15, presentes no Anexo 2 é apresentado os isomapas representativos da arquitetura trabecular final, os mapas de dispersão de cor da tensão efetiva de von Mises e das tensões principais ( $\sigma_{11}$  e  $\sigma_{22}$ ), para cada um dos casos de carga independentemente analisados. De seguida, os três casos de carga foram então aplicados simultaneamente com o objetivo de se obter uma solução mais próxima da radiografia. Os resultados são apresentados na Figura 8.10.



**Figura 8.10** - Para a CC: (a) Arquitetura trabecular final obtida (b) Mapa da tensão de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ).

Observando os resultados obtidos, verifica-se em todos os métodos numéricos a formação das estruturas trabeculares concordantes com as esquematizadas na Figura 8.9 (b), contudo as trabéculas de compressão apresentam-se menos densas sendo apenas encontradas nas soluções obtidas através dos métodos sem malha. Nos resultados obtidos para os casos de carga independentemente analisados observa-se que as trabéculas de tração presentes no grande trocânter são formadas, apresentando a mesma direção da carga aplicada. Nos mapas da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ) é possível observar o efeito da carga de tração aplicada no grande trocânter, enquanto que nos mapas da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ) as zonas de compressão não são tão evidentes em comparação com o estudo anterior, uma vez que neste estudo a carga de compressão está aplicada no implante e não diretamente no osso femoral.

De uma forma geral, verifica-se uma grande variação do comportamento da remodelação óssea quando comparada com o estudo anterior. Isto acontece principalmente devido ao fenómeno de *stress shielding*. Este fenómeno ocorre quando a cabeça femoral é removida para a inserção de um implante. Desta forma, a carga aplicada (e conseqüentemente a tensão) no osso será reduzida, uma vez que o material constituinte do implante é mais rígido que o osso. Para facilitar a visualização das mudanças da densidade óssea ao longo do modelo numérico, este foi dividido nas sete zonas de Gruen. As zonas de Gruen são úteis para fornecer um sistema de referência com base na anatomia do fêmur. Normalmente, este sistema de divisão é usado para visualizar as áreas da radiografia de interesse para assim avaliar o resultado de uma intervenção cirúrgica.

Assim, o modelo numérico foi então dividido como observado na Figura 8.11. Esta análise foi apenas realizada para os resultados obtidos usando a combinação das cargas.

Verifica-se que a zona 1, conhecida por ser uma zona de grande reabsorção, apresenta a formação de um pequeno grupo de trabéculas provenientes da carga de tração aplicada no grande trocânter, em ambos os métodos numéricos. Contudo, na zona 7 através do MEF verifica-se que esta é uma zona de reabsorção óssea, no entanto observa-se nos isomapas da distribuição da densidade obtidos usando os métodos sem malha, RPIM e NNRPIM, que esta perda óssea é mais suave. Isto deve-se ao aparecimento do grupo trabecular de compressão, que se prolonga até à zona 6. Além disso, verifica-se nos isomapas obtidos para ambos os métodos numéricos que as zonas 2 e 5 são zonas de reabsorção média. Nas zonas 3 e 4 é observado uma hipertrofia óssea distal. Isto acontece devido à maior reabsorção ser verificada na zona proximal-medial do fêmur, o que leva a uma redistribuição da carga distalmente [225]. Esta redistribuição da carga é observada nos mapas de dispersão de cor da tensão efetiva de von Mises da Figura 8.10 (b), uma vez que a maior concentração de tensão se observa na zona inferior da diáfise, em que no lado esquerdo se encontram maiores tensões de compressão e do lado direito maiores tensões de tração.

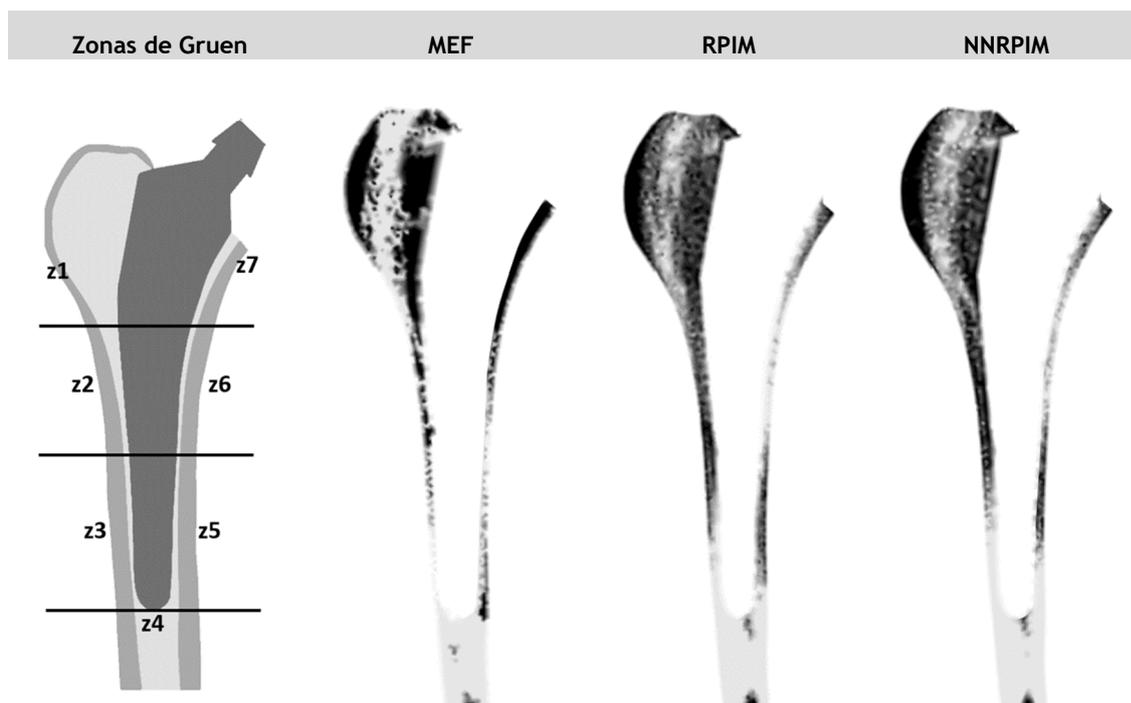


Figura 8.11 - Avaliação das Zonas de Gruen. Arquitetura trabecular final ( $\rho_{app} = 1,2 \text{ g/cm}^3$ ) obtida usando o MEF, RPIM e NNRPIM.

A concordância entre os modelos e os dados clínicos foi particularmente próxima nas regiões proximal-mediais, mas foi mais fraca na região hipertrófica ao redor da haste distal, uma vez que nas radiografias disponibilizadas não é possível a visualização desta região.

Com o objetivo de se verificar explicitamente a semelhança dos resultados obtidos por cada método numérico, foi realizada a interseção espacial entre cada par de soluções (Figura 8.12). A analogia entre todas as metodologias é observada, uma vez que todas as interseções apresentam as estruturas trabeculares típicas esperadas, observando-se que o par de soluções com maior semelhança é o dos métodos sem malha. É também possível realizar uma comparação qualitativa entre as soluções obtidas usando o MEF e as soluções de uma análise de remodelação óssea 3D, disponível na literatura observando-se que os resultados obtidos são relativamente próximos [7].

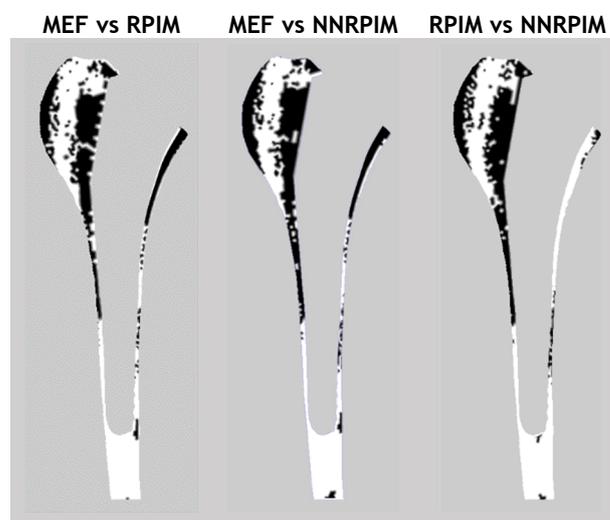


Figura 8.12 - Interseção dos pares de soluções.

Apesar das aproximações efetuadas, a distribuição trabecular obtida quando comparada com a radiografia da Figura 8.9 (a), é semelhante, comprovando-se assim, a eficiência do algoritmo de remodelação adotado neste estudo. Para cada abordagem numérica, os resultados obtidos são coerentes, no entanto, verificou-se que o MEF não foi capaz de apresentar as estruturas trabeculares menos densas de compressão. Os métodos sem malha, RPIM e NNRPIM, obtiveram resultados muito semelhantes e produziram mapas de tensões mais suaves e precisos quando comparados com o MEF.

## Capítulo 9

# Conclusões e Trabalhos Futuros

O tecido ósseo apresenta-se como um tecido dinâmico, sujeito a um constante processo adaptativo, conhecido como remodelação óssea em resposta a ambientes mecânicos e biológicos. Na tentativa de perceber melhor a dinâmica da remodelação óssea, um grande número de investigadores dedicou-se ao desenvolvimento de modelos matemáticos capazes de descrever este fenómeno.

Todos os anos, cerca de um milhão de artroplastias da anca são realizadas em todo mundo. O *design* das próteses femorais, está sujeito a uma grande pesquisa, de modo a alcançar a combinação perfeita de estruturas e materiais, com o fim de reduzir ao máximo a probabilidade de falha. Apesar do elevado sucesso clínico alcançado pela artroplastia total da anca, uma das complicações mais preocupantes deve-se à perda de volume de tecido ósseo que circunda o implante femoral, principalmente na região proximal. Portanto, torna-se importante prever a remodelação óssea nestes pacientes. Na literatura vários tipos de implantes estão documentados, variando entre eles os parâmetros de geometria, local de fixação bem como o tipo de material utilizado. A combinação ideal continua a ser tema de debate. Os materiais mais utilizados são as ligas de cobalto-cromo e as ligas de titânio, no entanto diferentes materiais têm surgido, combinando propriedades poliméricas com as ligas metálicas, ou até mesmo combinando estas ligas metálicas com fibras de carbono. Muitos trabalhos de simulação biomecânica, estudam a influência de diferentes geometrias e materiais, pelo que cada vez mais se conclui que a escolha ideal deve ser estudada para cada paciente específico, pois existem outros fatores a ter em conta, nomeadamente a qualidade óssea do paciente em questão e a sua atividade diária. Com base nos resultados clínicos, novos implantes devem continuar a ser propostos e validados, de modo a diminuir o desconforto pós-operatório e aumentar a taxa de sucesso a longo prazo.

A dissertação teve como principal objetivo a simulação computacional da remodelação óssea, de modo a perceber as relações entre as forças mecânicas e a arquitetura trabecular observada, combinando diferentes campos de conhecimento, da medicina e da engenharia mecânica.

No entanto, inicialmente foram realizados dois trabalhos preliminares distintos. O primeiro estudo realizado teve como objetivo avaliar o comportamento biomecânico do sistema osso/implante, sob a ação de cargas funcionais. Para isso, foi realizada uma análise elasto-estática tridimensional onde foi avaliada a distribuição da tensão ao longo dos nós do osso

imediatamente a seguir à interface osso/implante, bem como também para os nós do implante imediatamente antes da mesma interface. No geral verificou-se que as maiores tensões no osso se observam nas zonas perto do ponto apical do implante, e que a distribuição da tensão efetiva de von Mises ao longo dos pontos de interesse do implante assumem uma distribuição normal. Relativamente ao deslocamento do implante, verificou-se que esta apresenta deslocamentos significativos no plano frontal. O segundo estudo realizado teve como principal objetivo avaliar vários casos clínicos de sarcomas ósseos localizados em diferentes regiões do fémur proximal, de modo a replicar o comportamento mecânico do osso na presença desta patologia. A principal complicação associada a esta patologia é a fratura óssea, devido ao enfraquecimento do tecido ósseo, que pode ser resolvida através da inserção de um implante. Assim, foram avaliados 12 modelos numéricos bidimensionais com diferentes localizações e tamanhos de sarcomas ósseos. No geral, verificou-se através de uma análise elasto-estática que as maiores concentrações de tensão foram observadas no modelo em que o sarcoma estava localizado na cabeça femoral. Estes trabalhos preliminares permitiram adquirir as competências necessárias na utilização de *softwares* fundamentais para o desenvolvimento do principal objetivo da dissertação, bem como proporcionaram um primeiro contacto com a simulação computacional usando as abordagens numéricas: MEF, RPIM e NNRPIM.

Adicionalmente foi então avaliado o processo de remodelação do tecido ósseo femoral antes e após a inserção de um implante. Nos dois estudos numéricos realizados, a principal finalidade foi replicar as condições clínicas observadas nas várias radiografias fornecidas. O algoritmo de remodelação óssea utilizado neste trabalho foi então combinado com os métodos sem malha, RPIM e NNRPIM, e com o método dos elementos finitos (MEF), onde foi incluída uma lei material capaz de correlacionar localmente a densidade aparente do tecido ósseo com as propriedades mecânicas e vice-versa. Este trabalho teve também como objetivo a validação dos métodos sem malha na avaliação da remodelação óssea. Os resultados obtidos neste trabalho demonstraram que, o algoritmo de remodelação óssea combinado com os métodos sem malha, RPIM e NNRPIM, produziram campos de tensão mais suaves e precisos comparativamente aos obtidos usando o MEF. Além disso, foram capazes de prever as estruturas trabeculares principais e secundárias mais eficientemente. No entanto, seria interessante simular no futuro um modelo de remodelação óssea mais completo capaz de reproduzir as relações entre as forças mecânicas e as atividades metabólicas das estruturas celulares intervenientes.

Por fim, os resultados adquiridos permitiram concluir que o efeito da inserção do implante no tecido ósseo pode ser reproduzido através da abordagem numérica adotada, uma vez que poucos estudos foram desenvolvidos associando os métodos sem malha aos implantes femorais e/ou remodelação óssea. No entanto, este estudo apresentou algumas limitações significativas. A limitação mais evidente deve-se ao facto de se usar uma simplificação de um modelo bidimensional para se simular uma estrutura biológica complexa tridimensional, como é o sistema fémur-implante. Apesar de ser possível a análise de estruturas tridimensionais usando o MEF e os métodos sem malha, RPIM e NNRPIM, o poder computacional que seria necessário para se obter o mesmo nível de discretização do modelo bidimensional, aumentaria de forma considerável. Além disso, como o modelo apresenta uma estrutura 2D, todos os casos de carga foram apenas aplicados no plano Oxy, negligenciando qualquer componente Oz. Além disso, como condição de fronteira natural, o osso do fémur foi fixado no meio da diáfise, o que provoca uma rigidez artificial crescente à medida que se aproxima da região de fixação. Este trabalho não considerou uma interface cimentada entre o implante e o tecido ósseo, pelo que deveria ter sido considerado o contacto de fricção entre estes. No entanto, utilizar os métodos

sem malha com contacto é altamente complexo, uma vez que estes métodos definem explicitamente as fronteiras do material sólido.

## Referências

- [1] S. Kurtz, “Projections of Primary and Revision Hip and Knee Arthroplasty in the United States from 2005 to 2030,” *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 89, no. 4, pp. 780-785, 2007.
- [2] G. . Beaupré, T. E. Orr, and D. R. Carter, “An Approach for Time-Dependent Bone Modeling and Remodeling—Theoretical Development,” *J. Orthop. Res.*, vol. 8, no. 3, pp. 651-661, 1990.
- [3] D. R. Carter, D. P. Fyhrie, and R. T. Whalen, “Trabecular bone density and loading history: Regulation of connective tissue biology by mechanical energy,” *J. Biomech.*, vol. 20, no. 8, pp. 785-794, 1987.
- [4] S. C. Cowin, A. M. Sadegh, and G. M. Luo, “An evolutionary Wolff’s law for trabecular architecture,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 114, no. 1, pp. 129-136, 1992.
- [5] H. Weinans, R. Huiskes, and H. J. Grootenboer, “The behavior of adaptive bone-remodelling simulation models,” *J. Biomech.*, vol. 25, no. 12, pp. 1425-1441, 1992.
- [6] J. Belinha, *Meshless Methods in Biomechanics: Bone Tissue Remodelling Analysis*. Springer Netherlands, 2014.
- [7] H. Gong, L. Kong, R. Zhang, J. Fang, and M. Zhao, “A femur-implant model for the prediction of bone remodeling behavior induced by cementless stem,” *J. Bionic Eng.*, vol. 10, no. 3, pp. 350-358, 2013.
- [8] A. Herrera, J. J. Panisello, E. Ibarz, J. Cegoñino, J. A. Puértolas, and L. Gracia, “Long-term study of bone remodelling after femoral stem: A comparison between dexta and finite element simulation,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 16, pp. 3615-3625, 2007.
- [9] F. H. Martini, R. B. Tallitsch, and J. L. Nath, *Human Anatomy*, 9th ed. NY: Pearson, 2018.
- [10] Q. H. Qin, *Mechanics of Cellular Bone Remodeling*. CRC Press, LLC, 2013.
- [11] L. J. Raggatt and N. C. Partridge, “Cellular and molecular mechanisms of bone remodeling,” *J. Biol. Chem.*, vol. 285, no. 33, pp. 25103-25108, 2010.
- [12] B. Clarke, “Normal bone anatomy and physiology,” *Clin. J. Am. Soc. Nephrol.*, vol. 3, pp. 131-139, 2008.
- [13] 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.
- [14] S. Standring, *Gray’s anatomy: the anatomical basis of clinical practice*, 41st ed. Elsevier, 2016.
- [15] S. Affatato, *Perspectives in Total Hip Arthroplasty: Advances in Biomaterials and their Tribological Interactions*. Elsevier, 2014.
- [16] D. Byrne, K. Mulhall, and J. Baker, “Anatomy & Biomechanics of the Hip,” *Open Sport. Med. J.*, vol. 4, pp. 51-57, 2010.
- [17] L. Ombregt, “Applied anatomy of the hip and buttock,” *A Syst. Orthop. Med.*, pp. e239-e249, 2013.
- [18] J. Iannotti and R. Parker, *Musculoskeletal System - Netter collection of medical illustrations*, 2nd ed. 2013.
- [19] H. N. Hayenga, B. C. Thorne, P. Yen, J. A. Papin, S. M. Peirce, and J. D. Humphrey, *Multiscale Computer Modeling in Biomechanics and Biomedicam Engineering*, vol. 14. Springer, 2013.
- [20] X. Wang, J. S. Nyman, X. Dong, H. Leng, and M. Reyes, *Fundamental Biomechanics in Bone Tissue Engineering*, vol. 2, no. 1. Morgan & Claypool, 2010.

- [21] S. S. J. Webster, "Integrated Bone Tissue Physiology: Anatomy and Physiology," in *Bone Mechanics Handbook*, 2nd ed., vol. 5, no. 1, S. C. Cowin, Ed. Boca Raton, Florida: CRC Press LLC, 2001, pp. 1-1.
- [22] D. J. Hadjidakis and I. I. Androulakis, "Bone Remodeling," *Ann. New York Acad. Sci.*, vol. 1092, pp. 385-396, 2006.
- [23] R. T. Hart, "Bone mechanics," in *Bone Mechanics Handbook*, S. C. Cowin, Ed. Boca Raton, Florida: CRC Press LLC, 2001, pp. 31-1.
- [24] R. L. Jilka, "Biology of the basic multicellular unit and the pathophysiology of osteoporosis," *Med. Pediatr. Oncol.*, vol. 41, no. 3, pp. 182-185, 2003.
- [25] T. L. Burgess *et al.*, "The ligand for osteoprotegerin (OPGL) directly activates mature osteoclasts," *J. Cell Biol.*, vol. 145, no. 3, pp. 527-538, 1999.
- [26] U. Kini and B. N. Nandeesh, "Physiology of Bone Formation, Remodeling, and Metabolism," in *Radionuclide and Hybrid Bone Imaging*, I. Fogelman, H. Van Der Wall, and G. Gnanasegaran, Eds. Springer, 2012, pp. 29-57.
- [27] K. Matsuzaki *et al.*, "Osteoclast differentiation factor (ODF) induces osteoclast-like cell formation in human peripheral blood mononuclear cell cultures," *Biochem Biophys Res Commun*, vol. 246, no. 1, pp. 199-204, 1998.
- [28] Y. Fujikawa, A. Sabokbar, S. D. Neale, I. Itonaga, T. Torisu, and N. A. Athanasou, "The effect of macrophage-colony stimulating factor and other humoral factors (interleukin-1,-3,-6, and-11, tumor necrosis factor-alpha, and granulocyte macrophage-colony stimulating factor) on human osteoclast formation from circulating cells," *Bone*, vol. 28, no. 3, pp. 261-267, 2001.
- [29] D. L. Lacey *et al.*, "Osteoprotegerin ligand is a cytokine that regulates osteoclast differentiation and activation," *Cell*, vol. 93, no. 2, pp. 165-176, 1998.
- [30] C. H. I. H. Kim *et al.*, "Trabecular Bone Response to Mechanical and Parathyroid Hormone," vol. 18, no. 12, pp. 2116-2125, 2003.
- [31] D. R. Carter and W. C. . Hayes, "The Compressive Behavior Porous of Bone Structure as a Two-Phase," *J. bone Jt. Surg.*, vol. 59, no. 7, pp. 954-962, 1977.
- [32] L. J. Gibson, "The mechanical behaviour of cancellous bone," *J. Biomech.*, vol. 18, no. 5, pp. 317-328, 1985.
- [33] 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.
- [34] M. Doblaré and J. M. García, "Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory," *J. Biomech.*, vol. 35, no. 1, pp. 1-17, 2002.
- [35] J. H. Keyak, I. Y. Lee, and H. B. Skinner, "Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: Use of different densitometric measures," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 28, no. 11, pp. 1329-1336, 1994.
- [36] J. D. Currey, "The mechanical consequences of variation in the mineral content of Bone," *J. Biomech.*, vol. 2, no. 1, pp. 1-11, 1969.
- [37] T. S. Keller, "Predicting the compressive mechanical behavior of bone," *J. Biomech.*, vol. 27, no. 9, pp. 1159-1168, 1994.
- [38] J. C. Lotz, T. N. Gerhart, and W. C. Hayes, "Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur," *J. Biomech.*, vol. 24, no. 5, pp. 317-329, 1991.
- [39] P. Zioupos, R. B. Cook, and J. R. Hutchinson, "Some basic relationships between density values in cancellous and cortical bone," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 9, pp. 1961-1968, 2008.
- [40] D. T. Reilly and A. H. Burstein, "The Elastic and Ultimate Properties of Compact Bone Tissue," *J. Biomech.*, vol. 8, pp. 393-405, 1975.
- [41] 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.
- [42] J. Wolff, *The law of bone remodelling*, vol. 22, no. 2. Springer, 1986.
- [43] F. Pauwels, "Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe," *Z. Anat. Entwicklungsgesch.*, vol. 121, pp. 478-515, 1960.
- [44] H. E. Pettermann, T. Reiter, and F. .- Rammerstorfer, "Computational Simulation of Internal Bone Remodeling," vol. 4, pp. 295-323, 1997.

- [45] D. P. Fyhrie and D. R. Carter, "A unifying principle relating stress to trabecular bone morphology," *J. Orthop. Res.*, vol. 4, no. 3, pp. 304-317, 1986.
- [46] D. R. Carter, T. E. Orr, and D. P. Fyhrie, "Relationships between loadig history and femoral cancellous bone architecture," *J. Biomech.*, vol. 22, no. 3, pp. 231-244, 1989.
- [47] R. Huiskes, H. Weinans, H. J. Grootenboer, M. Dalstra, B. Fudala, and T. J. Slooff, "Adaptative bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis," *J. Biomech.*, vol. 20, pp. 1135-1150, 1987.
- [48] H. W. J. Huiskes, H. Weinans, and M. Dalstra, "Adaptive bone remodeling and biomechanical design considerations: for noncemented total hip arthroplasty," *Orthopedics*, vol. 1255-1267, p. 1255, 1989.
- [49] M. . Mullender, R. Huiskes, and H. Weinans, "A physiological approach to the simulation of bone remodeling as a self-organizational control process," *J. Biomechanics*, vol. 27, no. 11, pp. 1389-1394, 1994.
- [50] H. M. Frost, "Skeletal Structural Adaptations to Mechanical Usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's Law: The Bone Modeling Problem," *Anat. Rec.*, vol. 226, no. 4, pp. 403-413, 1990.
- [51] H. M. Frost, "Skeletal Structural Adaptations to Mechanical Usage (SATMU): 2. Redefining Wolff's Law: The Remodeling Problem," *Anat. Rec.*, vol. 226, pp. 414-422, 1990.
- [52] S. C. Cowin and D. H. Hegedus, "Bone remodeling II: theory of adaptive elasticity," *J. Elast.*, vol. 6, no. 3, pp. 313-326, 1976.
- [53] S. C. Cowin, "The relationship between the elasticity tensor and the fabric tensor," *Mech. Mater.*, vol. 4, pp. 137-147, 1985.
- [54] R.T. Hart, "Bone Mechanics Handbook," in *Bone Mechanics Handbook*, S. C. Cowin, Ed. Boca Raton, Florida: CRC Press LLC, 2001, pp. 31-1.
- [55] S. V. Komarova, R. J. Smith, S. J. Dixon, S. M. Sims, and L. M. Wahl, "Mathematical model predicts a critical role for osteoclast autocrine regulation in the control of bone remodeling," *Bone*, vol. 33, no. 2, pp. 206-215, 2003.
- [56] M. A. Savageau, "Biochemical Systems Analysis: Study of Function and Design in Molecular Biology," *Addison-Wesley Pub*, 1976.
- [57] V. Lemaire, F. L. Tobin, L. D. Greller, C. R. Cho, and L. J. Suva, "Modeling the interactions between osteoblast and osteoclast activities in bone remodeling," *J. Theor. Biol.*, vol. 229, no. 3, pp. 293-309, 2004.
- [58] P. Pivonka *et al.*, "Model structure and control of bone remodeling: A theoretical study," *Bone*, vol. 43, no. 2, pp. 249-263, 2008.
- [59] P. Pivonka and S. V. Komarova, "Mathematical modeling in bone biology: From intracellular signaling to tissue mechanics," *Bone*, vol. 47, no. 2, pp. 181-189, 2010.
- [60] S. Jerez and B. Chen, "Stability analysis of a Komarova type model for the interactions of osteoblast and osteoclast cells during bone remodeling," *Math. Biosci.*, vol. 264, no. 1, pp. 29-37, 2015.
- [61] R. Hambli, "Connecting mechanics and bone cell activities in the bone remodeling process: an integrated finite element modeling," *Front. Bioeng. Biotechnol.*, vol. 2, no. April, pp. 1-12, 2014.
- [62] U. Holzwarth and G. Cotogno, *Total Hip Arthroplasty*, vol. 85, no. 11. 2012.
- [63] A. W. R. Burns and R. B. Bourne, "(vi) Economics of revision total hip arthroplasty," *Curr. Orthop.*, vol. 20, no. 3, pp. 203-207, 2006.
- [64] A. D. Woolf and B. Pflieger, "Burden of major musculoskeletal conditions," *Bull. World Health Organ.*, vol. 9, no. 3, pp. 646-656, 2003.
- [65] P. Lafforgue, "Pathophysiology and natural history of avascular necrosis of bone," *Jt. Bone Spine*, vol. 73, no. 5, pp. 500-507, 2006.
- [66] 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.
- [67] R. N. Stauffer, "Ten-Year Follow-up Study Total Hip Replacement," *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 64, no. 7, pp. 983-990, 1982.
- [68] M. Kadir Rafiq Abdul, *Computational Biomechanics of the Hip Joint*. Springer, 2014.
- [69] G. P. Duffy, O. K. Muratoglu, S. A. Biggs, S. L. Larson, A. J. Lozynsky, and W. H. Harris, "A critical assessment of proximal macrotexturing on cemented femoral components,"

- J. Arthroplasty*, vol. 16, no. 8, pp. 42-48, 2001.
- [70] G. T. Dorr LD, Wan Z, "Functional results in total hip replacement in patients 65 years and older," *Clin Orthop Relat Res*, vol. 336, pp. 143-51, 1997.
- [71] C. Restrepo, T. Lettich, N. Roberts, J. Parvizi, and W. J. Hozack, "Uncemented total hip arthroplasty in patients less than twenty-years," *Acta Orthop Belg*, vol. 74, no. 5, pp. 615-622, 2008.
- [72] M. L. A. Whiteside, M. S. E. H. White, M. C. A. Engh, and M. William, "Mechanical Evaluation of Cadaver Retrieval Specimens of Cementless Bone-ingrown Total Hip Arthroplasty Femoral Components," *J. Arthroplasty*, vol. 8, no. 2, pp. 147-155, 1993.
- [73] G. T. Geesink, K. de Groot, and C. Klein, "Bonding of bone to apatite-coated implants," *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 70, no. 1, pp. 17-22, 1988.
- [74] D. A. Macdonald, "(i) Risks versus rewards of total hip replacement," *Curr. Orthop.*, vol. 12, no. 4, pp. 229-231, 1998.
- [75] D. W. Murray, A. J. Carr, and C. J. Bulstrode, "Which primary total hip replacement?," *J. Bone Jt. Surgery, Br. Vol.*, vol. 77, no. 4, pp. 520-527, 1995.
- [76] J. T. Kim and J. J. Yoo, "Implant Design in Cementless Hip Arthroplasty.," *Hip pelvis*, vol. 28, no. 2, pp. 65-75, 2016.
- [77] T. Scheerlinck and P.-P. Casteleyn, "The design features of cemented femoral hip implants," *J. Bone Jt. Surg. - Br. Vol.*, vol. 88-B, no. 11, pp. 1409-1418, 2006.
- [78] H. S. Khanuja, J. J. Vakil, M. S. Goddard, and M. A. Mont, "Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty," *J. Bone Jt. Surgery-American Vol.*, vol. 93, no. 5, pp. 500-509, 2011.
- [79] K. S. Katti, D. Verma, and D. R. Katti, "Materials for joint replacement," in *Joint Replacement Technology*, P. A. Revell, Ed. Elsevier, 2008, pp. 81-104.
- [80] S. M. Kurtz and J. N. Devine, "PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants," *Biomaterials*, vol. 28, no. 32, pp. 4845-4869, 2007.
- [81] H. Yildiz, S.-K. Ha, and F.-K. Chang, "Composite hip prosthesis design . I . Analysis," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 39, no. October, pp. 92-101, 1996.
- [82] D. Bennett and T. Goswami, "Finite element analysis of hip stem designs," *Mater. Des.*, vol. 29, no. 1, pp. 45-60, 2008.
- [83] M. Long and R. HJ, "Titanium alloys in total joint replacement - A materials science perspective," *Biomaterials*, vol. 19, pp. 1621-1639, 1998.
- [84] E. Kaivosoja *et al.*, "Materials used for hip and knee implants," in *Wear of Orthopaedic Implants and Artificial Joints*, S. Affarato, Ed. Woodhead Publishing, 2012, pp. 178-218.
- [85] J. D. Boby, G. J. Stackpool, S. A. Hacking, M. Tanzer, and J. J. Krygier, "Characteristics of bone ingrowth and interface mechanics of a new porous tantalum biomaterial," *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 81, no. 5, pp. 907-914, 1999.
- [86] H. S. Hedia, M. A. N. Shabara, T. T. El-Midany, and N. Fouda, "A method of material optimization of cementless stem through functionally graded material," *Int. J. Mech. Mater. Des.*, vol. 1, no. 4, pp. 329-346, 2004.
- [87] M. Yaszemski and D. J. Trantolo, *Biomaterials in Orthopedics edited by*. Marcel Dekker, Inc, 2004.
- [88] H. Suemasu, T. Wada, M. Aizawa, K. Gozu, and A. Nozue, "Fracture toughness and failure mechanism of polymer-introduced porous HAp composites."
- [89] B. Kang, S. Chak, and H. Chae, "Processing Research A study of the use of a hydroxyapatite and poly ( methyl methacrylate ) composite as a material for implants," vol. 13, no. 6, pp. 791-796, 2012.
- [90] J. Black and G. Hastings, *Handbook of Biomaterial Properties*. Springer US, 1998.
- [91] T. Y. Chao, W. K. Chow, and H. Kong, "A review on the applications of finite element method to heat transfer and fluid flow," *Int. J. Archit. Sci.*, vol. 3, no. 1, pp. 1-19, 2002.
- [92] 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.
- [93] K.-J. Bathe, *Finite Element Procedures*, Second. .
- [94] T. D. Brown, "Finite element modeling in musculoskeletal biomechanics," *J. Appl. Biomech.*, vol. 20, no. 4, pp. 336-366, 2004.
- [95] O. C. Zienkiewicz and R. L. Taylor, *The Finite Element Method - Fifth edition - Volume*

- 1: *The Basis*, Fifth., vol. 1. Butterworth, 1977.
- [96] 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.
- [97] Y. T. Gu, "Meshfree methods and their comparison," *Int. J. Comput. Methods*, vol. 2, no. 4, pp. 477-515, 2005.
- [98] T. Belytshko, Y. Krongauz, D. Organ, M. Fleming, and P. Krysl, "Meshless methods: An overview and recent developments," *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, vol. 139, pp. 3-47, 1996.
- [99] 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.
- [100] K. M. Liew, X. Zhao, and A. J. M. Ferreira, "A review of meshless methods for laminated and functionally graded plates and shells," *Compos. Struct.*, vol. 93, no. 8, pp. 2031-2041, 2011.
- [101] J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. Natal Jorge, "The natural radial element method," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 93, pp. 1286-1313, 2013.
- [102] J. Belinha, "Meshless Methods: The Future of Computational Biomechanical Simulation," *J. Biom. Biostat.*, vol. 7, no. 4, 2016.
- [103] R. A. Gingold and J. J. Monaghan, "Smoothed particle hydrodynamics: theory and application to non-spherical stars," *Mon. Not. R. astr. Soc.*, vol. 181, pp. 375-389, 1977.
- [104] B. Nayroles, G. Touzot, and P. Villon, "Generalizing the finite element method: Diffuse approximation and diffuse elements," *Comput. Mech.*, vol. 10, no. 5, pp. 307-318, 1992.
- [105] L. G. T. Belytschko and Y. Y. Lu, "Fracture and crack growth by element free Galerkin methods," *Model. Simul. Mater. Sci. Engrg.*, vol. 2, pp. 519-534, 1994.
- [106] W. K. Liu, S. Jun, and Y. Zhang, "Reproducing kernel particle methods," *Int. J. Numer. methods fluids*, vol. 20, no. 8-9, pp. 1081-1106, 1995.
- [107] S.N. Atluri and T. Zhu, "A new Meshless Local Petrov-Galerkin (MLPG) approach in computational mechanics," *Comput. Mech.*, vol. 22, pp. 117-127, 1998.
- [108] E. Onate, S. Idelsohn, and O. Zienkiewicz, "A finite point method in computational mechanics. Applications to convective transport and fluid flow," *Numer. Methods ...*, vol. 39, no. December 1995, pp. 3839-3866, 1996.
- [109] S. De and K. J. Bathe, "The method of finite spheres," *Comput. Mech.*, vol. 25, no. 4, pp. 329-345, 2000.
- [110] 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.
- [111] G. R. Liu and Y. T. Gu, "A point interpolation method for two dimensional solids," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 50, no. 4, pp. 937-951, 2001.
- [112] 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.
- [113] N. Sukumar, B. Moran, A. Y. Semenov, and V. V. Belikov, "Natural neighbour Galerkin methods," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 50, no. 1, pp. 1-27, 2001.
- [114] N. Sukumar, B. Moran, and T. Belytschko, "The natural element method in solid mechanics," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 43, pp. 839-887, 1998.
- [115] R. Sibson, "A vector identity for the dirichlet tessellation," *Math. Proc. Cambridge Philos. Soc.*, vol. 87, no. 1, pp. 151-155, 1980.
- [116] 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.
- [117] J. G. Wang and G. R. Liu, "On the optimal shape parameters of radial basis functions used for 2-D meshless methods," *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 191, no. 23-24, pp. 2611-2630, 2002.
- [118] R. Hardy, "Multiquadric Equations of Topography and Other Irregular Surfaces," *J. Geophys. Res.*, vol. 76, no. 8, pp. 1905-1915, 1971.
- [119] M. a. Golberg, C. S. Chen, and H. Bowman, "Some recent results and proposals for the use of radial basis functions in the BEM," *Eng. Anal. Bound. Elem.*, vol. 23, no. 4, pp. 285-296, 1999.

- [120] G. R. Liu, S. S. Quek, G. R. Liu, and S. S. Quek, "Introduction to mechanics for solids and structures," in *Finite Element Method*, 2003, pp. 12-34.
- [121] W. A. M. Brekelmans, H. W. Poort, and T. J. J. H. Slooff, "A New Method to Analyze the Mechanical Behavior of Skeletal Parts," *Acta Orthop. Scand.*, vol. 43, pp. 301-317, 1972.
- [122] E. F. Rybicki, F. A. Simonen, and E. B. Weis, "On the mathematical analysis of stress in the human femur," *J. Biomech.*, vol. 5, pp. 203-215, 1972.
- [123] B. P. McNamara, D. Taylor, and P. J. Prendergast, "Computer prediction of adaptive bone remodelling around noncemented femoral prostheses: The relationship between damage-based and strain-based algorithms," *Med. Eng. Phys.*, vol. 19, no. 5, pp. 454-463, 1997.
- [124] H. Weinans, R. Huiskes, and H. J. Grootenboer, "Effects of Fit and Bonding Characteristics of Femoral Stems on Adaptive Bone Remodeling," *J. Biomech. Eng.*, vol. 116, no. 4, pp. 393-400, 1994.
- [125] D. Lacroix and P. J. Prendergast, "A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing: Analysis of gap size and loading," *J. Biomech.*, vol. 35, no. 9, pp. 1163-1171, 2002.
- [126] S. L. Bevill, G. R. Bevill, J. R. Penmetsa, A. J. Petrella, and P. J. Rullkoetter, "Finite element simulation of early creep and wear in total hip arthroplasty," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 12, pp. 2365-2374, 2005.
- [127] S. H. Teoh, W. H. Chan, and R. Thampuran, "An elasto-plastic finite element model for polyethylene wear in total hip arthroplasty," *J. Biomech.*, vol. 35, no. 3, pp. 323-330, 2002.
- [128] M. Tarala, D. Janssen, and N. Verdonshot, "Balancing incompatible endoprosthetic design goals: A combined ingrowth and bone remodeling simulation," *Med. Eng. Phys.*, vol. 33, no. 3, pp. 374-380, 2011.
- [129] P. R. Fernandes, J. Folgado, C. Jacobs, and V. Pellegrini, "A contact model with ingrowth control for bone remodelling around cementless stems," *J. Biomech.*, vol. 35, no. 2, pp. 167-176, 2002.
- [130] P. J. Prendergast, "Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design," *Clin. Biomech.*, vol. 12, no. 6, pp. 343-366, 1997.
- [131] M. Taylor and P. J. Prendergast, "Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: Where are we now and what are the opportunities?," *J. Biomech.*, vol. 48, no. 5, pp. 767-778, 2015.
- [132] S. D. Cook, J. J. Klawitter, and A. M. Weinstein, "The influence of design parameters on calcar stresses following femoral head arthroplasty," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 14, no. 2, pp. 133-144, 1980.
- [133] R. J. Yang, K. K. Choi, R. D. Crowninshield, and R. A. Brand, "Design sensitivity analysis: A new method for implant design and a comparison with parametric finite element analysis," *J. Biomech.*, vol. 17, no. 11, pp. 849-854, 1984.
- [134] A. Rohlmann, U. Mössner, G. Bergmann, G. Hees, and R. Kölbl, "Effects of stem design and material properties on stresses in hip endoprostheses," *J. Biomed. Eng.*, vol. 9, no. 1, pp. 77-83, 1987.
- [135] P. J. Prendergast, J. Monaghan, and D. Taylor, "Materials Selection in the Artificial Hip Joint Usin Finite Element Stress Analysis," *Clin. Mater.*, vol. 4, pp. 361-376, 1989.
- [136] A. Rohlmann, U. Mossner, and G. Bergmann, "Finite-element-analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis," *J. Biomech.*, vol. 16, no. 9, pp. 727-742, 1983.
- [137] M. Viceconti, M. Davinelli, F. Taddei, and A. Cappello, "Automatic generation of accurate subject-specific bone finite element models to be used in clinical studies," *J. Biomech.*, vol. 37, no. 10, pp. 1597-1605, 2004.
- [138] M. Viceconti, C. Zannoni, and L. Pierotti, "TRI2SOLID: An application of reverse engineering methods to the creation of CAD models of bone segments," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 56, no. 3, pp. 211-220, 1998.
- [139] J. H. Keyak, M. G. Fourkas, J. M. Meagher, and H. B. Skinner, "Validation of an automated method of three- dimensional finite element modelling of bone," *J. Biomed. Eng.*, vol. 15, pp. 505-509, 1993.
- [140] P. . Young, T. B. . Beresford-West, S. R. . Coward, B. Notarberardino, B. Walker, and A. Abdul-Aziz, "An efficient approach to converting three-dimensional image data into

- highly accurate computational models,” *Philos. Trans. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 366, pp. 3155-3173, 2008.
- [141] J. C. Lotz, T. N. Gerhart, and W. C. Hayes, “Mechanical Properties of Trabecular Bone from the Proximal Femur: A Quantitative CT Study,” *J. Comput. Assist. Tomogr.*, vol. 14(1), pp. 107-114, 1990.
- [142] J. H. Keyak, J. M. Meagher, H. B. Skinner, and C. D. Mote, “Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method,” *J Biomed Eng*, vol. 12, no. 5, pp. 389-397, 1990.
- [143] C. Zannoni, R. Mantovani, and M. Viceconti, “Material properties assignment to finite element models of bone structures: a new method,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 20, no. 10, pp. 735-740, 1998.
- [144] S. K. Parashar and J. K. Sharma, “A review on application of finite element modelling in bone biomechanics,” *Perspect. Sci.*, vol. 8, pp. 696-698, 2016.
- [145] L. Cristofolini, “A Critical Analysis of Stress Shielding Evaluation of Hip Prostheses,” vol. 25, pp. 409-483, 1997.
- [146] J. P. Paul, “Forces transmitted by joints in the human body,” *Proc. Inst. Mech. Eng.*, vol. 181, no. 5, pp. 8-15, 1966.
- [147] R. D. Crowninshield, R. C. Johnstonn, J. G. Andrews, and R. A. Brand, “A biomechanical investigation of the human hip,” *J. Biomech.*, vol. 11, pp. 75-85, 1978.
- [148] G. Bergmann *et al.*, “Hip forces and gait patterns from routine activities,” *J. Biomech.*, vol. 34, pp. 859-871, 2001.
- [149] M. O. Heller, G. Bergmann, J. P. Kassi, L. Claes, N. P. Haas, and G. N. Duda, “Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 5, pp. 1155-1163, 2005.
- [150] J. Gryka, “Hip joint and hip endoprosthesis biomechanics,” *J. Technol. Exploit. Mech. Eng.*, vol. 3, no. 1, pp. 21-27, 2017.
- [151] G. S. Beaupré, T. E. Orr, and D. R. Carter, “An Approach for Time-Dependent Bone Modeling and Remodeling-Application: A Preliminary Remodeling Simulation,” *J. Orthop. Res.*, vol. 8, pp. 662-670, 1990.
- [152] N. Garijo, J. Martínez, J. M. García-Aznar, and M. A. Pérez, “Computational evaluation of different numerical tools for the prediction of proximal femur loads from bone morphology,” *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 268, pp. 437-450, 2014.
- [153] C. R. Jacobs, M. E. Levenston, G. S. Beaupré, J. C. Simo, and D. R. Carter, “Numerical instabilities in bone remodeling simulations: The advantages of a node-based finite element approach,” *J. Biomech.*, vol. 28, no. 4, pp. 449-459, 1995.
- [154] P. T. Scannell and P. J. Prendergast, “Cortical and interfacial bone changes around a non-cemented hip implant: Simulations using a combined strain/damage remodelling algorithm,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 31, no. 4, pp. 477-488, 2009.
- [155] M. Morlock *et al.*, “Duration and frequency of every day activities in total hip patients,” *J. Biomech.*, vol. 34, no. 7, pp. 873-881, 2001.
- [156] G. N. G. N. Duda, M. Heller, J. Albinger, O. Schulz, E. Schneider, and L. Claes, “Influence of muscle forces on femoral strain distribution,” *J. Biomech.*, vol. 31, no. 9, pp. 841-846, 1998.
- [157] C. Bitsakos, J. Kerner, I. Fisher, and A. A. Amis, “The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 1, pp. 133-139, 2005.
- [158] A. D. Speirs, M. O. Heller, G. N. Duda, and W. R. Taylor, “Physiologically based boundary conditions in finite element modelling,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 10, pp. 2318-2323, 2007.
- [159] M. G. Joshi, M. H. Santare, and S. G. Advani, “Survey of stress analyses of the femoral hip prosthesis,” *Appl. Mech. Rev.*, vol. 53, no. 1, 2000.
- [160] M. J. Fagan and A. J. C. Lee, “Role of the collar on the femoral stem of cemented total hip replacements,” *J. Biomed. Eng.*, vol. 8, no. 4, pp. 295-304, 1986.
- [161] P. J. Prendergast and D. Taylor, “Stress analysis of the proximo-medial femur after total hip replacement,” *J. Biomed. Eng.*, vol. 12, no. 5, pp. 379-382, 1990.
- [162] M. Fagan and A. Lee, “Material selection in the design of the femoral component of cemented total hip replacement,” *Clin. Mater.*, vol. 1, pp. 151-167, 1986.
- [163] N. Verdonschot and R. Huiskes, “Mechanical effects of stem cement interface in total

- hip replacement,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 329, pp. 326-336, 1996.
- [164] A. L. Yettram, “Effect of interface conditions on the behaviour of a Freeman hip endoprosthesis,” *J. Biomed. Eng.*, vol. 11, no. 6, pp. 520-524, 1989.
- [165] M. Taylor, “Finite element modelling - Predictor of implant survival?,” *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, vol. 6, pp. 808-812, 1995.
- [166] K. E. Tanner, A. L. Yettram, M. Loeffler, W. D. Goodier, M. A. R. Freeman, and W. Bonfield, “Is stem length important in uncemented endoprostheses?,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 17, no. 4, pp. 291-296, 1995.
- [167] P. J. Prendergast, J. Monaghan, and D. Taylor, “Materials Selection in the Artificial Hip Joint Using Finite Element Stress Analysis,” *Clin. Mater.*, vol. 4, pp. 361-376, 1989.
- [168] T. M. Keaveny and D. L. Bartel, “Load transfer with the austin moore cementless hip prosthesis,” *J. Orthop. Res.*, vol. 11, no. 2, pp. 272-284, 1993.
- [169] T. M. Keaveny and D. L. Bartel, “Effects of porous coating, with and without collar support, on early relative motion for a cementless hip prosthesis,” *J. Biomech.*, vol. 26, no. 12, pp. 1355-1368, 1993.
- [170] R. Huiskes and W. Vroemen, “A standardized finite element model for routine comparative evaluations of femoral hip prostheses,” *Acta Orthop. Belg.*, vol. 52, no. 3, pp. 258-261, 1986.
- [171] K. A. Mann, D. C. Ayers, and T. A. Damron, “Effects of stem length on mechanics of the femoral hip component after cemented revision,” *J. Orthop. Res.*, vol. 15, no. 1, pp. 62-68, 1997.
- [172] B. Van Rietbergen and R. Huiskes, “Load transfer and stress shielding of the hydroxyapatite-ABG hip: A study of stem length and proximal fixation,” *J. Arthroplasty*, vol. 16, no. 8 SUPPL. 1, pp. 55-63, 2001.
- [173] F. S. Santori and N. Santori, “Mid-term results of a custom-made short proximal loading femoral component,” *J. Bone Jt. Surg. - Br. Vol.*, vol. 92-B, no. 9, pp. 1231-1237, 2010.
- [174] C. Boyle and I. Y. Kim, “Comparison of different hip prosthesis shapes considering micro-level bone remodeling and stress-shielding criteria using three-dimensional design space topology optimization,” *J. Biomech.*, vol. 44, no. 9, pp. 1722-1728, 2011.
- [175] M. Reimeringer, N. Nuño, C. Desmarais-Trépanier, M. Lavigne, and P. A. Vendittoli, “The influence of uncemented femoral stem length and design on its primary stability: A finite element analysis,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 16, no. 11, pp. 1221-1231, 2013.
- [176] K. L. Ong, J. S. Day, M. T. Manley, S. M. Kurtz, and R. Geesink, “Biomechanical Comparison of 2 Proximally Coated Femoral Stems. Effects of Stem Length and Surface Finish,” *J. Arthroplasty*, vol. 24, no. 5, pp. 819-824, 2009.
- [177] G. L. Maistrelli, V. Fornasier, A. Binnington, K. McKenzie, V. Sessa, and I. Harrington, “Effect of stem modulus in a total hip arthroplasty model,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 73, no. 1, pp. 43-6, 1991.
- [178] R. Huiskes, H. Weinans, and B. Van Rietbergen, “The Relationship Between Stress Shielding and Bone Resorption Around Total Hip Stems and the Effects of Flexible Materials,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 274, pp. 124-134, 1992.
- [179] H. Weinans, R. Huiskes, and H. J. Grootenboer, “Effects of material properties of femoral hip components on bone remodeling,” *J. Orthop. Res.*, vol. 10, no. 6, pp. 845-853, 1992.
- [180] E. J. Cheal, M. Spector, and W. C. Hayes, “Role of loads and prostheses material properties on the mechanics of the proximal femur after total hip arthroplasty,” *J Orthop Res.*, vol. 10, pp. 405-422, 1992.
- [181] J. A. Simo, A. T. Marques, and G. Jeronimidis, “Design of a controlled-stiffness composite proximal femoral prosthesis,” vol. 60, pp. 559-567, 2000.
- [182] J. A. De Oliveira Simões and A. T. Marques, “Determination of stiffness properties of braided composites for the design of a hip prosthesis,” *Compos. Part A Appl. Sci. Manuf.*, vol. 32, no. 5, pp. 655-662, 2001.
- [183] W. Yan, J. Berthe, and C. Wen, “Numerical investigation of the effect of porous titanium femoral prosthesis on bone remodeling,” *Mater. Des.*, vol. 32, no. 4, pp. 1776-1782, 2011.
- [184] H. S. Hedia, M. A. N. Shabara, T. T. El.Midany, and N. Fouda, “Improved Design of Cementless Hip Stems Using Two-Dimensional Functionally Graded Materials,” *J.*

- Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, vol. 79, pp. 42-49, 2006.
- [185] F. Rezaei, K. Hassani, N. Solhjoei, and A. Karimi, "Carbon / PEEK composite materials as an alternative for stainless steel / titanium hip prosthesis : a finite element study," *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, vol. 38, pp. 569-580, 2015.
- [186] R. Huiskes, "The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems.," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 261, pp. 27-38, 1990.
- [187] J. H. Kuiper and R. Huiskes, "Friction and stem stiffness affect dynamic interface motion in total hip replacement," *J. Orthop. Res.*, vol. 14, no. 1, pp. 36-43, 1996.
- [188] I. Leivadnyi, J. Awrejcewicz, M. F. Goethel, and A. Loskutov, "Influence of the fixation region of a press-fit hip endoprosthesis on the stress-strain state of the 'bone-implant' system," *Comput. Biol. Med.*, vol. 84, pp. 195-204, 2017.
- [189] E. C.A., O. D., J. M, M. TF, B. JD, and H. WH., "Quantification of Implant Micromotion, Strain Shielding, and Bone Resorption With Porous-Coated Anatomic Medullary Locking Femoral Prostheses," *Clin Orthop Relat Res*, vol. 285, pp. 13-29, 1992.
- [190] A. S. Wong, A. M. R. New, G. Isaacs, and M. Taylor, "Effect of bone material properties on the initial stability of a cementless hip stem: A finite element study," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 219, no. 4, pp. 265-275, 2005.
- [191] V. Malfroy Camine, A. Terrier, and D. P. Pioletti, "Micromotion-induced peri-prosthetic fluid flow around a cementless femoral stem," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 20, no. 7, pp. 730-736, 2017.
- [192] Hart RT, Davy DT, and Heiple KG, "A computational method for stress analysis of adaptive elastic materials with a view toward applications in strain-induced bone remodeling," *J. Biomech. Eng.*, vol. 106, no. 4, pp. 342-350, 1984.
- [193] T. D. Brown, R. Pedersen, Douglas, M. L. Gray, R. A. Brand, and C. T. Rubin, "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.
- [194] M. G. Mullender and R. Huiskes, "Proposal for the Regulatory Mechanism of Wolff's Law," *J. Orthop. Res.*, vol. 13, no. 47, pp. 503-512, 1995.
- [195] R. Jacobs, J. C. Sirno, G. S. Beauprckj, and D. R. Carter, "Adaptative bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations," *J. Biomechanics*, vol. 30, no. 6, pp. 603-613, 1997.
- [196] B. Van Rietbergen, R. Huiskes, H. Weinans, D. R. Sumner, 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, 1993.
- [197] P. J. Prendergast and D. Taylor, "Prediction of bone adaptation using damage accumulation," *J. Biomech.*, vol. 27, no. 8, pp. 1067-1076, 1994.
- [198] R. Huiskes, R. Ruimerman, G. -H. van Lenthe, and J. -D. Janssen, "Effects of mechanical forces on maintenance and adaption of form in trabecular bone," *Nature*, vol. 405, pp. 704-706, 2000.
- [199] R. Hambli, M. H. Boughattas, J.-L. Daniel, and A. Kourta, "Prediction of denosumab effects on bone remodeling: A combined pharmacokinetics and finite element modeling," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 60, pp. 492-504, 2016.
- [200] C. Lerebours, P. R. Buenzli, S. Scheiner, and P. Pivonka, "A multiscale mechanobiological model of bone remodelling predicts site-specific bone loss in the femur during osteoporosis and mechanical disuse," *Biomech. Model. Mechanobiol.*, vol. 15, no. 1, pp. 43-67, 2016.
- [201] E. G. F. Mercuri, A. L. Daniel, M. B. Hecke, and L. Carvalho, "Influence of different mechanical stimuli in a multi-scale mechanobiological isotropic model for bone remodelling," *Med. Eng. Phys.*, vol. 38, no. 9, pp. 904-910, 2016.
- [202] H. Bougherara, V. Klika, F. Maršík, I. A. Mařík, and L. Yahia, "New predictive model for monitoring bone remodeling," *J. Biomed. Mater. Res. - Part A*, vol. 95, no. 1, pp. 9-24, 2010.
- [203] K. C. L. Wong, L. Wang, H. Zhang, H. Liu, and P. Shi, "Meshfree implementation of individualized active cardiac dynamics," *Comput. Med. Imaging Graph.*, vol. 34, no. 1, pp. 91-103, 2010.
- [204] 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.
- [205] 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, 2010.
- [206] 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.
- [207] K. ichi Tsubota, S. Wada, and T. Yamaguchi, "Particle method for computer simulation of red blood cell motion in blood flow," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 83, no. 2, pp. 139-146, 2006.
- [208] D. Mori, K. Yano, K. ichi Tsubota, T. Ishikawa, S. Wada, and T. Yamaguchi, "Computational study on effect of red blood cells on primary thrombus formation," *Thromb. Res.*, vol. 123, no. 1, pp. 114-121, 2008.
- [209] 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.
- [210] 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, 2005.
- [211] M. Doblaré and J. M. García, "Application of an anisotropic bone-remodelling model based on a damage-repair theory to the analysis of the proximal femur before and after total hip replacement," *J. Biomech.*, vol. 34, pp. 1157-1170, 2001.
- [212] 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, 2007.
- [213] 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," *Clin. Biomech.*, vol. 23, no. 9, pp. 1192-1199, 2008.
- [214] J. W. Fernandez, R. Das, P. W. Cleary, P. J. Hunter, C. D. L. Thomas, and J. G. Clement, "Using smooth particle hydrodynamics to investigate femoral cortical bone remodelling at the Haversian level," *Int. j. numer. method. biomed. eng.*, vol. 29, no. 1, pp. 129-43, 2013.
- [215] 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.
- [216] J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. N. Jorge, "The Mandible Remodeling Induced By Dental Implants: a Meshless Approach," *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 15, no. 4, pp. 1-31, 2015.
- [217] K. L. Ong, S. Lovald, and J. Black, *Orthopaedic Biomaterials in Research and Practice*, Second. CRC Press LLC, 2014.
- [218] G. D. Roodman, "Mechanisms of Bone Metastasis," *N. Engl. J. Med.*, vol. 350, no. 16, pp. 1655-1664, 2004.
- [219] R. E. Coleman, "Skeletal complications of malignancy.," *Cancer*, vol. 80, no. 8 Suppl, pp. 1588-94, 1997.
- [220] E. Tanck *et al.*, "Pathological fracture prediction in patients with metastatic lesions can be improved with quantitative computed tomography based computer models," *Bone*, vol. 45, no. 4, pp. 777-783, 2009.
- [221] F. Miller and R. Whitehill, "Carcinoma of the breast metastatic to the skeleton," *Clin Orthop Relat Res*, no. 184, pp. 121-127, 1984.
- [222] J. A. Hipp, D. S. Springfield, and W. C. Hayes, "Predicting pathologic fracture risk in the management of metastatic bone defects.," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 312, pp. 120-35, 1995.
- [223] S. Spruijt *et al.*, "Prediction of torsional failure in 22 cadaver femora with and without simulated subtrochanteric metastatic defects: A CT scan-based finite element analysis," *Acta Orthop.*, vol. 77, no. 3, pp. 474-481, 2006.
- [224] J. H. Keyak, T. S. Kaneko, J. Tehranzadeh, and H. B. Skinner, "Predicting proximal femoral strength using structural engineering models," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no.

- 437, pp. 219-228, 2005.
- [225] A. S. Dickinson, "Activity and Loading Influence the Predicted Bone Remodeling Around Cemented Hip Replacements," vol. 136, 2014.

# Anexo 1

Neste anexo são apresentados todos os gráficos relativos à análise apresentada na secção 7.3. Assim são apresentados os gráficos da variação da tensão principal 1 e tensão principal 2 ao longo do limite do sarcoma ósseo, para os três tamanhos, para o caso 1, caso 2, caso 3 e caso 4.

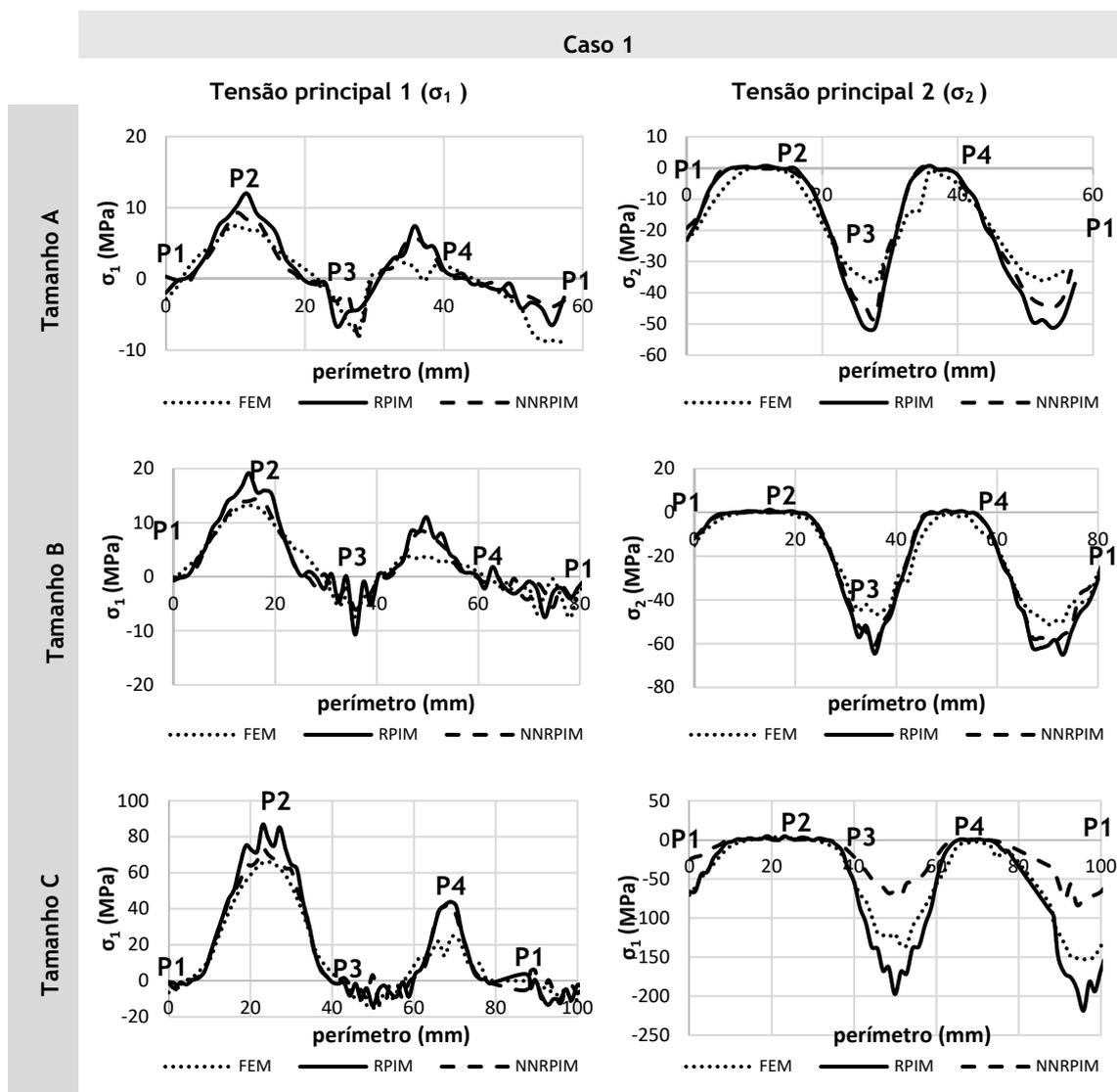


Figura A.1 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM, ao longo dos nós do perímetro circundante do sarcoma do caso 1.

## Caso 2

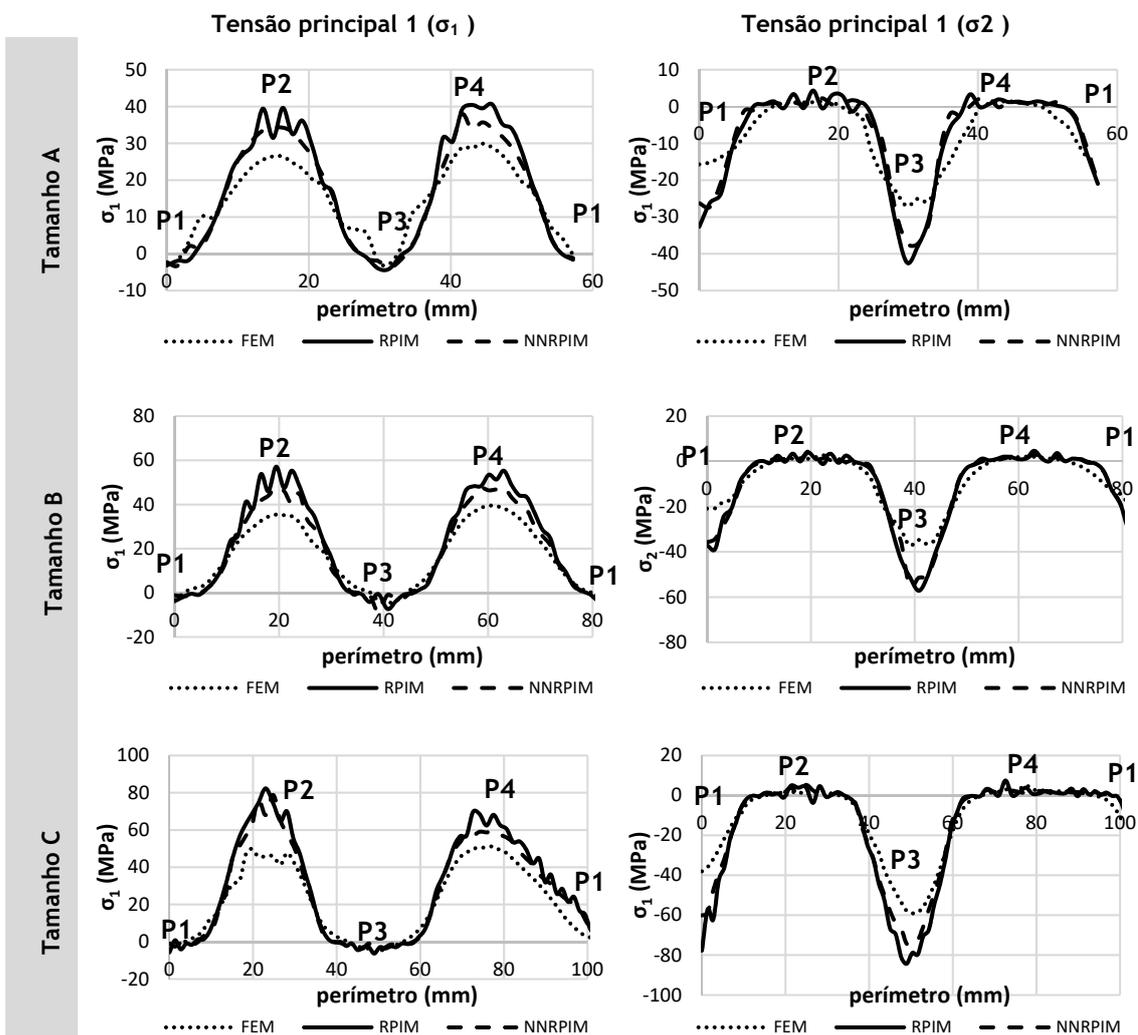
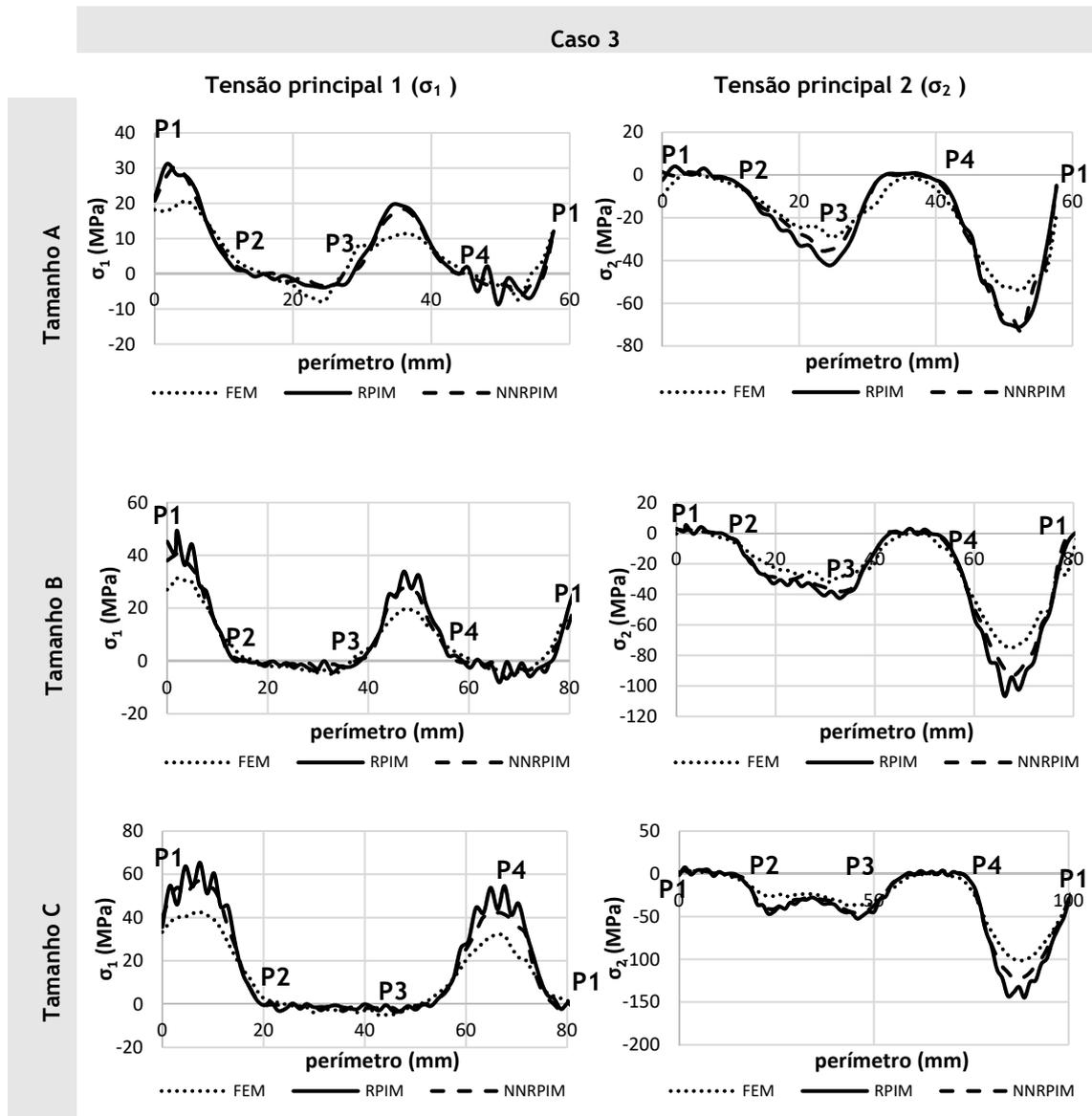


Figura A.2 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM, ao longo dos nós do perímetro circundante do sarcoma do caso 2.



**Figura A.3** - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM, ao longo dos nós do perímetro circundante do sarcoma do caso 3.

## Caso 4

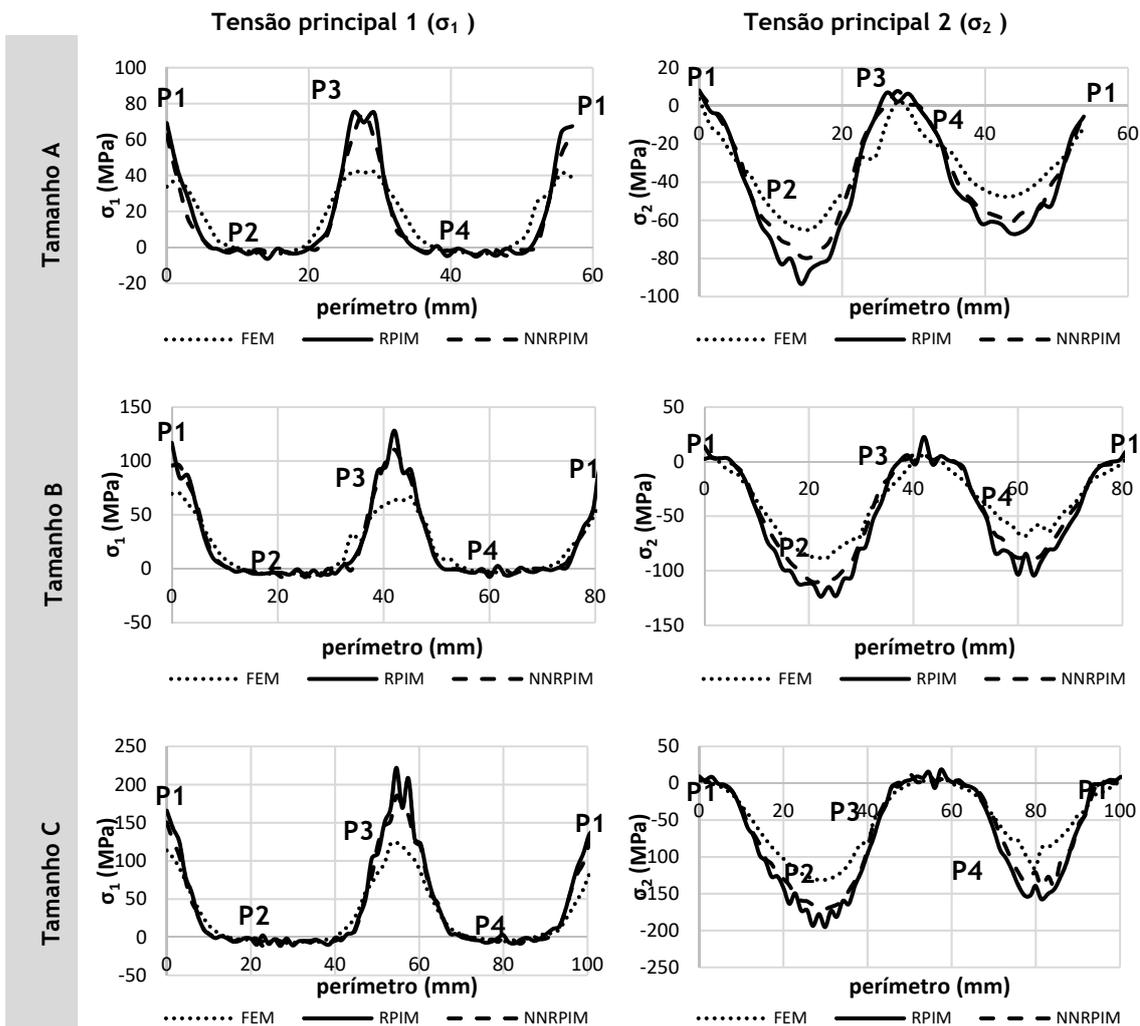


Figura A.4 - Representação gráfica da distribuição da tensão principal 1 e 2 obtida através do MEF, RPIM e NNRPIM, ao longo dos nós do perímetro circundante do sarcoma do caso 4.

## Anexo 2

Neste anexo são apresentados todos mapas da arquitetura trabecular final obtida e mapas de dispersão cor da tensão efetiva de von Mises, da tensão principal 1 e da tensão principal 2 relativos às análises de remodelação óssea apresentadas na secção 8.1.2.

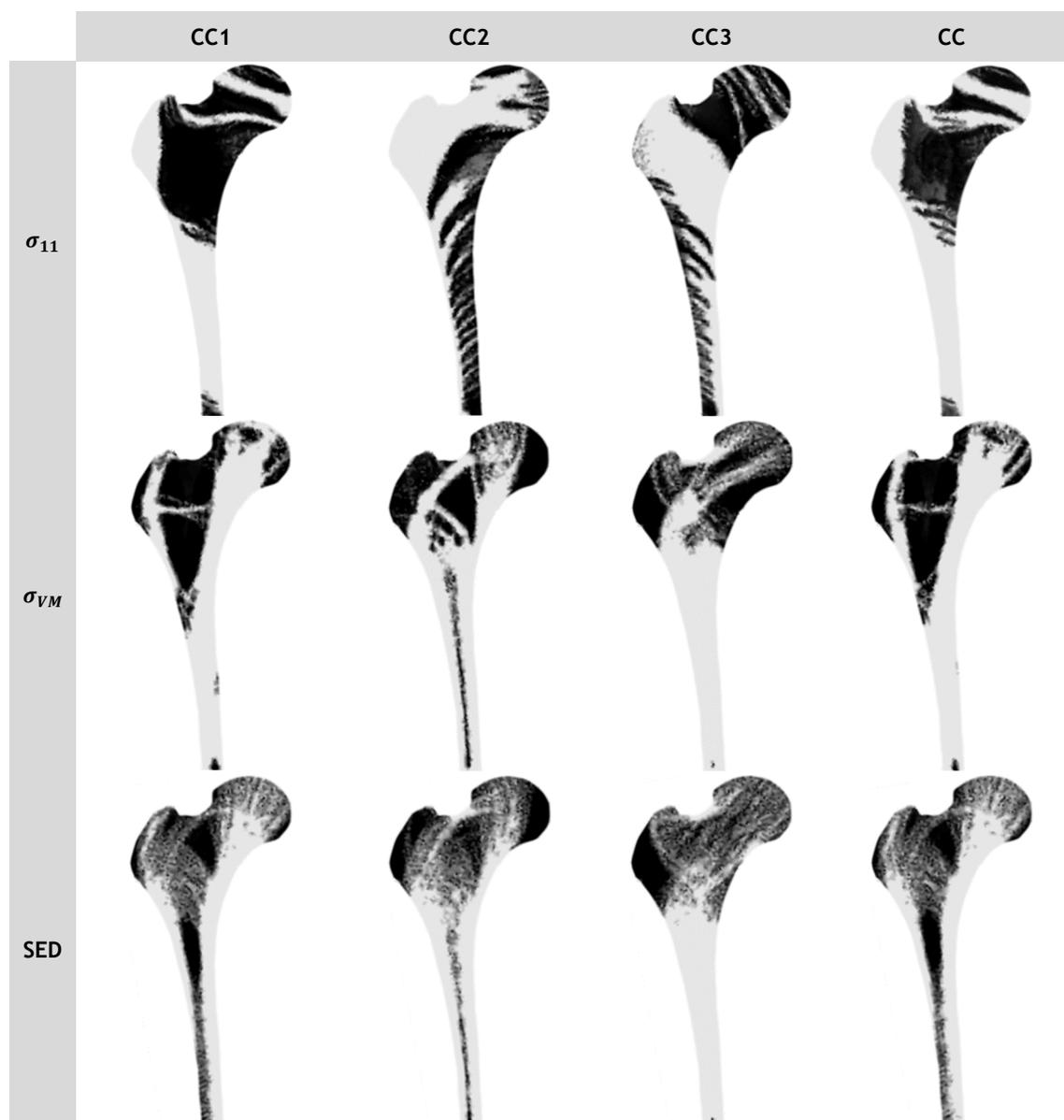


Figura A.5 - Arquitetura trabecular final ( $\rho_{app} = 1,2 \text{ g/cm}^3$ ) obtida para os casos de carga em separado (CC1, CC2 e CC3) e para a combinação dos casos de carga (CC), usando como critério de remodelação óssea: a  $\sigma_{11}$ , a  $\sigma_{ef}$  e o SED e como método numérico o RPIM.

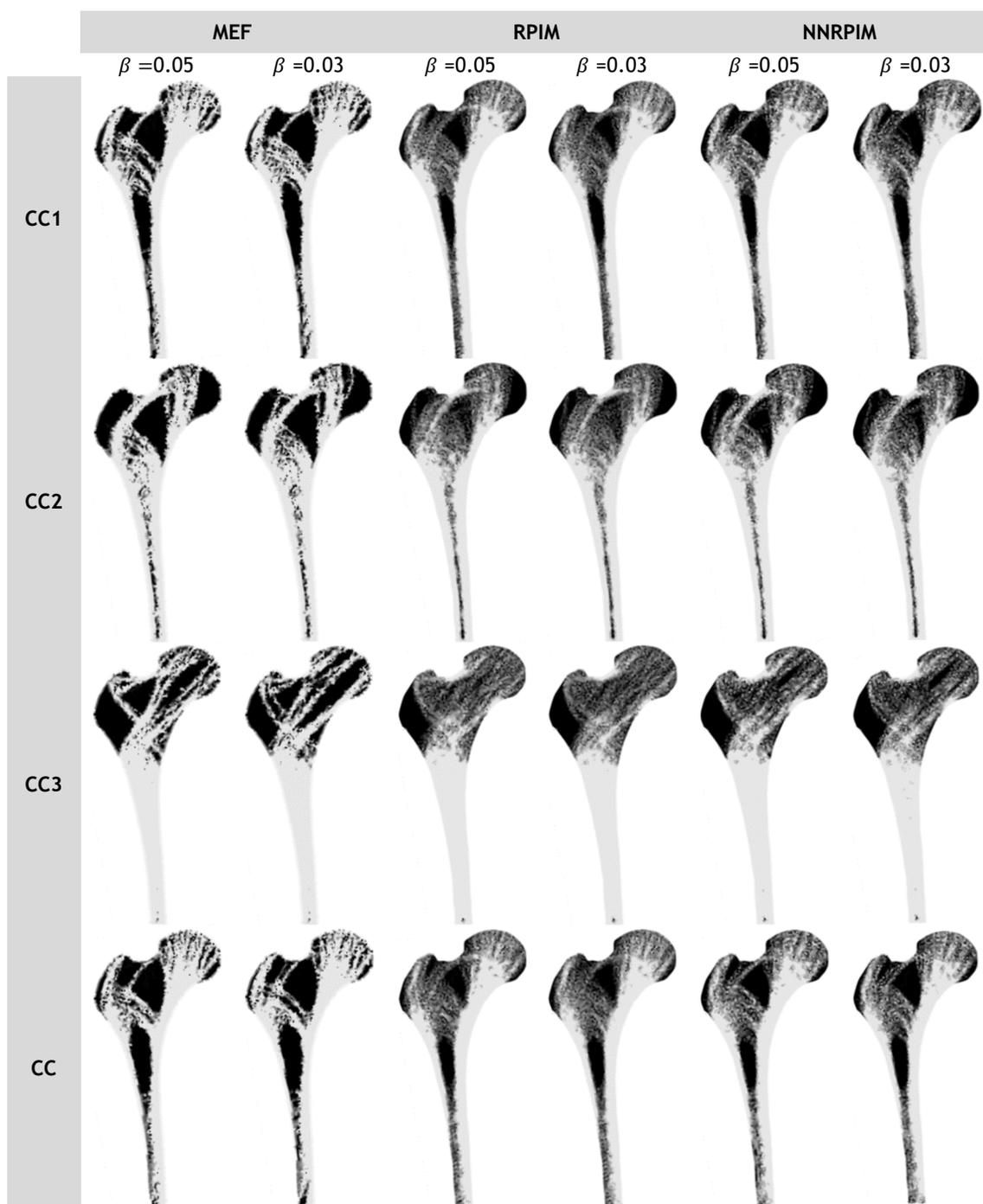


Figura A.6 - Arquitetura trabecular final ( $\rho_{app} = 1,2 \text{ g/cm}^3$ ) obtida para os casos de carga em separado (CC1, CC2 e CC3) e para a combinação dos casos de carga (CC), para os diferentes métodos numéricos, considerando  $\beta = \{0.05, 0.03\}$ .

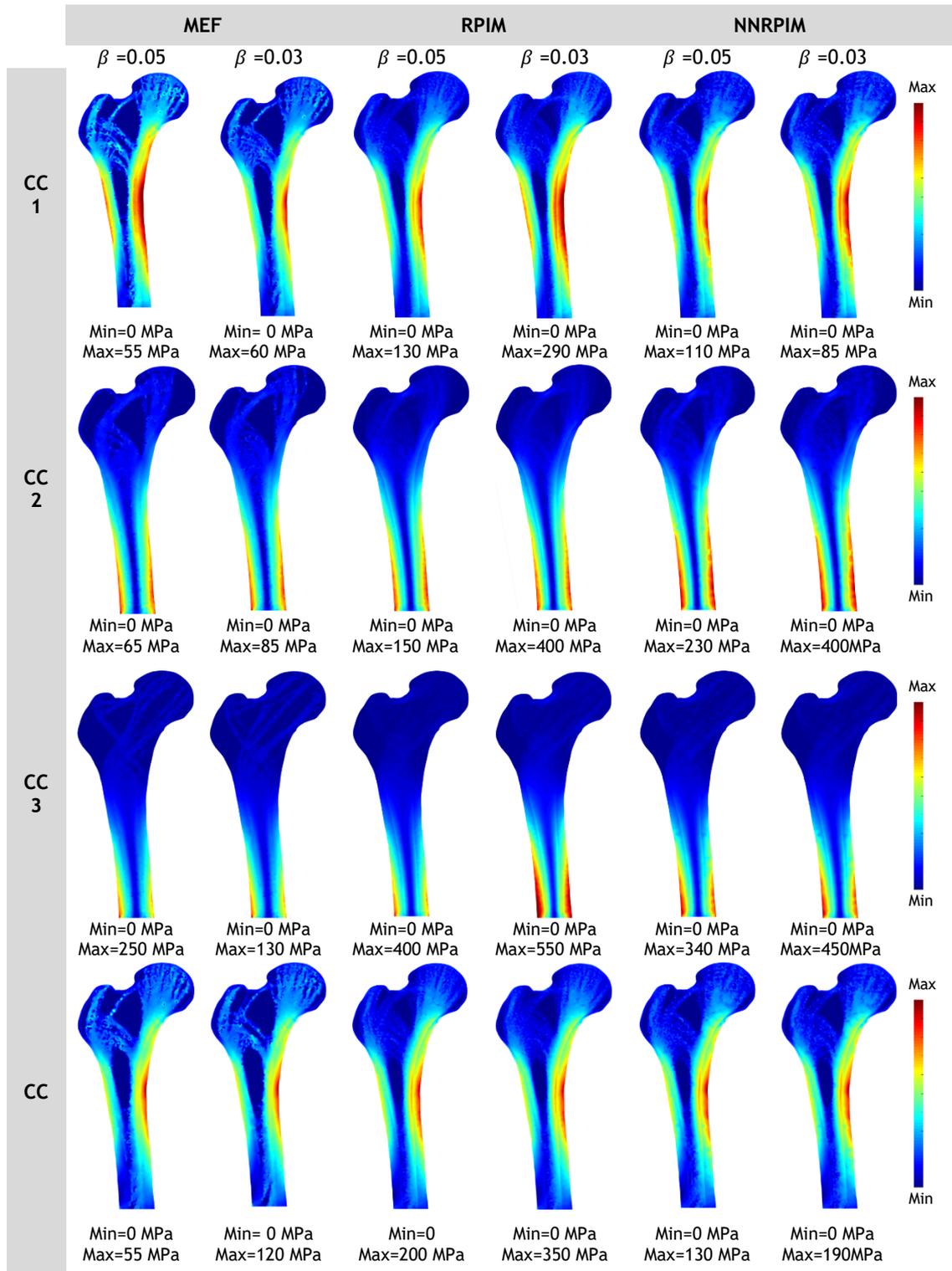


Figura A.7 - Mapas da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), obtida para todos os casos de carga considerados, para os diferentes métodos numéricos, considerando  $\beta = \{0.05, 0.03\}$ .

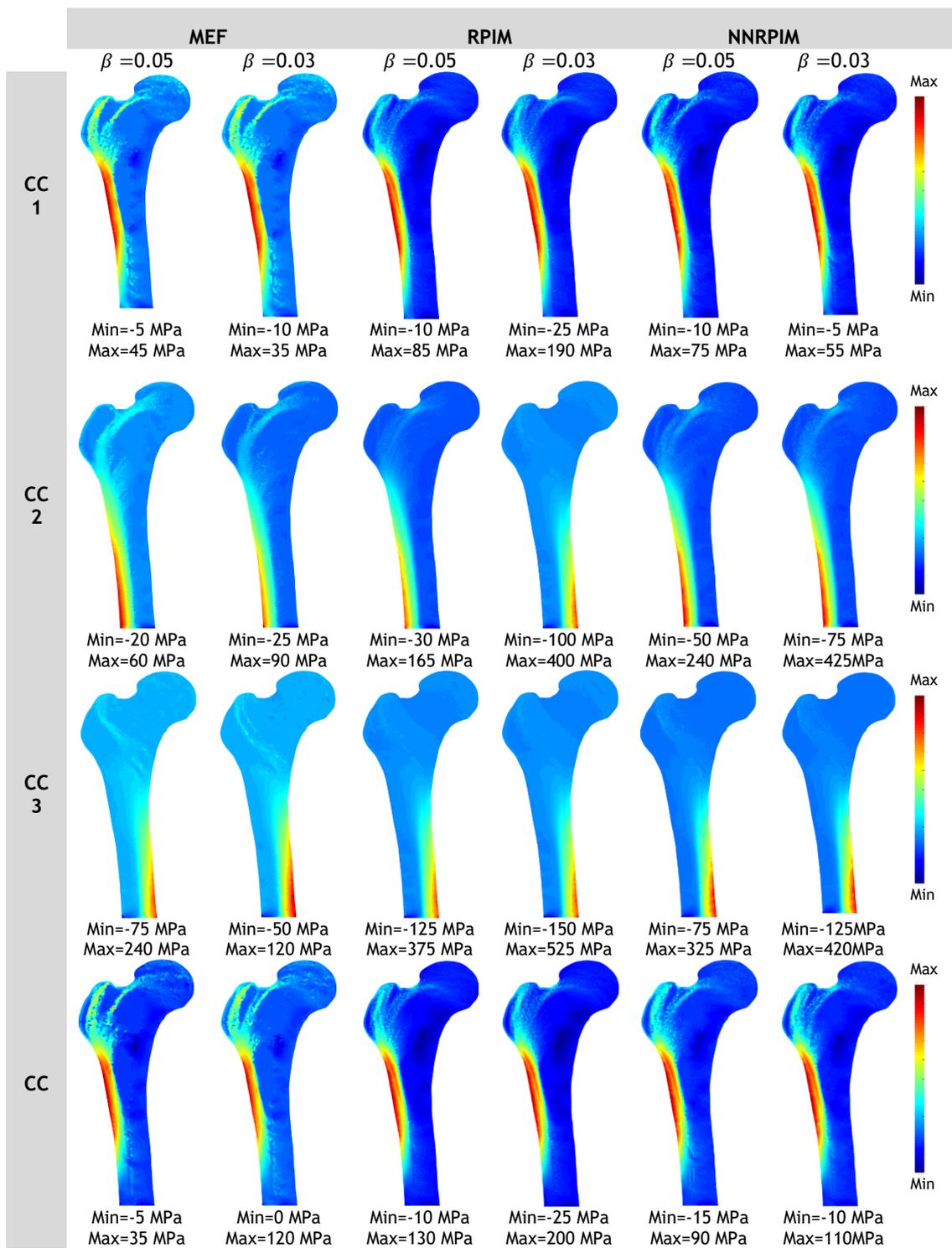


Figura A.8 - Mapas da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), obtida para todos os casos de carga considerados, para os diferentes métodos numéricos, considerando  $\beta = \{0.05, 0.03\}$ .

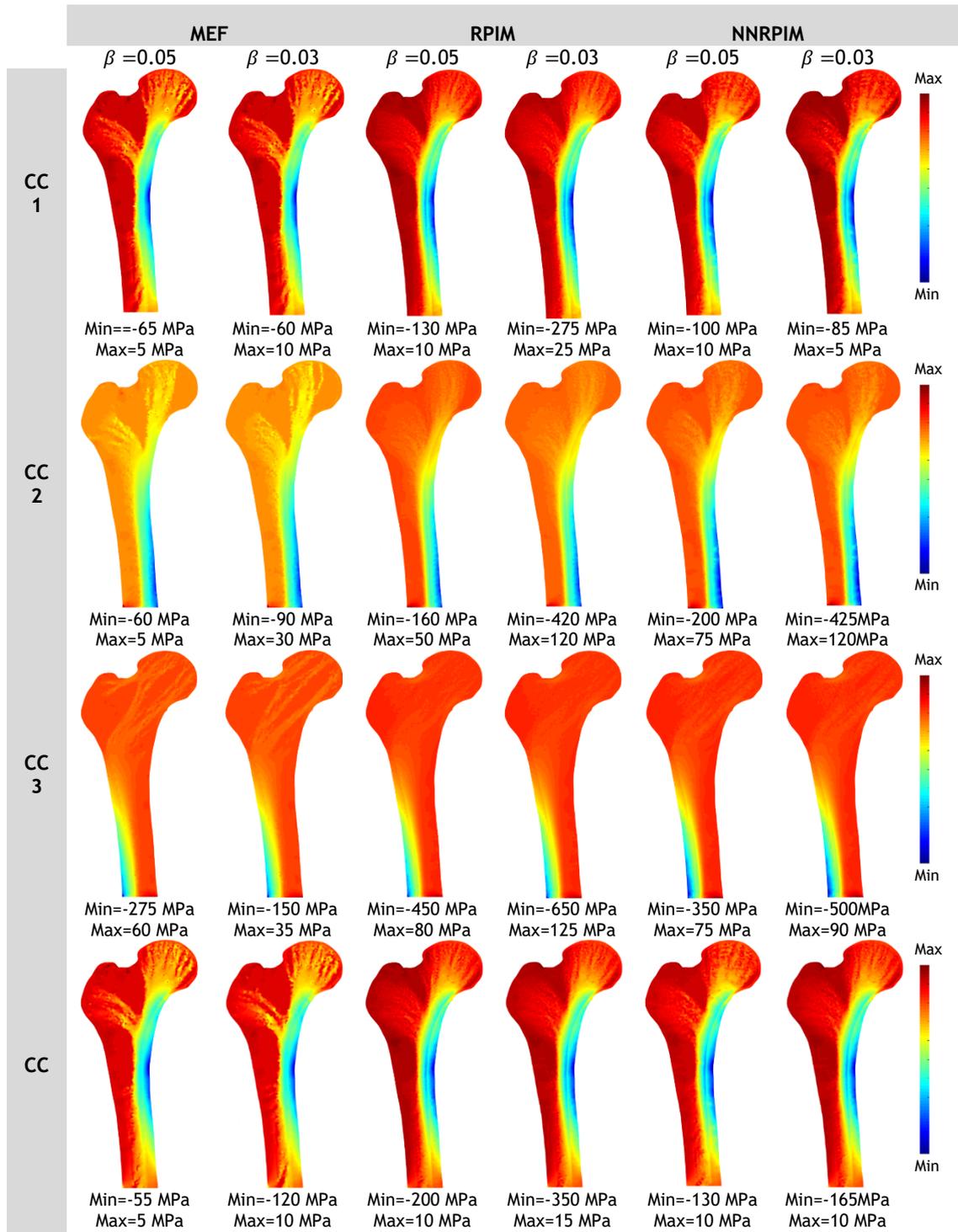
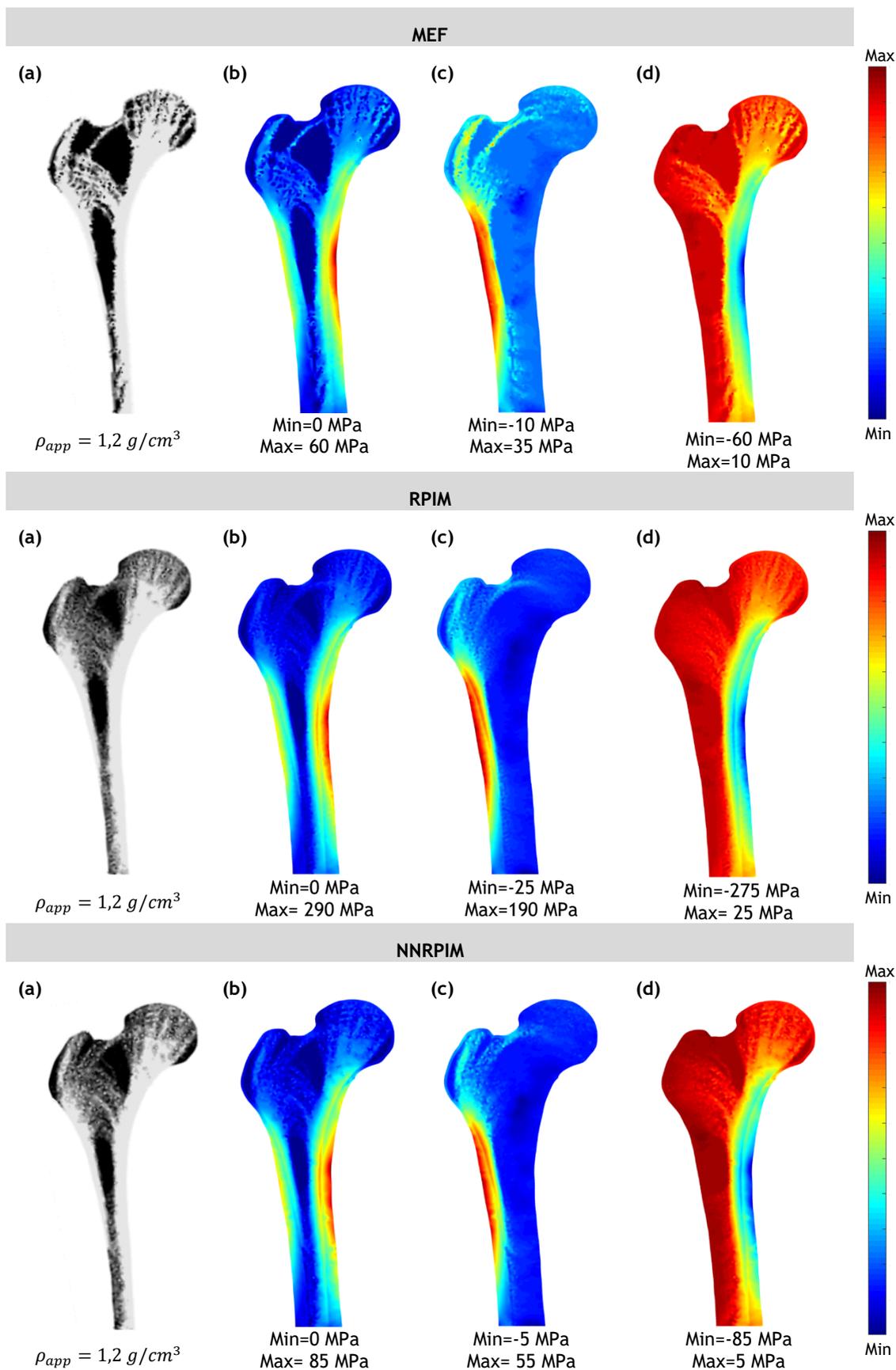
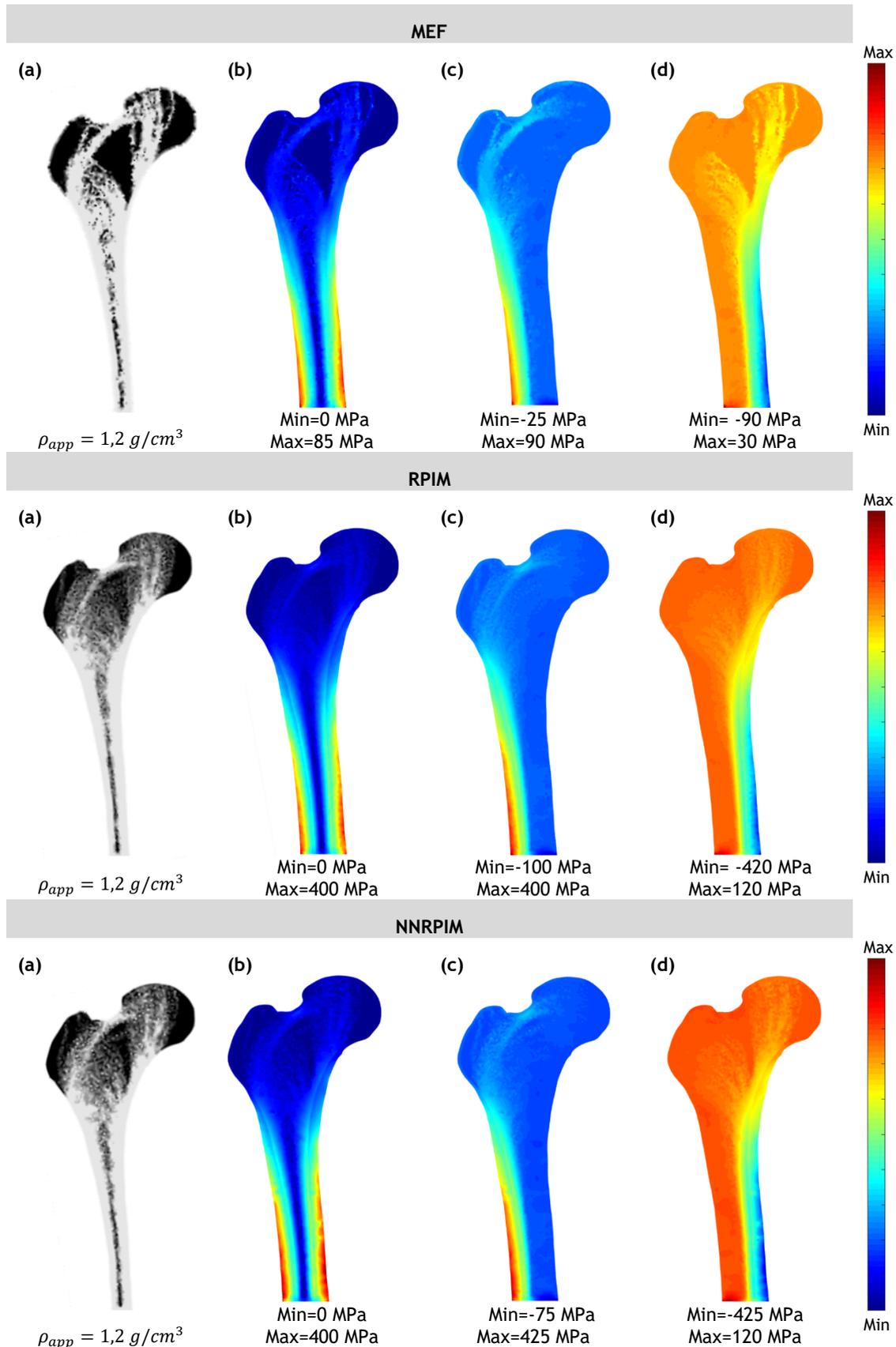


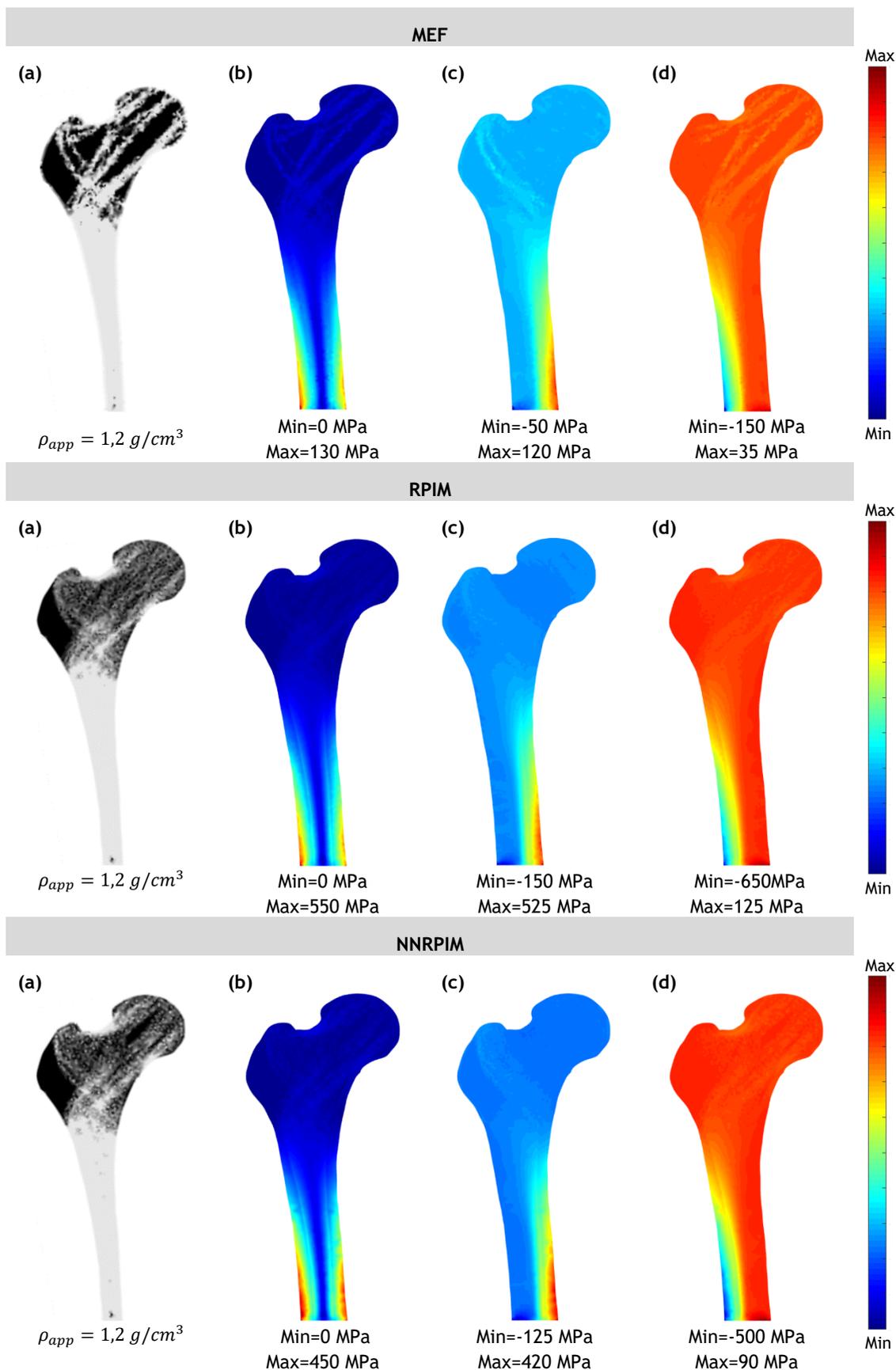
Figura A.9 - Mapas da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ), obtida para todos os casos de carga considerados, para os diferentes métodos numéricos, considerando  $\beta = \{0.05, 0.03\}$ .



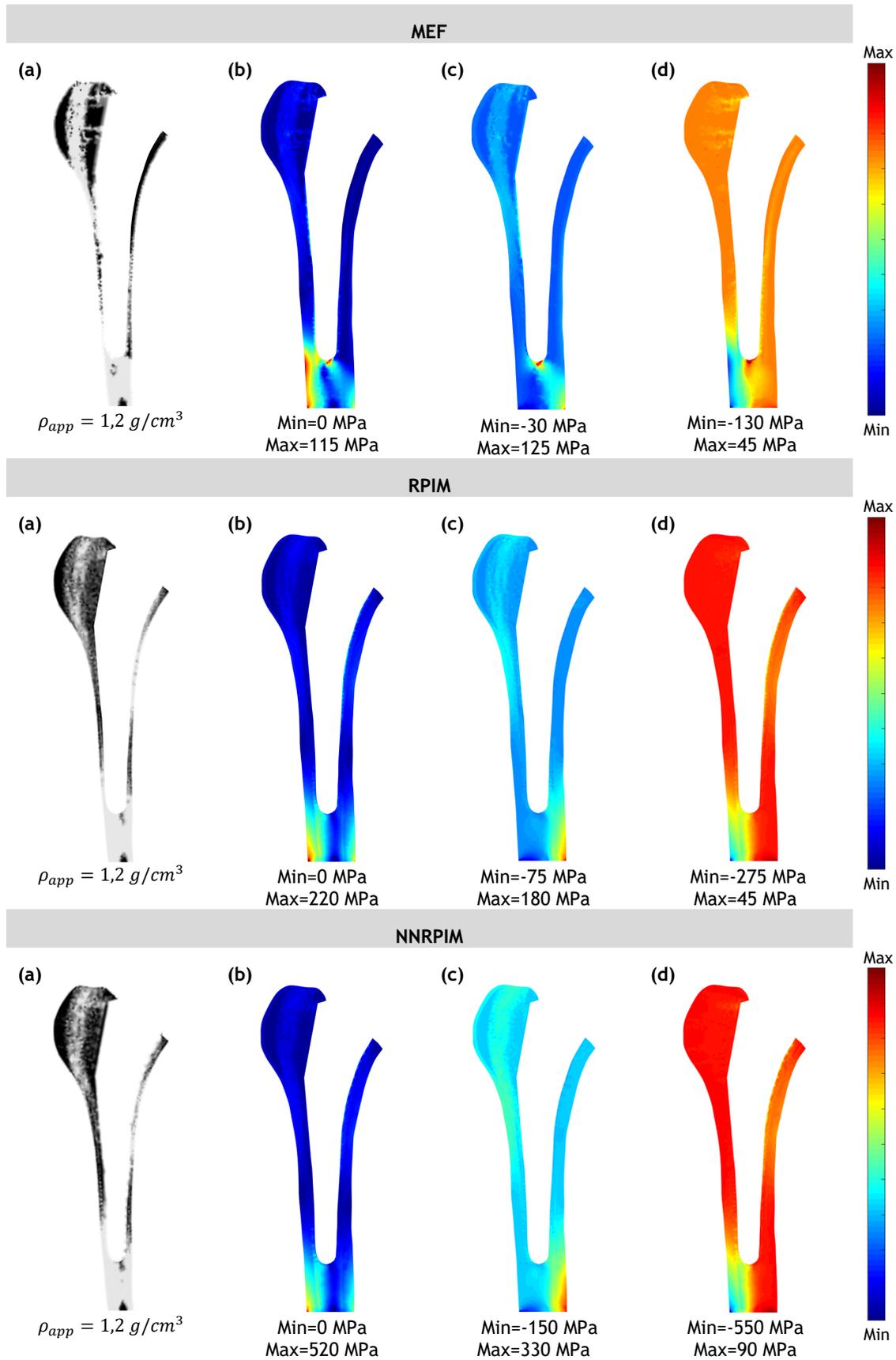
**Figura A.10** - Para o CC1: (a) Arquitetura trabecular final obtida, (b) Mapa da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ).



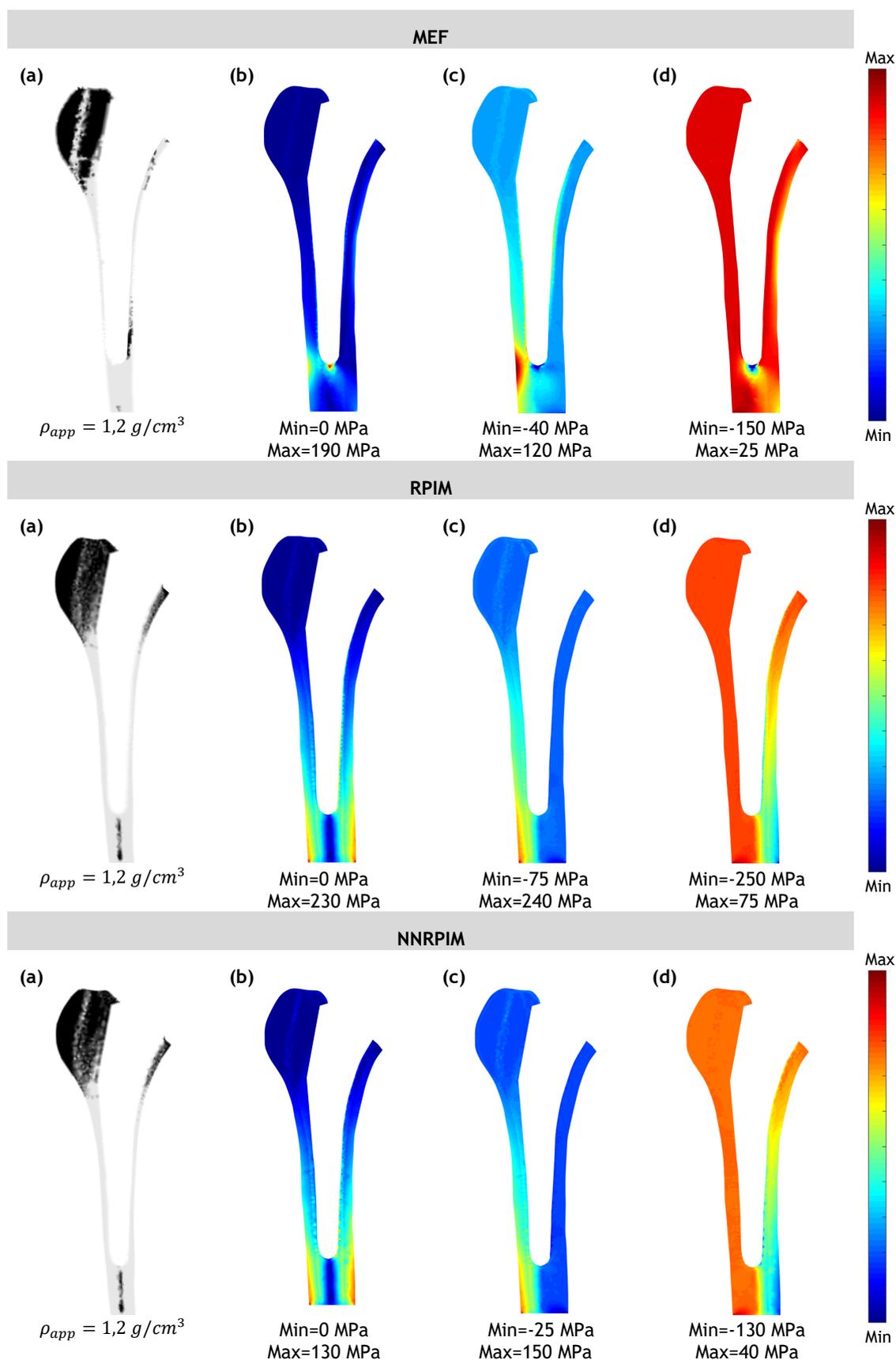
**Figura A.11** - Para o CC2: (a) Arquitetura trabecular final obtida, (b) Mapa da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ).



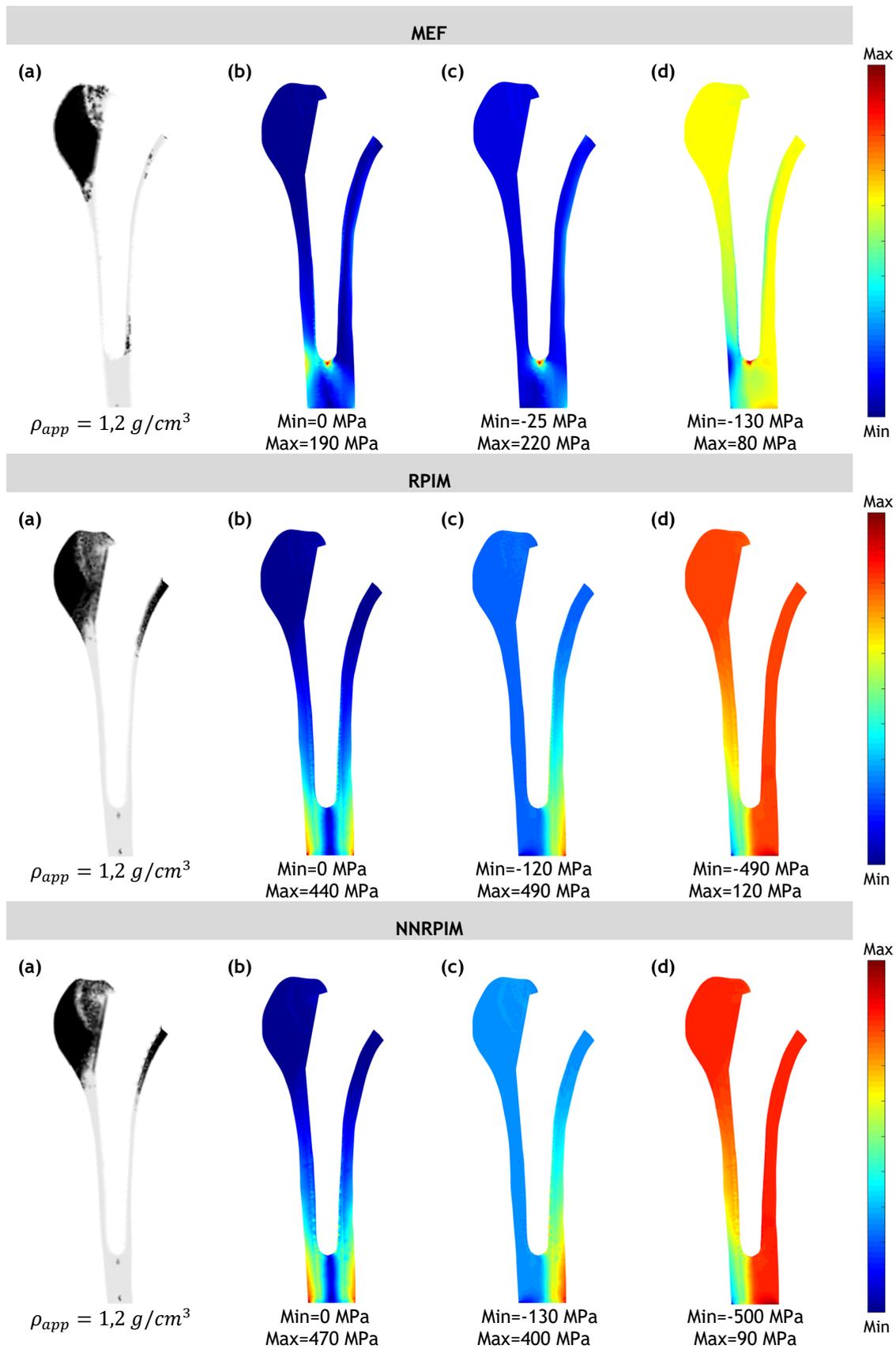
**Figura A.12** - Para o CC3: (a) Arquitetura trabecular final obtida, (b) Mapa da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ).



**Figura A.13** - Para o CC1: (a) Arquitetura trabecular final obtida, (b) Mapa da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ).



**Figura A.14** - Para o CC2: (a) Arquitetura trabecular final obtida, (b) Mapa da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ).



**Figura A.15** - Para o CC3: (a) Arquitetura trabecular final obtida, (b) Mapa da tensão efetiva de von Mises ( $\sigma_{ef}$ ), (c) Mapa da tensão principal 1 ( $\sigma_{11}$ ), (d) Mapa da tensão principal 2 ( $\sigma_{22}$ ).