



M 2014

U. PORTO
FEUP FACULDADE DE ENGENHARIA
UNIVERSIDADE DO PORTO

CARACTERIZAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DAS CARTILAGENS DO JOELHO E DA SUA INTERAÇÃO COM OS TECIDOS CIRCUNDANTES

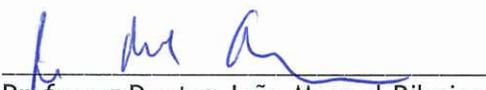
JOANA CATARINA FERREIRA MACHADO
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO APRESENTADA
À FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO EM
ÁREA CIENTÍFICA DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

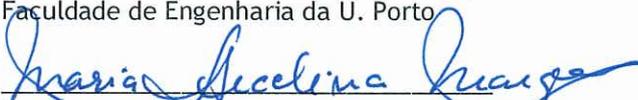
A Dissertação intitulada

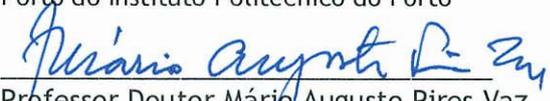
“Caracterização das propriedades mecânicas das cartilagens do joelho e da sua interação com os tecidos circundantes”

foi aprovada em provas realizadas em 14-07-2015

o júri


Presidente Professor Doutor João Manuel Ribeiro da Silva Tavares
Professor Associado c/ Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da
Faculdade de Engenharia da U. Porto


Professora Doutora Maria Arcelina Marques
Professor Adjunto do Departamento de Física do Instituto Superior de Engenharia do
Porto do Instituto Politécnico do Porto


Professor Doutor Mário Augusto Pires Vaz
Professor Associado c/ Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da
Faculdade de Engenharia 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 - Joana Catarina Ferreira Machado

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

[Esta página foi intencionalmente deixada em branco]

FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO



Caracterização das Propriedades Mecânicas das
Cartilagens do Joelho e da sua Interação com os
Tecidos Circundantes

Joana Catarina Ferreira Machado

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Dissertação realizada sob a orientação de:

Prof. Doutor Mário Augusto Pires Vaz

Professor Associado com Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Dr. Luís Miguel Marta de Lima Monteiro

Assistente Hospitalar Graduado de Ortopedia e Traumatologia
Hospital de S. João

Mestrado em Engenharia Biomédica

Porto, Junho de 2015

Dissertação realizada com o apoio de:



Resumo

O joelho é a maior e a mais complexa articulação do organismo, sendo mecanicamente a mais solicitada das articulações do corpo humano, e estando, por isso, suscetível a vários tipos de lesões. A cartilagem articular do joelho tem a capacidade de suportar grandes cargas compressivas, enquanto providencia uma superfície suave e lubrificada na zona de contacto entre os ossos, facilitando o movimento e a distribuição da carga. Obter as características mecânicas deste tecido e perceber o seu comportamento em estado saudável, pode ser um meio para a prevenção de situações patológicas, como a osteoartrose. Nesta patologia a cartilagem é danificada e são desenvolvidos defeitos que podem evoluir de superficiais até à extensão total da sua estrutura, atingindo o osso. Posto isto, pretende-se caracterizar este tecido por meio de ensaios mecânicos de compressão, bem como pela criação de um modelo numérico que permita simular o seu comportamento e prever situações de risco.

No presente estudo, foram realizados testes de compressão inconfínada e confinada em modo tensão-relaxamento em amostras de discos cilíndricos de cartilagem recolhida de fémur suíno. A partir dos ensaios foi determinado o módulo de Young, E , e o módulo agregado à compressão, H_A , respetivamente. Os resultados indicam valores de $E=0.3886$ MPa e de $H_A=0.4777$ MPa. Foram ainda realizados testes de compressão contínua para estudo das forças e tensões associadas à falha do tecido. A falha das amostras ocorreu com a desidratação das mesmas, assim como múltiplas fissuras do tecido, a um valor de tensão de 63.5 ± 34.6 MPa.

Numa fase posterior do trabalho, foi utilizado um modelo 3D de elementos finitos representativo da articulação tíbio-femoral (incluindo as cartilagens tibiais e femorais, bem como os meniscos e os ossos fémur e tíbia), para estudo das tensões desenvolvidas ao nível da cartilagem articular e dos seus tecidos envolventes em situação saudável e osteoartrítica. A modelação 3D da cartilagem focou-se na divisão da sua estrutura em três camadas (superficial, média e profunda) cada uma com diferentes propriedades mecânicas. Foram analisadas as tensões geradas durante as três subfases da fase de apoio do ciclo de marcha (apoio plantar, apoio do calcanhar e apoio dos dedos). As tensões mais elevadas são desenvolvidas na situação

de apoio dos dedos e as mais baixas na de apoio plantar. Entre as três camadas de cartilagem consideradas, as tensões mais altas localizam-se na superficial, e depois na profunda e medial. Na presença de osteoartrose, as tensões aumentam e as máximas concentram-se na zona do defeito.

Palavras-Chave: cartilagem articular, biomecânica da cartilagem, ensaios mecânicos de compressão, articulação do joelho, análise de elementos finitos, tensões de contacto, osteoartrose.

Abstract

The theme of this thesis is concerned with the mechanical characterization of the knee articular cartilage. The knee was the chosen joint because it is the major joint of the human organism, as it is frequently mechanically demanded it is also susceptible to various kinds of injuries. The knee articular cartilage (AC) has the capability of supporting large compressive loads, while providing a soft and lubricated surface in the area of contact between bones. This structure facilitates knee movements and load distribution. Finding the mechanical properties of the articular cartilage and understanding its behaviour on its healthy state, can be a way of preventing pathological situations like osteoarthritis (OA). Hereupon, this thesis intends to characterize this structure by undergoing mechanical compression tests, as well as creating a numerical model which simulates their behaviour and predicts risk situations.

In current study, both unconfined and confined ramp-stress relaxation compression tests of cylindrical cartilage discs, taken from the swine femur, were utilized to determine Young's modulus, E , and aggregate modulus, H_A , of the cartilage tissue. The results indicates values of $E=0.3886$ MPa and $H_A=0.4777$ MPa. Furthermore, continuous compression tests were performed to study forces and stresses associated with tissue loss. Specimen's failure occurred with dehydration and multiple cracks of the tissue at a nominal applied stress of 63.5 ± 34.6 MPa.

A 3D finite element model of the tibio-femoral joint including femoral and tibial cartilage, menisci and bones, was used to study contact stresses on AC and its surrounding tissues in healthy and osteoarthritic cartilage situations. The 3D modelling of AC was redesign to include three cartilage layers (superficial, medial and deep zones) with different mechanical behaviours. Three situations of the stance phase of the gait cycle were analysed ('heel strike', 'single limb stance' and 'toe-off'). The high stresses on AC are developed in 'toe-off' situation and the minimum in the 'single limb stance'. Furthermore, between the three AC layers, peak

stresses are in the superficial, then in the deep and medial layers. In the presence of OA, the maximum stresses were higher and are concentrated in the affected area.

Key-Words: articular cartilage, cartilage biomechanics, mechanical compression tests, knee joint, finite element analysis, contact pressure, osteoarthritis.

Agradecimentos

Ao professor orientador Doutor Mário Vaz, bem como ao médico e coorientador Dr. Miguel Marta por todo o acompanhamento e motivação na realização do trabalho.

Ao Engenheiro Nuno Viriato pela disponibilidade, dedicação, paciência e ainda pelas dicas e conselhos no ensino e manipulação dos programas comerciais utilizados na elaboração do trabalho, bem como no auxílio das técnicas de recolha das amostras e realização dos ensaios experimentais. Foi uma pessoa essencial em toda a condução do trabalho.

À Engenheira Viviana Pinto pelo auxílio e esclarecimentos nas questões relacionadas com os testes experimentais.

Ao Engenheiro Shayan Eslami pela construção da câmara de confinamento e cilindros de compressão adaptados à mesma.

Às entidades de apoio pelos recursos disponibilizados para o desenvolvimento do trabalho.

Aos meus amigos do 12B, por estarem sempre presentes em todas as fases da minha vida.

Às minhas colegas e amigas do Grupo do Joelho, Joana Silva e Diane Carvalho, pelo apoio demonstrado e pelas dicas e conselhos em alguns aspetos relacionados com o meu trabalho.

Aos meus colegas do Mestrado em Engenharia Biomédica pelas críticas construtivas ao longo do tempo. Em especial ao Luís e à Inês, que estiveram presentes em muitas fases.

Aos meus pais, a quem dedico esta dissertação, por me proporcionarem a oportunidade de atingir esta formação, por todo o apoio incondicional e pelo aconselhamento sempre sensato em todas as decisões necessárias ao longo do meu percurso académico.

Ao meu irmão, ajudante de talho por profissão, pela disponibilidade na obtenção de joelhos suínos, bem como pela ajuda na dissecção dos mesmos. A ele e toda a restante família que sempre mostraram orgulho e confiança em mim.

Por fim, à Bárbara, e, em especial, ao Tiago, por me demonstrarem apoio, positivismo e essencialmente perseverança, em todos os momentos de fraqueza.

A todos, o meu sincero agradecimento

Joana Machado

[Esta página foi intencionalmente deixada em branco]

Índice

Resumo	i
Abstract.....	iii
Agradecimentos	v
Índice	vii
Índice de Figuras.....	xi
Índice de Tabelas	xvii
Lista de Abreviaturas e Acrónimos.....	xix
Lista de Símbolos	xxi
Capítulo 1 - Introdução	1
1.1. Objetivos.....	4
1.2. Apresentação dos Capítulos	5
Capítulo 2 - Articulação do Joelho	7
2.1. Terminologia Anatômica Elementar.....	7
2.1.2. Posição Anatômica, Planos e Eixos de Referência	7
2.2. Artrologia do Joelho	8
2.3. Estrutura do Joelho	10
2.3.1. Ossos.....	10
2.3.2. Tecidos Moles.....	11
2.4. Mecânica das Articulações.....	13
2.4.1. Mecânica do Contacto.....	13
2.4.2. Fenómenos de contacto no joelho.....	14
2.4.3. Desgaste das Articulações.....	15
2.5. Movimentos Articulares do Joelho	15
2.5.1. Cinemática do Joelho.....	16
2.5.2. Cinética e Estabilidade do Joelho	17
2.5.3. Ciclo de Marcha.....	18
Capítulo 3 - Cartilagem Articular	21
3.1. Tipos de Cartilagem.....	21

3.2. Composição e Estrutura da Cartilagem Articular	22
3.2.1. Arranjo da Cartilagem	24
3.2.1.1. Zona Superficial	25
3.2.1.2. Zona Média.....	25
3.2.1.3. Zona Profunda	25
3.2.1.4. Zona de Calcificação	25
3.3. Comportamento Mecano-Eletroquímico da Cartilagem Articular.....	25
3.4. Falência da Cartilagem	27
3.4.1. Osteoartrose.....	27
3.4.2. Procedimentos cirúrgicos para restauro da cartilagem articular	30
3.4.2.1. Microfratura.....	30
3.4.2.2. Transplante de excertos osteocondrais	31
Capítulo 4 - Biomecânica da Cartilagem Articular.....	33
4.1. Conceitos Fundamentais da Ciência dos Materiais	33
4.2. Modelação Biomecânica.....	35
4.3. Propriedades Mecânicas da Cartilagem Articular	40
4.3.1. Comportamento da Cartilagem em Compressão	40
4.3.1.1. Compressão Confinada.....	40
4.3.1.2. Compressão Inconfinada	41
4.3.1.3. Testes de Indentação.....	42
4.3.1.4. Modos de Teste.....	42
4.3.1.5. Estado da Arte	44
4.3.2. Caracterização de ensaios mecânicos em tecidos biológicos.....	46
4.3.3. Comparação entre espécies.....	46
Capítulo 5 - Ensaios Experimentais de Compressão	49
5.1. Dissecção do joelho.....	49
5.2. Métodos de recolha de amostras cilíndricas de cartilagem.....	50
5.3. Ensaios de compressão	53
5.3.1. Compressão contínua.....	54
5.3.1.1. Variação da localização da amostra.....	55
5.3.1.2. Variação da velocidade.....	55
5.3.1.3. Variação do diâmetro da amostra	56
5.3.1.4. Cálculo de propriedades mecânicas	58
5.3.2. Modo Tensão-Relaxamento.....	59
Capítulo 6 - Modelação por Elementos Finitos	63
6.1. Evolução do Método dos Elementos Finitos	63
6.2. Características do Método dos Elementos Finitos.....	64
6.3. Modelação 3D da Articulação do Joelho.....	66
6.3.1. Obtenção de geometrias tridimensionais	67
6.3.1.1. Modelo Open Knee.....	68

6.3.2. Malha de elementos finitos	70
6.3.3. Modelação da cartilagem em camadas	71
6.3.4. Modelo Constitutivo e Propriedades Mecânicas	72
6.3.5. Condições Fronteira e de Carregamento	74
Capítulo 7 - Simulação Numérica	75
7.1. Avaliação das tensões geradas em joelho com diferenciação da cartilagem por camadas	75
7.1.1. Meniscos	76
7.1.2. Ossos	77
7.1.3. Cartilagens	79
7.2. Efeito da Osteoartrose	81
7.3. Introdução de dados experimentais	83
Capítulo 8 - Discussão dos Resultados	87
8.1. Ensaios experimentais de compressão em cartilagem de suíno	87
8.2. Simulação Numérica	90
8.2.1 Validação do modelo de elementos finitos	93
Capítulo 9 - Conclusão e Trabalho Futuro	95
9.1. Perspetivas futuras	97
Anexos	99
Anexo A - Distribuição de tensões e deformações em joelho com diferenciação da cartilagem por camadas.....	100
A.1. Ossos	100
A.1.1. Situação de apoio do calcanhar	100
A.1.2. Situação de apoio dos dedos	101
A.2. Meniscos	102
A.2.1. Situação de apoio do calcanhar	102
A.2.2. Situação de apoio dos dedos	102
A.3. Cartilagens Tibiais	103
A.3.1. Situação de apoio do calcanhar	103
A.3.2. Situação de apoio dos dedos	104
A.4. Cartilagens Femorais.....	105
A.4.1. Situação de apoio do calcanhar	105
A.4.2. Situação de apoio dos dedos	106
Anexo B - Distribuição de tensões e deformações em joelho com propriedades experimentais para a cartilagem femoral (situação de AP).....	107
B.1. Ossos	107
B.2. Meniscos	108
B.3. Cartilagens Tibiais	109
Glossário de Termos	111
Referências Bibliográficas	113

[Esta página foi intencionalmente deixada em branco]

Índice de Figuras

Figura 2.1 - Ilustrações representativas de: (a) posição anatómica, (Adaptado de Duarte, 2009); (b) distribuição dos eixos e planos do corpo e termos direcionais, (Adaptado de Nordin & Frankel, 2012).	8
Figura 2.2 - Ilustração da articulação do joelho: (a) cápsula articular intacta, (Adaptado de (eOrthopod: Medical Multimedia Group, 2012); (b) cápsula articular em plano sagital, (Adaptado de Herlihy & Maebius, 2002).	9
Figura 2.3 - Movimentos da articulação do joelho: (a) analogia de dobradiça; (b) movimentos de flexão e extensão; (Adaptado de Seeley <i>et al.</i> , 2014).	10
Figura 2.4 - Ossos do joelho humano (vista anterior), (Adaptado de eOrthopod: Medical Multimedia Group, 2012).	11
Figura 2.5 - Diferentes ligamentos do joelho, (Adaptado de eOrthopod: Medical Multimedia Group, 2012).	11
Figura 2.6 - Ilustração da posição dos meniscos na articulação do joelho, (Adaptado de eOrthopod: Medical Multimedia Group, 2012).	12
Figura 2.7 - Localização das cartilagens articulares dos diferentes ossos do joelho, (Adaptado de eOrthopod: Medical Multimedia Group, 2001).	12
Figura 2.8 - Padrão de tensões obtidas por fotoelasticidade na região de contacto, (Popov, 2010).	14
Figura 2.9 - Representação geométrica e designações atribuídas aos seis graus de liberdade na movimentação do joelho, (Adaptado de Nordin & Frankel, 2012).	17
Figura 2.10 - Movimentos do joelho: (a) Joelho em extensão; (b) Joelho fletido a 90°; (Adaptado de Putz, 2006).	17
Figura 2.11 - Subfases da fase de apoio do ciclo de marcha: (a) apoio do calcâneo; (b) apoio plantar; (c) apoio dos dedos, (Adaptado de Footlogics, 2015).	19
Figura 3.1 - Aparência da cartilagem: (a) A cartilagem hialina, em pacientes jovens, apresenta-se como um tecido translúcido azul claro e pode ser encontrada nas superfícies articulares e placa de crescimento; (b) Com o avanço da idade a cartilagem articular torna-se mais opaca com uma coloração amarela esbranquiçada; (Horvai, 2011).	22

Figura 3.2 - Representação esquemática da interação entre a rede de colagénio e de PGs, (Adaptado de Lu & Mow, 2008).....	23
Figura 3.3 - Organização dos condrócitos (direita) e das fibras de colagénio (esquerda) ao longo da profundidade da CA, (Adaptado de Ronken, 2012).	24
Figura 3.4 - Graus de dano na cartilagem: 1 a 4, respetivamente de (a) a (d), de acordo com a escala de Outerbridge, (Erggelet & Mandelbaum, 2008).....	29
Figura 3.5 - Etapas do procedimento cirúrgico de microfratura: (a) a cartilagem danificada é removida; (b) abrasão dos restos de tecido; (c) é utilizado um instrumento que permite a criação de pequenos furos através do osso subcondral - geração de suprimento sanguíneo que permite o transporte de células saudáveis para crescimento da cartilagem, (Erggelet & Mandelbaum, 2008).	30
Figura 3.6 - Visão artroscópica de lesão da cartilagem no côndilo femoral após procedimento cirúrgico de microfratura, (Erggelet & Mandelbaum, 2008).	31
Figura 3.7 - Procedimento cirúrgico para tratamento de defeito na cartilagem no côndilo femoral através de transplante de cilindros de cartilagem: (a) colheita de cilindros de zona de cartilagem não afetada com pouca probabilidade de dano; (b) implementação dos cilindros na zona da lesão; (c) defeito de cartilagem após transplante, (Erggelet & Mandelbaum, 2008).	31
Figura 3.8 - (a) Reconstrução 3D de defeito ao nível do côndilo femoral; (b) Imagem real de côndilo femoral com lesão preenchida por cilindros de cartilagem e osso. De notar que os cilindros, de dimensões diferentes, se sobrepõem para cobrir totalmente a zona lesionada; (Erggelet & Mandelbaum, 2008).....	32
Figura 4.1 – Cargas principais: (a) compressão; (b) tração; (c) corte; (d) torção; (e) flexão; (Adaptado de Knudson, 2007).	34
Figura 4.2 - Representação esquemática da variação de comprimento de um corpo ósseo com a aplicação de forças de tração nas suas extremidades, (Adaptado de Completo & Fonseca, 2011).	35
Figura 4.3 - Representação esquemática do ensaio de compressão confinada, (Adaptado de Abbass & Abdulateef, 2012).....	41
Figura 4.4 - Representação esquemática do ensaio de compressão inconfina, (Adaptado de Abbass & Abdulateef, 2012).....	41
Figura 4.5 - Representação esquemática do teste de indentaç, (Adaptado de Abbass & Abdulateef, 2012).....	42
Figura 4.6 – Curvas representativas do comportamento em fluência da cartilagem: (a) aplicaç, (b) resposta em fluência da amostra sob carga constante aplicada, (Adaptado de Completo & Fonseca, 2011 e Nordin & Frankel, 2012).	43
Figura 4.7 - Curvas representativas do comportamento em modo tens, (a) Deslocamento imposto na amostra com início em t_0 ; (b) resposta do tecido em modo tens, (Adaptado de Completo & Fonseca, 2011 e Nordin & Frankel, 2012).....	43
Figura 4.8 – Comportamento típico da cartilagem articular em compress, (a) modo tens, (b) tens, (Adaptado de Korhonen <i>et al.</i> , 2002).....	44
Figura 4.9 - Curvas de tens, (Adaptado de Jurvelin <i>et al.</i> , 2003). 45	

Figura 4.10 - Comparação do joelho entre espécies: (a) bovino e humano, (Adaptado de Athanasiou <i>et al.</i> , 1991); (b) suíno e humano, (Adaptado de Xerogeanes <i>et al.</i> , 1998).....	47
Figura 5.1 - Resultado da dissecação do joelho suíno para obtenção das amostras de interesse: (a) fémur; (b) tibia.	50
Figura 5.2 – Recolha de amostras: (a) cortantes utilizados para obtenção de amostras cilíndricas; (b) amostras de osso e cartilagem do joelho do suíno.	50
Figura 5.3 - Esquematização do ensaio de compressão confinada de amostras cilíndricas de cartilagem agarrada a osso: (a) amostras com faces não paralelas entre si o que causa um ensaio inválido; (b) demonstração da fixação correta da amostra nos cilindros de compressão.....	51
Figura 5.4 - (a) Recolha de amostras de cartilagem agarrada ao osso adjacente, por meio de máquina CNC; (b) Amostra cilíndrica de cartilagem agarrada a osso com um diâmetro de 10 mm e altura de ~13 mm.	52
Figura 5.5 - Cartilagem total recolhida do joelho de suíno: (a) parte superior do fémur; (b) côndilos do fémur; (c) tibia.	52
Figura 5.6 - Amostras de cartilagem em forma de disco: (a) diâmetro de 10 e 6 mm; (b) visualização da espessura das amostras - 2.10 e 1.20 mm. (NOTA - Os valores apresentados nesta legenda referem-se, respetivamente, à cartilagem da esquerda e direita).....	53
Figura 5.7 - Ensaio de compressão contínua: (a) TIRA [®] test 2705; (b) aparato para compressão confinada com célula de carga.	54
Figura 5.8 - Amostras de cartilagem após ensaio de compressão contínua: (a) exemplo com Ø=10 mm; (b) exemplo com Ø=6 mm; (c) saída de fluido do tecido.	55
Figura 5.9 - Gráfico força-tempo para o ensaio de compressão confinada em amostras dos côndilos do fémur com Ø=6mm.....	56
Figura 5.10 - Gráfico força-tempo para o ensaio de compressão confinada em amostras da parte superior do fémur a uma velocidade de 1 µm/s.	57
Figura 5.11 - Gráfico tensão-deformação para o ensaio de compressão confinada em amostras da parte superior do fémur a uma velocidade de 1 µm/s.	57
Figura 5.12 - Gráfico tensão-deformação para dois tipos de compressão: CI - compressão confinada; CC - compressão confinada.	58
Figura 5.13 - Ensaio de tensão-relaxamento: (a) INSTRON [®] Electro Plus E1000; (b) célula de carga (1 kN) e câmara de confinamento.	59
Figura 5.14 - Comportamento típico da cartilagem em compressão confinada e confinada: (a) ensaio tensão-relaxamento total para amostras com Ø=6mm; (b) parte do ensaio para visualização detalhada da rampa de tensão-relaxamento.....	60
Figura 5.15 – Resposta tensão-deformação na fase de equilíbrio em modo tensão-relaxamento.	61
Figura 6.1 – Discretização da articulação do joelho em elementos finitos. (Adaptado de Kazemi <i>et al.</i> , 2013).....	65
Figura 6.2 - Imagens RM do plano sagital do joelho e segmentação da geometria 3D, (Adaptado de Mononen <i>et al.</i> , 2012).....	67
Figura 6.3 - Modelo de elementos finitos gerado por Shirazi & Shirazi-Adl, 2009, (Adaptado).	68

Figura 6.4 – (a) e (b) Modelo de elementos finitos do projeto Open Knee: vista anterior e posterior, respectivamente, (Adaptado de Erdemir & Sibole, 2010); (c) e (d) Modelo 3D em SolidWorks® utilizado no trabalho com eliminação da geometria dos ligamentos: vista anterior e posterior, respectivamente.	69
Figura 6.5 – Malha de elementos finitos em Ansys®.....	70
Figura 6.6 - Divisão da cartilagem em camadas: (a) cartilagem femoral original do modelo do projeto Open Knee; (b) divisão em três camadas através do software SolidWorks®; (c) malha de elementos finitos relativa à cartilagem femoral; (d) geometria final dos três corpos relativos às camadas da cartilagem femoral em Ansys®. (De notar que o mesmo procedimento foi realizado para as cartilagens tibiais.).....	71
Figura 6.7 - Modelo de elementos finitos com diferenciação das camadas da cartilagem em Ansys®.	72
Figura 6.8 - Condições fronteira e de carregamento do modelo 3D em Ansys®: (a) aplicação da força compressiva; (b) fixação da tibia.....	74
Figura 7.1 - Distribuição das tensões de von Mises em joelho saudável para os casos de: (a) AP; (b) AC; (c) AD.....	76
Figura 7.2 - Distribuição das tensões, (a), e deformações, (b), de von Mises nos meniscos em joelho saudável para a situação de AP.....	77
Figura 7.3 - Provas de tensão ao longo das faces superiores dos meniscos para a situação de AP (valores de tensão em MPa).	77
Figura 7.4 - Distribuição das tensões de von Mises nos ossos em joelho saudável para a situação de AP: (a) fémur; (b) tibia.	78
Figura 7.5 - Distribuição das tensões (esquerda) e deformações (direita) de von Mises nos ossos em joelho saudável para a situação de AP: (a) e (b) côndilos do fémur; (c) e (d) topo da tibia.	78
Figura 7.6 - Distribuição das tensões (em cima) e deformações (em baixo) de von Mises na cartilagem tibial de joelho saudável para a situação de AP: (a) e (d) camada superficial; (b) e (e) camada média; (c) e (d) camada profunda.	79
Figura 7.7 - Distribuição das tensões (em cima) e deformações (em baixo) de von Mises na cartilagem femoral de joelho saudável para a situação de AP: (a) e (d) camada superficial; (b) e (e) camada média; (c) e (d) camada profunda.....	80
Figura 7.8 - Provas de tensão equivalente ao nível da parte anterior da: (a) cartilagem femoral superficial; (b) cartilagem tibial superficial (valores de tensão em MPa).	81
Figura 7.9 - Ilustração da zona de redução de propriedades mecânicas (seta): (a) cartilagem femoral (vista distal); (b) modelo 3D total - foi realizado o defeito na zona de contacto com o menisco.	82
Figura 7.10 - Distribuição de tensões na cartilagem femoral superficial com aparecimento de defeito com propriedades reduzidas a 50%.	82
Figura 7.11 - Comparação das tensões ao nível da cartilagem femoral média e profunda para as situações de saudável e aparecimento de defeito de OA na cartilagem femoral superficial, (valores de tensão em MPa).....	83
Figura 7.12 - Distribuição das tensões (em cima) e deformações (em baixo) de von Mises na cartilagem femoral com propriedades mecânicas obtidas experimentalmente para a situação de AP: (a) e (d) camada superficial; (b) e (e) camada média; (c) e (d) camada profunda.	84

Figura 7.13 - Provas de tensão equivalente ao nível da parte anterior da cartilagem femoral superficial: (a) modelo com diferenciação de camadas; (b) modelo com propriedades mecânicas obtidas experimentalmente para a situação de AP, (valores de tensão em MPa).	85
Figura 8.1 - Comparação das tensões máximas geradas em cada estrutura do joelho, para cada uma das subfases de apoio do ciclo de marcha.	91
Figura 8.2 - Comparação das tensões máximas geradas em cada estrutura do joelho para cada um dos casos de estudo.	93

[Esta página foi intencionalmente deixada em branco]

Índice de Tabelas

Tabela 3.1 - Composição aproximada da cartilagem articular, (Adaptado de Chiravarambath, 2012 e Landínez-Parra <i>et al.</i> , 2012).....	24
Tabela 3.2 - Classificação do dano na cartilagem, (Abbass & Abdulateef, 2012; Erggelet & Mandelbaum, 2008).....	28
Tabela 4.1 - Comparação dos modelos ortotrópico e isotrópico transversos.....	37
Tabela 4.2 - Vantagens e desvantagens dos diferentes modelos de comportamento dos materiais, (Adaptado de Freutel <i>et al.</i> , 2014).	39
Tabela 4.3 - Cruzamento de propriedades mecânicas da cartilagem segundo vários autores (média \pm dp).	45
Tabela 5.1 - Força máxima, em N, de acordo com o tipo de amostra ensaiada, variável em zona de colheita.....	55
Tabela 5.2 - Força máxima, em N, de acordo com a velocidade e tipo de ensaio.....	55
Tabela 5.3 - Força máxima, em N, e respetiva tensão, em MPa, de acordo com o diâmetro da amostra.	57
Tabela 5.4 - Propriedades mecânicas determinadas a partir dos testes de compressão contínua (média \pm dp, n=3).....	58
Tabela 5.5 – Módulo de Young e módulo agregado à compressão determinados a partir dos testes de compressão em modo tensão-relaxamento e respetivo coeficiente de Poisson (média \pm dp, n=3).	61
Tabela 6.1 - Propriedades mecânicas das camadas da cartilagem, (Abbass & Abdulateef, 2012; Donzelli <i>et al.</i> , 1999; Mononen <i>et al.</i> , 2011; Vaziri <i>et al.</i> , 2008).	73
Tabela 6.2 - Propriedades mecânicas para os ossos e meniscos.	73
Tabela 6.3 - Forças consideradas na simulação de acordo com o peso considerado.	74
Tabela 7.1 - Valores de tensão máxima de von Mises, em MPa, para as cartilagens em modelo saudável.	81
Tabela 7.2 - Propriedades mecânicas a partir dos dados experimentais.....	83
Tabela 8.1 - Comparação de propriedades mecânicas do presente estudo com a bibliografia consultada.	89

[Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Lista de Abreviaturas e Acrónimos

3D	Tridimensional
AC	Apoio do calcanhar
AD	Apoio dos dedos
APGs	Agregado de Proteoglicanos
AP	Apoio Plantar
BW	<i>Multiplies of Body Weight</i> (Múltiplos do Peso do Corpo)
CA	Cartilagem Articular
CAD	<i>Computer Aided Design</i> (Desenho Assistido por Computador)
CFM	Cartilagem Femoral Média
CFP	Cartilagem Femoral Profunda
CFS	Cartilagem Femoral Superficial
CNC	Controlo Numérico Computacional
CTM	Cartilagem Tibial Média
CTP	Cartilagem Tibial Profunda
CTS	Cartilagem Tibial Superficial
ECM	<i>Extra Cellular Matrix</i> (Matriz Extracelular)
FEUP	Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
INEGI	Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial
LABIOMEPT	Laboratório de Biomecânica do Porto
LCA	Ligamento Cruzado Anterior
LCL	Ligamento Colateral Lateral
LCM	Ligamento Colateral Medial
LCP	Ligamento Cruzado Posterior
LOME	Laboratório de Ótica e Mecânica Experimental
MEF	Método dos Elementos Finitos
OA	Osteoartrose

PBS	<i>Phosphate buffered saline</i>
PG	Proteoglicano
RM	Ressonância Magnética
SI	Sistema Internacional
.STL	<i>StereoLitography File</i> (Ficheiro de Estereolitografia)
TC	Tomografia Computadorizada
ZC	Zona de Calcificação da Cartilagem Articular
ZM	Zona Média da Cartilagem Articular
ZS	Zona Superficial da Cartilagem Articular
ZP	Zona Profunda da Cartilagem Articular

Lista de Símbolos

Å	Ångström
~	Aproximadamente
<i>A</i>	Área
cm	Centímetro
<i>k</i>	Coefficiente de Permeabilidade
ν	Coefficiente de Poisson
ϵ	Deformação, derivada do deslocamento
dp	Desvio-Padrão
Ø	Diâmetro
<i>F</i>	Força
°	Grau
°C	Grau Centígrado
Hz	Hertz
±	Mais ou menos
®	Marca Registrada
MPa	MegaPascal
m	Metro
µm	Micrómetro
mm	Milímetro
H_A	Módulo Agregado à Compressão
G, μ	Módulo de Corte
<i>E</i>	Módulo de Young (ou Módulo de Elasticidade)
n	Número de Amostras
kN	QuiloNewton
kPa	QuiloPascal

N	Newton
Pa	Pascal
%	Porcentagem
s	Segundos
>	Sinal de Maior
<	Sinal de Menor
σ	Tensão
v	Velocidade

Capítulo 1

Introdução

O joelho é a maior e mais solicitada articulação do corpo humano, sendo constituído por várias estruturas que providenciam o seu suporte e estabilização. É uma articulação complexa que transmite cargas, facilita a posição e o movimento do corpo e providencia os momentos necessários para as atividades que envolvem toda a perna, como por exemplo a locomoção. O estudo da articulação do joelho é especialmente relevante em traumatologia devido ao número e gravidade de lesões a que este está sujeito.

A engenharia biomédica resulta da aplicação das leis da física (ou biofísica) ao estudo do sistema mecânico articulado que é o corpo humano, sendo a biomecânica um dos principais e mais importantes ramos na compreensão do seu funcionamento. A aplicação da engenharia mecânica, através da biomecânica, ao estudo de sistemas biológicos pretende descrever o movimento e as forças geradas por este nos tecidos vivos, proporcionando ferramentas conceituais e matemáticas para o efeito. A física da maioria dos fenómenos biológicos envolvendo cargas é descrita através da Mecânica, quer pela via da dinâmica com o estudo do movimento e forças, quer pela via do estudo da mecânica dos meios contínuos, que se dedica ao estudo das deformações e das tensões associadas, (Completo & Fonseca, 2011; Knudson, 2007). Nos últimos anos, a caracterização mecânica do joelho tem vindo a ser um passo importante na abordagem desta articulação por parte dos profissionais de saúde, uma vez que permite que estes conheçam o limite de resistência das suas estruturas, bem como prever as cargas impostas em situações específicas de traumas ou patologias associadas a esta articulação.

A melhor compreensão do comportamento do joelho passa pelo conhecimento da sua anatomia e fisiologia, bem como do comportamento de cada uma das suas estruturas em particular. De uma forma geral, o joelho é constituído por ossos (fémur, tibia e rótula) e tecidos

moles (cartilagem, ligamentos e meniscos), onde todos desempenham um importante papel no correto funcionamento da articulação. Por ser uma articulação de grande porte, a sua funcionalidade biomecânica é governada pela complexa interação de todos estes componentes, sendo que a falha de um deles, pode levar a um desequilíbrio natural do joelho e promover a deterioração de todo o sistema articular.

A cartilagem articular é um tecido de conexão presente nas extremidades do osso subcondral das articulações. No joelho, é uma estrutura vital para a manutenção do seu bom funcionamento, uma vez que apresenta propriedades mecânicas únicas que permitem executar funções biomecânicas importantes, tais como a absorção de choques mecânicos (essencialmente compressivos), facilitação do movimento e distribuição da carga que é aplicada ao joelho, por forma a reduzir a concentração de tensões no osso subjacente, e redução do atrito entre as superfícies de contacto, por meio de um mecanismo de lubrificação sob uma ampla gama de condições de carga, (Athanasίου *et al.*, 2013; Completo & Fonseca, 2011; Nordin & Frankel, 2012).

A degradação da cartilagem é a chave de doenças degenerativas como a osteoartrose (OA). Em condições de patologia, a degeneração da cartilagem causa um movimento debilitado e dor nas articulações, uma vez que existe perda das suas funções. A OA persiste quando há um desequilíbrio entre a falha e a regeneração fisiológica. Alguns estudos demonstram que fatores biomecânicos locais podem afetar a iniciação e progressão da doença, onde as propriedades mecânicas da cartilagem articular podem ser reduzidas entre 20-80% em comparação com o tecido saudável, (Completo & Fonseca, 2011; Nissi *et al.*, 2004). São várias as causas que podem incitar uma maior degradação da cartilagem do joelho, podendo estas estarem associadas a lesões pontuais, quer desportivas ou acidentais, que podem levar à falha dos outros constituintes do joelho (como a rutura dos ligamentos e/ou necessidade de meniscectomias totais ou parciais); por outro lado o envelhecimento da articulação com o avançar da idade é também um fator relevante no aparecimento da doença, (Buckwalter *et al.*, 2005; Ringdahl & Pandit, 1998). Estes aspetos contribuem para a evolução da OA, uma vez que se dão modificações na distribuição do padrão das tensões geradas na cartilagem articular.

Entre os fatores de risco associados à degradação e degeneração da cartilagem ao nível do joelho destacam-se o sexo feminino, pessoas obesas, idosas ou que tenham um passado clínico de lesão do joelho, (Ringdahl & Pandit, 1998). Em 2003, a Organização Mundial de Saúde estimou que, a nível mundial, a osteoartrose do joelho afetava cerca de 135 milhões de pessoas, onde 40% da população acima dos 70 anos; 80% dos doentes tinham algum grau de limitação de movimento e 25% não eram capazes de realizar as suas atividades diárias principais, (ONDOR, 2005). Em Portugal a informação sobre a epidemiologia da OA tem sido considerada escassa, contudo a prevalência de doença reumática em Portugal situa-se entre 14,5% e 24,0%, o que por si só traduz o seu enorme peso no nosso país, (Simões *et al.*, 2013).

Estima-se que, em Portugal, existam mais de dois milhões de pessoas com a doença, sendo que cerca de 80% são pessoas com mais de 70 anos, (Augusto, 2014). O exercício físico, a perda de peso e a aplicação de injeções anti-inflamatórias podem diminuir a dor e melhorar a função do joelho, (Ringdahl & Pandit, 1998). No entanto, cada caso é particular e não é possível evitar completamente a doença, uma vez que se traduz num processo degenerativo que acompanha o envelhecimento. A OA é, por isso, uma doença crónica irreversível.

São vários os grupos de investigação que ao longo do tempo têm vindo a estudar as características mecânicas da cartilagem, por forma a entenderem como se desenvolve a OA, uma vez que este parece ser um fenómeno mecanicamente induzido, (Completo & Fonseca, 2011; Kazemi *et al.*, 2013). Sendo assim, conhecer o comportamento mecânico da cartilagem no seu estado saudável, pode fornecer aspetos prévios que serão importantes no desenvolvimento de situações patológicas.

Para conhecer o comportamento da cartilagem articular é necessário determinar as suas propriedades mecânicas. Estas têm sido alvo de vários estudos experimentais que permitiram gerar modelos matemáticos e protocolos de ensaio que pretendem alcançar um conhecimento mais profundo acerca da resposta deste tecido à carga. São várias as técnicas experimentais usadas para medir e prever o comportamento mecânico deste tecido, sendo que, em compressão, os ensaios mais comuns são os de compressão confinada, compressão inconfinada e indentação, (Completo & Fonseca, 2011; Mansour, 2003; Sharpe, 2008). Os modelos animais podem tornar-se ferramentas úteis para o estudo e deliberação prévias das melhores técnicas a utilizar para estudos de interesse em material humano. A utilidade da informação obtida através destes estudos depende dos aspetos em comum entre as propriedades da cartilagem humana e animal, (Athanasίου *et al.*, 1991). Para a caracterização da cartilagem têm vindo a ser estudados modelos de bovinos, sendo que as diferenças com o tecido humano não são muito significativas. Não são conhecidos muitos estudos realizados ao nível das propriedades mecânicas da cartilagem suína.

Uma outra abordagem propõem soluções analíticas para determinação das tensões e deformações no tecido, bem como para a mecânica de contacto nas articulações, de modo a prever o comportamento quando o carregamento está implícito, (Huang *et al.*, 2005; Mow *et al.*, 1989). Mais recentemente, a aplicação do método de elementos finitos a modelos CAD 3D é usada para a análise de tensões e deformações em determinadas situações de carga fisiológica ou patológica, bem como para validação do comportamento mecânico consoante as propriedades mecânicas adquiridas nos testes experimentais, (Abbass & Abdulateef, 2012; Donahue *et al.*, 2002; Y. Guo *et al.*, 2009; John *et al.*, 2013; Vidal *et al.*, 2007; entre outros).

O conjunto de todas estas abordagens leva à caracterização da cartilagem articular, importante na previsão e prevenção de situações, quer normais, quer patológicas.

1.1. Objetivos

Com o presente trabalho pretende-se caracterizar a resposta mecânica da cartilagem articular do joelho para compreender o funcionamento desta estrutura em situação normal. Pensa-se que este é um passo importante na previsão do comportamento deste tecido em situações de patologia (osteoartrose) ou de acidentes. Este projeto de tese está inserido num grupo de trabalho criado no âmbito das atividades do LABIOMEPE (Grupo do Joelho) que está focado em caracterizar mecanicamente a articulação do joelho. Deste grupo surgiram três temas de dissertação relacionados com o estudo mecânico dos tecidos moles do joelho. O objetivo final do grupo é o de evoluir na área da caracterização mecânica experimental de tecidos, bem como na simulação numérica da articulação do joelho a partir do estudo de cada uma das suas estruturas em particular.

Esta dissertação tem como principal objetivo contribuir para a caracterização do comportamento biomecânico da cartilagem articular e divide-se essencialmente em duas partes: (i) ensaios experimentais de compressão em amostras de cartilagem extraídas de joelhos de suíno; (ii) criação de um modelo e simulação numérica de elementos finitos em modelo tridimensional da articulação do joelho. Sendo assim, definiram-se os objetivos específicos de:

Parte (i):

- Obtenção de amostras cilíndricas de cartilagem e de cartilagem com osso subjacente;
- Realização de ensaios mecânicos de compressão confinada, compressão inconfinada e testes de indentação;
- Determinação experimental de propriedades mecânicas da cartilagem através dos ensaios mecânicos realizados;

Parte (ii):

- Geração e utilização de um modelo 3D de elementos finitos que contempla as estruturas articulares do joelho importantes na caracterização da cartilagem, que é comum a todos os projetos do Grupo do Joelho (modelo disponível online através do projeto *Open Knee*, (Erdemir & Sibole, 2010));
- Focar a evolução do modelo ao nível da estrutura da cartilagem, dividindo-a em três partes fundamentais da morfologia deste tecido: zona superficial, zona média e zona profunda;
- Ajuste do modelo para simulação das propriedades mecânicas da cartilagem articular em situações específicas em estado normal e patológico, através do método de elementos finitos;
- Introdução das características mecânicas da cartilagem obtidas experimentalmente;
- Validação do modelo numérico.

1.2. Apresentação dos Capítulos

Este trabalho encontra-se dividido em 9 capítulos:

Capítulo 1 - Introdução

É feita uma introdução ao tema de dissertação, sendo definidos os seus objetivos e apresentada a estrutura da dissertação.

Capítulo 2 - Articulação do Joelho

Neste capítulo é feita uma breve descrição da terminologia anatómica elementar de planos e eixos anatómicos, bem como a introdução à estrutura e função da articulação do joelho. É ainda focado neste capítulo a mecânica do contacto, uma vez que o joelho está sujeito a fenómenos de contacto, bem como os movimentos articulares desta articulação.

Capítulo 3 - Cartilagem Articular

Este é o capítulo que abrange toda a composição, estrutura e função da cartilagem articular, introduzindo ainda o seu comportamento mecano-eletroquímico (associado aos componentes do tecido) e os motivos que levam à sua falência mecânica ou desgaste. É feita a descrição da osteoartrose, assim como de alguns dos procedimentos cirúrgicos mais comuns no tratamento da doença.

Capítulo 4 - Biomecânica da Cartilagem Articular

Neste capítulo são apresentados alguns conceitos fundamentais da mecânica dos materiais que devem ser tidos em conta em qualquer estudo mecânico. É feita uma abordagem aos diferentes modelos constitutivos que hoje em dia são empregues numa análise de elementos finitos e são ainda caracterizados os ensaios mecânicos de compressão que serão realizados em amostras de cartilagem de suíno.

Capítulo 5 - Ensaios Experimentais de Compressão

Este capítulo apresenta toda a metodologia adotada para a realização de ensaios mecânicos de compressão em amostras de cartilagem. É descrito o método de recolha de amostras, assim como os procedimentos de ensaios realizados. Por fim são apresentados e analisados os resultados encontrados nesta fase de trabalho.

Capítulo 6 - Modelação por Elementos Finitos

Este capítulo pretende apresentar o método de elementos finitos, sendo feita uma breve história da sua evolução, bem como descritas as características que o definem. Nesta

fase é introduzido o trabalho realizado sobre o modelo de elementos finitos utilizado em todo o projeto, no que diz respeito à modelação da geometria da cartilagem, definição da malha de elementos finitos, atribuição de propriedades mecânicas, aplicação de carga e condições fronteira.

Capítulo 7 - Simulação Numérica

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos relativamente à parte de simulação numérica do modelo 3D da articulação do joelho. Foram estudadas situações de carga em dois estados da cartilagem do joelho – saudável e osteoartrítico – e ainda a introdução das características obtidas experimentalmente, através do cálculo das tensões e deformações sofridas por cada um dos componentes do joelho, com especial ênfase para as cartilagens.

Capítulo 8 - Discussão dos Resultados

Neste capítulo são discutidos os resultados obtidos nas duas fases do trabalho, apresentando-se as limitações encontradas.

Capítulo 9 - Conclusão e Trabalho Futuro

Neste último capítulo são expostas as conclusões do trabalho, a relevância clínica do presente estudo e sugestões para futuros desenvolvimentos do mesmo.

Capítulo 2

Articulação do Joelho

O joelho é a articulação intermédia do membro inferior e é uma das articulações mais complexas do corpo humano. Por se situar entre dois ossos de grande comprimento (fémur e tíbia), suporta forças e momentos bastante elevados, tornando-se particularmente exposto a lesões, quer traumáticas (relativas a acidentes), quer degenerativas (associadas ao desgaste ou ao envelhecimento).

A articulação do joelho transmite cargas, participa no movimento, auxilia na conservação do equilíbrio e promove a amplificação das forças transmitidas à perna.

Este capítulo pretende introduzir os aspetos mais importantes da anatomia da articulação do joelho, bem como a sua estrutura, sendo estes pontos essenciais para um melhor entendimento do seu comportamento biomecânico.

2.1. Terminologia Anatómica Elementar

Existem termos específicos que descrevem a localização e posição das regiões do corpo. Devido ao facto destes termos serem frequentemente utilizados ao longo da dissertação, é importante a familiarização com os mesmos.

2.1.2. Posição Anatómica, Planos e Eixos de Referência

A posição anatómica é uma posição de referência que dá significado aos termos direcionais utilizados na descrição das partes e regiões do corpo humano. Nesta posição o corpo encontra-se numa posição ortostática (em pé), com os membros superiores estendidos ao lado do tronco e as palmas das mãos voltadas para a frente; os membros inferiores e calcanhares estão unidos e o olhar voltado para o horizonte. Na Figura 2.1(a) está representada a posição

anatômica. Segundo esta posição existem vários eixos e planos (representados na Figura 2.1(b)), sendo que estes delimitam o corpo através de linhas ou planos imaginários numa determinada direção, (Duarte, 2009; Herlihy & Maebius, 2002; Seeley *et al.*, 2014). Na mesma imagem é ainda possível verificar alguns termos direcionais importantes, como *distal* e *proximal* e *anterior* e *posterior*.

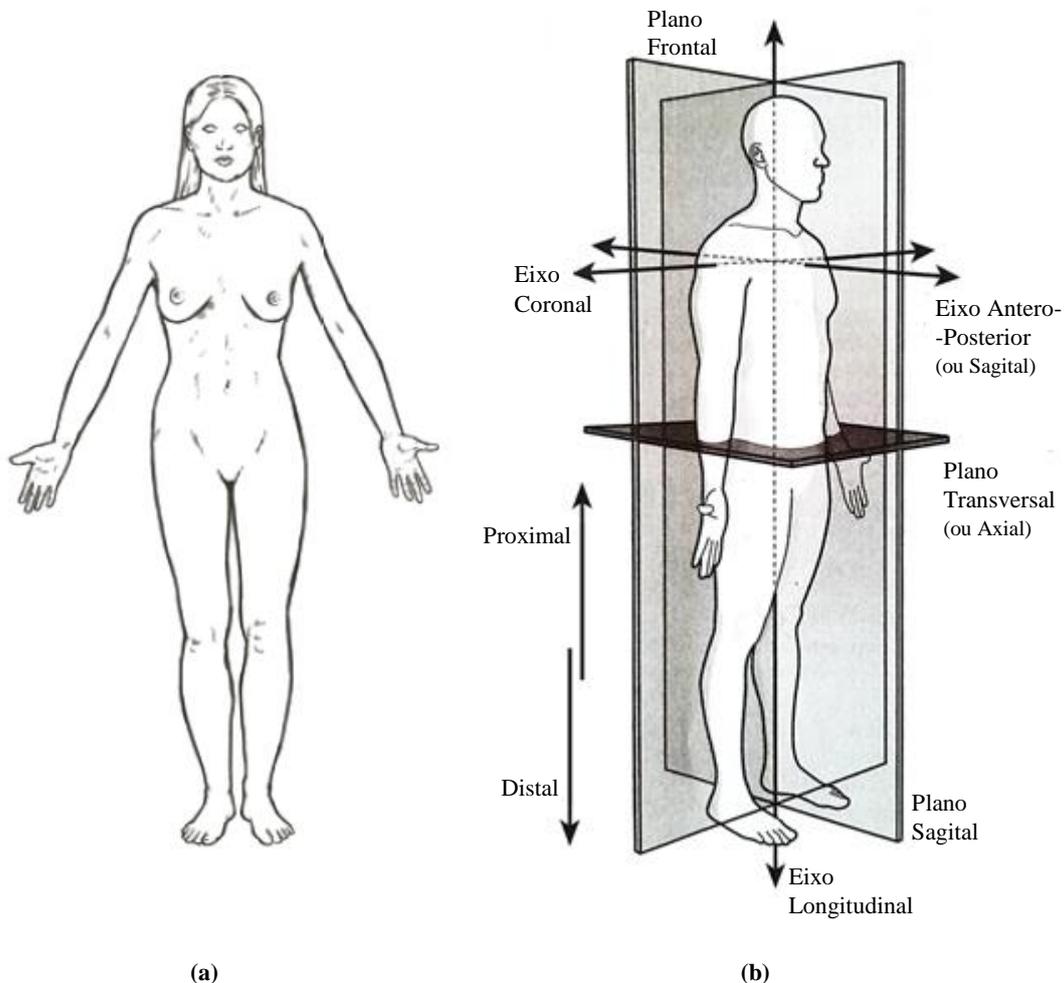


Figura 2.1 - Ilustrações representativas de: (a) posição anatômica, (Adaptado de Duarte, 2009); (b) distribuição dos eixos e planos do corpo e termos direcionais, (Adaptado de Nordin & Frankel, 2012).

2.2. Artrologia do Joelho

Uma articulação é o local de encontro entre dois ou mais ossos, desempenhando a função de união entre estes, e proporcionando mobilidade e flexibilidade ao esqueleto rígido, (Herlihy & Maebius, 2002). As articulações podem ser classificadas segundo a constituição dos tecidos que fazem a conexão entre os componentes das mesmas, existindo três tipos: fibrosas, cartilagíneas e sinoviais, (Duarte, 2009; Seeley *et al.*, 2014). O joelho humano é considerado uma articulação sinovial (ou diartrose). Este tipo de articulação é caracterizado por apresentar grande amplitude de movimentos. Ostenta uma cápsula articular (Figura 2.2(a)), constituída

por duas membranas - fibrosa externa e sinovial interna. Esta última encontra-se voltada para a cavidade articular e é a responsável pela produção do líquido ou fluido sinovial, que é composto por ácido hialurônico e tem a função de lubrificar a articulação, diminuindo o atrito entre as superfícies ósseas, (Duarte, 2009; Herlihy & Maebius, 2002; Seeley *et al.*, 2014). A Figura 2.2(b) é representativa destas estruturas, de acordo com a articulação do joelho.

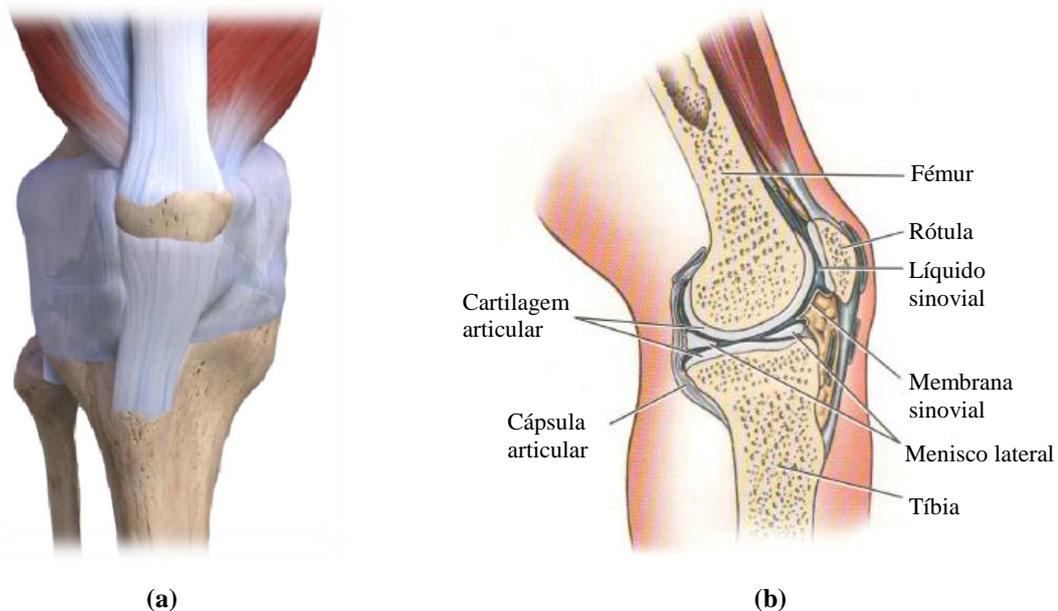


Figura 2.2 - Ilustração da articulação do joelho: (a) cápsula articular intacta, (Adaptado de (eOrthopod: Medical Multimedia Group, 2012); (b) cápsula articular em plano sagital, (Adaptado de Herlihy & Maebius, 2002).

Uma diartrose pode ser classificada de acordo com vários critérios, (Duarte, 2009):

- (i) *quanto ao número de ossos articulados*, sendo simples quando articulam dois ossos ou compostas quando se dá entre três ou mais ossos;
- (ii) *quanto ao eixo de movimento*, podendo ser classificada em monoaxial, biaxial ou triaxial, dizendo, estes conceitos, respeito ao movimento em torno de um, dois ou três eixos, respetivamente;
- (iii) *quanto à forma das superfícies articulares*.

Em relação ao último ponto existem várias formas, sendo o joelho tradicionalmente considerado como tipo dobradiça (Figura 2.3(a)), (Duarte, 2009; Seeley *et al.*, 2014). Este tipo de analogia considera uma articulação uniaxial, onde um osso de forma convexa encaixa num outro com uma concavidade correspondente, permitindo os movimentos de flexão e extensão da perna, como se verifica na Figura 2.3(b). Contudo, sabe-se que o joelho apresenta também movimentos de rotação, apresentando, na verdade, seis graus de liberdade (Figura 2.9), (Nordin & Frankel, 2012; Seeley *et al.*, 2014).

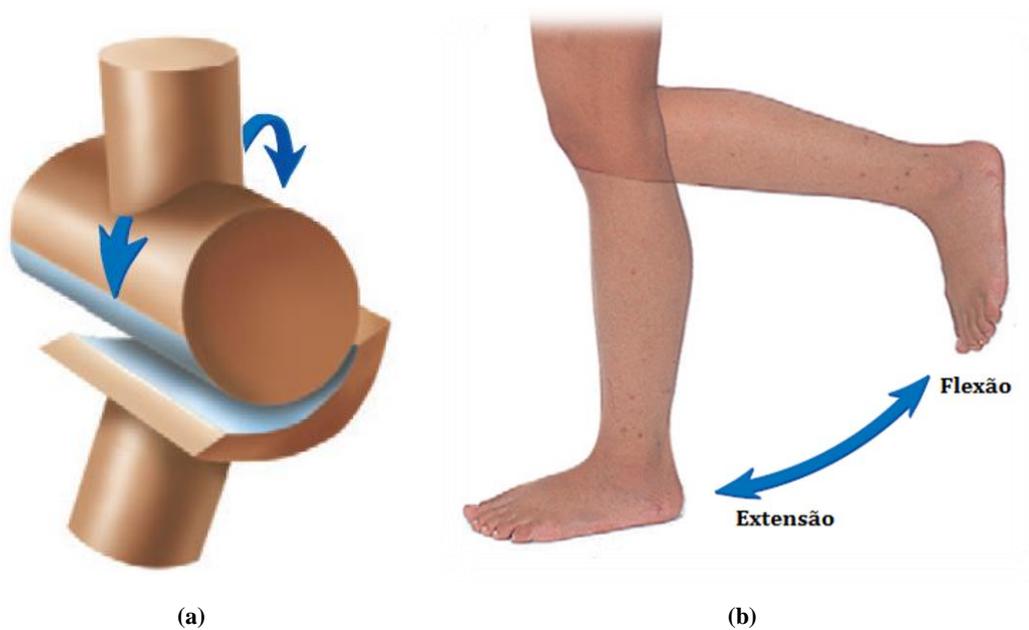


Figura 2.3 - Movimentos da articulação do joelho: (a) analogia de dobradiça; (b) movimentos de flexão e extensão; (Adaptado de Seeley et al., 2014).

2.3. Estrutura do Joelho

A estrutura do joelho proporciona a transmissão de cargas no membro inferior e permite o movimento do mesmo. Esta articulação combina uma grande variedade de tecidos altamente especializados, que lhe proporcionam excelentes propriedades mecânicas. Todas as estruturas que a constituem trabalham em conjunto para garantir a sua mobilidade e estabilidade, permitindo a sua normal função na mobilidade humana.

2.3.1. Ossos

A articulação do joelho é o local de encontro entre dois dos ossos do membro inferior - o fémur, osso da coxa; e a tibia, osso da perna. É ainda composto por outro osso denominado de rótula (ou patela), que se situa na parte anterior do joelho. Sendo assim, trata-se de uma dupla articulação, uma vez que é composto pela ligação dos côndilos da extremidade distal do fémur com os côndilos da extremidade proximal da tibia (articulação tíbio-femoral); e pela ligação da extremidade distal anterior do fémur com a parte posterior da patela (articulação patelo-femoral), (Duarte, 2009; Herlihy & Maebius, 2002).

Do lado lateral da tibia existe um outro osso, denominado perónio. Este não faz parte da articulação do joelho, uma vez que não contribui para o movimento, contudo apresenta uma superfície articular com a parte proximal da tibia e é o local de fixação de um dos ligamentos principais da articulação do joelho, (Nordin & Frankel, 2012; Seeley *et al.*, 2014).

Na Figura 2.4 estão representadas todas estas componentes ósseas que integram o joelho.

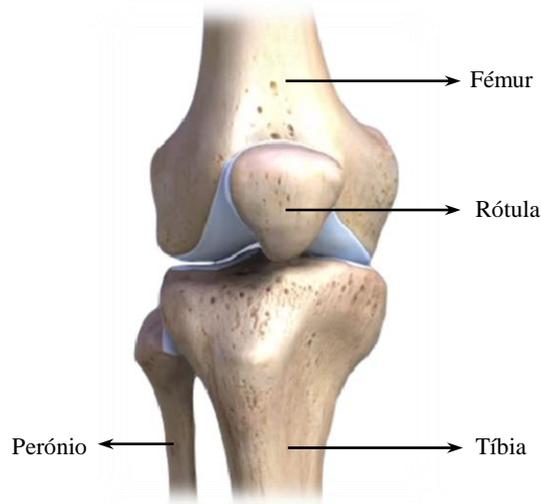


Figura 2.4 - Ossos do joelho humano (vista anterior), (Adaptado de eOrthopod: Medical Multimedia Group, 2012).

2.3.2. Tecidos Moles

Para além dos ossos o joelho é também constituído por tecidos moles, sendo estes: os ligamentos, os meniscos e as cartilagens articulares.

Os ligamentos são constituídos por tecido fibroso conectivo que tem como função a ligação dos ossos. Estas estruturas são essenciais para o funcionamento correto do joelho, uma vez que providenciam a estabilidade da articulação, controlando o deslocamento da tíbia em relação ao fémur nas direções antero-posterior (através dos ligamentos cruzados) e medial-lateral (pelos ligamentos colaterais. São quatro os ligamentos mais importantes do joelho - ligamento cruzado anterior (LCA), ligamento cruzado posterior (LCP), ligamento colateral lateral (LCL) e ligamento colateral medial (LCM), representados na Figura 2.5. Existe ainda o ligamento patelar, fazendo a conexão entre a rótula com os dois grandes ossos, fémur e tíbia, (Herlihy & Maebius, 2002; Seeley *et al.*, 2014).

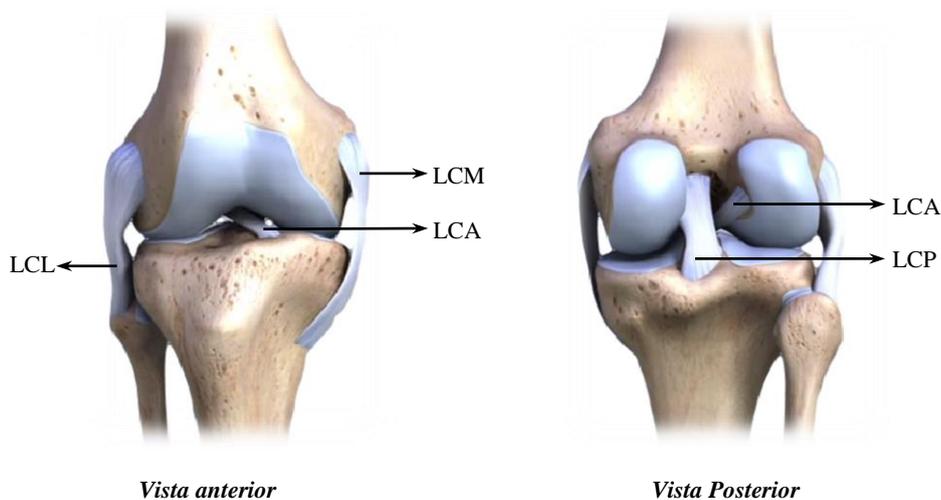


Figura 2.5 - Diferentes ligamentos do joelho, (Adaptado de eOrthopod: Medical Multimedia Group, 2012).

Os meniscos são duas estruturas semicirculares, com forma de *C*, e encontram-se posicionados entre os ossos fémur e tíbia, um de cada lado (lateral e medial), (Figura 2.6). Os seus tecidos são estruturas fibrocartilagenosas e têm como principal função o amortecimento articular, assim como a distribuição do peso exercido sobre o joelho. Sem os meniscos, o peso que provém do fémur seria concentrado num ponto específico da tíbia, no entanto, com a presença desta estrutura, o peso é espalhado pela superfície do topo da tíbia. Esta distribuição do peso é importante no sentido de proteção da cartilagem articular em relação a forças excessivas ou concentração de forças, o que poderia causar dano na superfície deste tecido, levando mais facilmente à sua degeneração ao longo do tempo. Para além disto, os meniscos ajudam os ligamentos na manutenção da estabilidade da articulação, (Baquedano, 2004; Seeley *et al.*, 2014).

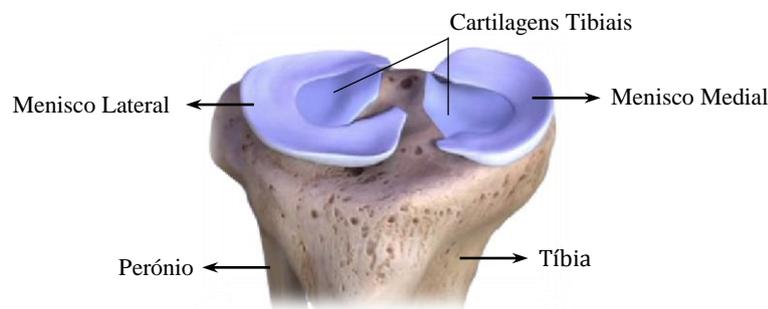


Figura 2.6 - Ilustração da posição dos meniscos na articulação do joelho, (Adaptado de eOrthopod: Medical Multimedia Group, 2012).

Outro dos componentes do joelho é a cartilagem articular. Esta envolve as extremidades distais do fémur, o topo da tíbia e a face posterior da rótula, como se pode ver na Figura 2.7. A cartilagem é uma substância com textura superficial escorregadia, que providencia uma superfície mais suave na zona de contacto entre os ossos, facilitando o movimento. Esta estrutura é o foco de toda a dissertação e, por isso, será descrita pormenorizadamente no capítulo seguinte.

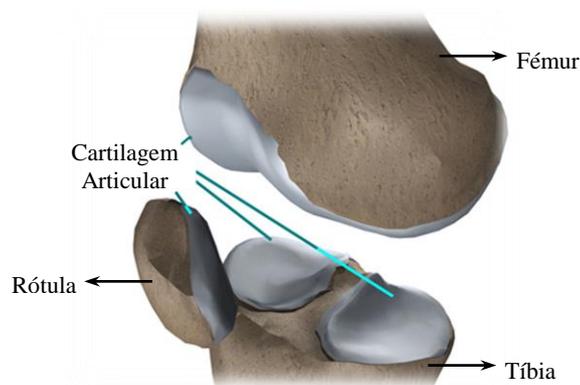


Figura 2.7 - Localização das cartilagens articulares dos diferentes ossos do joelho, (Adaptado de eOrthopod: Medical Multimedia Group, 2001).

2.4. Mecânica das Articulações

O conceito de articulação inclui, necessariamente, o contacto entre duas ou mais superfícies que, no caso das grandes articulações do corpo humano (joelho; anca) são formadas por osso revestido de cartilagem articular.

A principal função da cartilagem é a distribuição das cargas impostas ao osso de uma forma uniforme sobre a superfície articular, bem como a redução do atrito e, conseqüentemente, o desgaste das superfícies da articulação. Estas cargas podem ser extremamente variadas, sendo, no caso do joelho, geralmente dinâmicas, intermitentes e severas, (Baquedano, 2004). Os valores das mesmas são elevados e não se devem apenas ao peso dos segmentos corporais e cargas externas, mas também a forças inerciais e musculares que atuam para estabilizar a articulação, e que se traduzem em tensões de contacto, (Baquedano, 2004; Completo & Fonseca, 2011). Por sua vez, a transmissão destas cargas mecânicas produz fenómenos de fricção e desgaste, que são reduzidos devido à estrutura e propriedades dos tecidos das superfícies de contacto.

Posto isto, é importante o estudo da mecânica do contacto, uma vez que a articulação do joelho está fortemente envolvida em problemas de contacto entre as suas estruturas.

2.4.1. Mecânica do Contacto

A mecânica do contacto estuda as tensões e deformações impostas quando as superfícies de dois corpos sólidos estão em contacto. Um problema de contacto normal resume-se ao contacto entre dois corpos através de forças que são perpendiculares às suas superfícies, (Popov, 2010). São distinguidos dois tipos de contacto: (i) *contacto conformado*, quando as superfícies dos dois corpos se ajustam entre si sem que haja deformação; e (ii) *contacto não-conformado*, que ocorre quando os corpos apresentam perfis dissimilares (caso do joelho humano), (Johnson, 1985).

A teoria de Hertz (ou Teoria Hertziana) assenta no pressuposto do contacto entre dois sólidos perfeitamente elásticos, isotrópicos e homogêneos, (Campos, 1994), onde não existe atrito, sendo que apenas é transmitida uma pressão normal entre os corpos, (Johnson, 1985).

As tensões de contacto Hertziano referem-se às tensões localizadas que se desenvolvem nos materiais, devido ao contacto entre duas superfícies curvas que, ao se tocarem, se deformam ligeiramente sob as cargas impostas. Esta quantidade de deformação é dependente do módulo de elasticidade, ou módulo de Young (E), dos materiais em contacto. Sendo assim, as tensões de contacto são encontradas em função da carga normal aplicada, dos raios de curvatura de ambos os corpos em contacto, bem como dos seus módulos de elasticidade, (Johnson, 1985; Popov, 2010).

Durante a ação de uma carga, os corpos deformam-se na vizinhança da zona inicial de contacto, não havendo penetração de material, e formando uma área ou superfície de contacto. Esta área é relativamente pequena, em comparação com as dimensões dos corpos em contacto. Estes são considerados como semi-espacos elásticos, onde as deformações locais são pequenas, mas as tensões geradas são elevadas e extremamente concentradas na região da zona de contacto, decrescendo rapidamente para pontos mais afastados do ponto inicial de contacto, (Campos, 1994; Johnson, 1985; Popov, 2010). A Figura 2.8 representa um padrão típico de tensões geradas numa área de contacto. Este tipo de padrão pode ser visível com o uso de técnicas como a fotoelasticidade, onde a polarização da luz é alterada proporcionalmente à tensão de corte instalada, isto é $\sigma_1 - \sigma_2$, (Sharpe, 2008).

A Teoria Hertziana diz respeito a uma situação ideal, no entanto, as articulações do corpo humano, e principalmente o joelho, apresentam uma geometria complexa que envolve atrito, o que exige um estudo mais profundo sob o seu movimento, carregamento e tensões geradas.

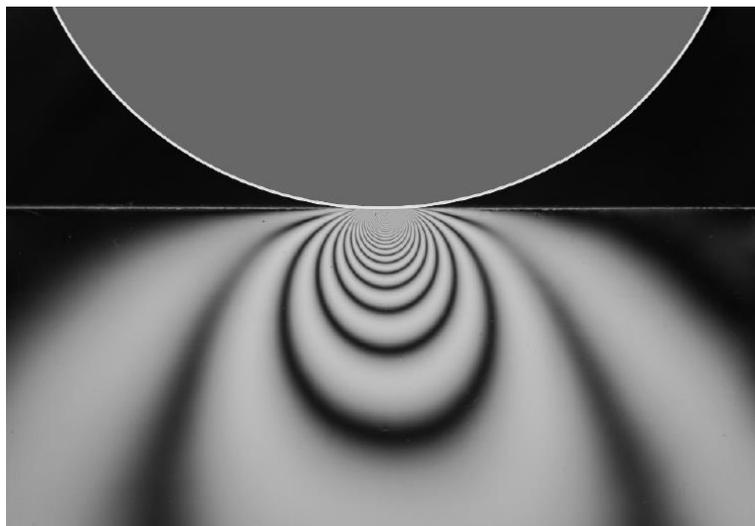


Figura 2.8 - Padrão de tensões obtidas por fotoelasticidade na região de contacto, (Popov, 2010).

2.4.2. Fenómenos de contacto no joelho

Pelo facto da articulação do joelho se comportar com um efeito de dobradiça (como descrito em 2.2.), existem fenómenos de contacto associados entre as estruturas que a compõe. Tendo em conta a anatomia do joelho, desde logo se destacam cinco pares de contacto: (i) fémur e cartilagem femoral; (ii) cartilagem femoral e cartilagem tibial, (iii) cartilagem femoral e meniscos; (iv) meniscos e cartilagem tibial; e (v) cartilagem tibial e tibia, (John *et al.*, 2013).

O movimento principal da articulação tíbio-femoral é o de flexão e extensão, sendo que à medida que este é efetuado, as diferentes estruturas contactam entre si em pontos diferentes, gerando forças de compressão. No entanto estas reações ocorrem, quer a articulação esteja parada, quer esteja em movimento, devido ao baixo coeficiente de atrito entre as superfícies

articulares, proporcionado pelo fluido sinovial e superfícies suaves da cartilagem articular. A direção destas forças de compressão depende das magnitudes e direções da carga funcional e da força muscular associada à articulação. A articulação consegue a sua estabilização através das curvaturas das superfícies em contacto, sendo que, de forma voluntária, procura uma posição de contacto consistente com a geração de uma força de reação apropriadamente direcionada, (Completo & Fonseca, 2011). Vários autores acreditam que os danos que ocorrem ao nível da cartilagem articular do joelho são mecanicamente induzidos pelas tensões de contacto existentes na articulação, (Vidal *et al.*, 2007; Donahue *et al.*, 2002). Neste facto reside o interesse no estudo de fatores mecânicos associados ao joelho.

Várias investigações têm reportado diferentes abordagens na análise mecânica do joelho. Os resultados publicados na literatura sugerem uma gama de tensões ao nível da cartilagem articular de 0.15-34 MPa, com diferentes configurações de carregamento e variando a força imposta (700-2275 N), sendo que o lado medial da articulação do joelho é, na maior parte dos casos, o mais afetado, (Carter & Wong, 2003; Donahue *et al.*, 2002; Y. Guo *et al.*, 2009; Kubíček & Florian, 2009; Mononen *et al.*, 2011; Vidal *et al.*, 2007). Os meniscos têm um importante papel na distribuição da carga ao longo da articulação tíbio-femoral, e é neles que se concentram os maiores valores de tensão associados ao carregamento por compressão de toda a estrutura do joelho.

2.4.3. Desgaste das Articulações

O desgaste das superfícies de contacto de uma articulação consiste numa perda de material das mesmas devido a fatores mecânicos e químicos, sendo este último, geralmente, devido à corrosão. Existem dois tipos principais de desgaste mecânico: (i) *desgaste superficial*, que é consequência do contacto entre as superfícies e depende da rugosidade das mesmas, da área de contacto e da magnitude da carga aplicada; e (ii) *desgaste por fadiga*, devido a tensões e deformações cíclicas geradas pela aplicação de cargas repetitivas, sendo dependente da frequência das cargas e das propriedades do material em questão, (Baquedano, 2004).

A taxa de desgaste nas articulações humanas saudáveis é extremamente baixa. A degradação do líquido sinovial ou da cartilagem articular conduz a um aumento do atrito e do desgaste, acompanhado da redução de mobilidade e de dor nas articulações. No entanto, e apesar da importância deste problema, os processos de desgaste nas articulações sinoviais são ainda pouco compreendidos, (Completo & Fonseca, 2011).

2.5. Movimentos Articulares do Joelho

O joelho sustém forças e momentos bastante elevados, por se situar entre dois ossos de elevado comprimento, o que o torna particularmente sujeito a lesões. Deste modo, é necessária uma

boa compreensão e análise das forças e movimentos a que esta articulação está sujeita, (Completo & Fonseca, 2011).

O movimento do joelho ocorre simultaneamente em três planos: frontal, sagital e transversal (Figura 2.9); contudo, para a maioria dos movimentos desta articulação, o plano sagital é dominante, (Completo & Fonseca, 2011; Nordin & Frankel, 2012).

Vários músculos geram forças no joelho. Uma análise biomecânica básica pode resumir-se ao movimento num plano e à força exercida por um grupo de músculos, sendo que esta simplificação permite uma compreensão dos movimentos e uma previsão das principais forças e momentos no joelho, (Completo & Fonseca, 2011). Contudo, uma análise dinâmica mais avançada da biomecânica desta articulação, inclui todos os tecidos moles, estruturas complexas que continuam a ser objeto de investigação.

O estudo dos movimentos de uma qualquer articulação pressupõe conceitos nas áreas da cinemática e cinética, bem como da sua estabilidade.

2.5.1. Cinemática do Joelho

A cinemática é o capítulo da mecânica que estuda o movimento do corpo sem referenciar forças ou massas, definindo e descrevendo a amplitude e a superfície de movimento de uma articulação, (Completo & Fonseca, 2011; Nordin & Frankel, 2012). Qualquer alteração destes casos irá alterar a normal distribuição de cargas na articulação e resultar em consequências prejudiciais. Uma análise cinemática do ciclo de marcha de um indivíduo permite medir o movimento do joelho em todos os planos.

A amplitude de movimento da articulação tíbio-femoral é extremamente importante para o desempenho do joelho nas várias atividades fisiológicas. Nesta articulação a amplitude de movimento é superior no plano sagital, sendo que o movimento varia dos 0° (extensão máxima) para aproximadamente 140° (flexão máxima), (Completo & Fonseca, 2011).

O movimento no plano transversal, rotação interna-externa, é influenciado pela posição da articulação no plano sagital. A amplitude de rotação do joelho aumenta à medida que este flete, atingindo-se o máximo a 90° de flexão (representados na Figura 2.10(b)). Com o joelho nesta última posição, a rotação externa e interna variam entre 0-45° e 0-30°, respetivamente, (Completo & Fonseca, 2011; Nordin & Frankel, 2012).

O movimento no plano frontal, varo-valgo, é também afetado pelo movimento de flexão, uma vez que a extensão completa do joelho limita praticamente a totalidade do movimento no plano frontal, (Completo & Fonseca, 2011; Nordin & Frankel, 2012).

A articulação patelo-femoral revela um movimento de deslizamento, sendo que no movimento de extensão-flexão a patela desliza sobre os côndilos do fémur, onde a área de contacto aumenta com a flexão do joelho e a força exercida pelos músculos associados, (Completo & Fonseca, 2011).

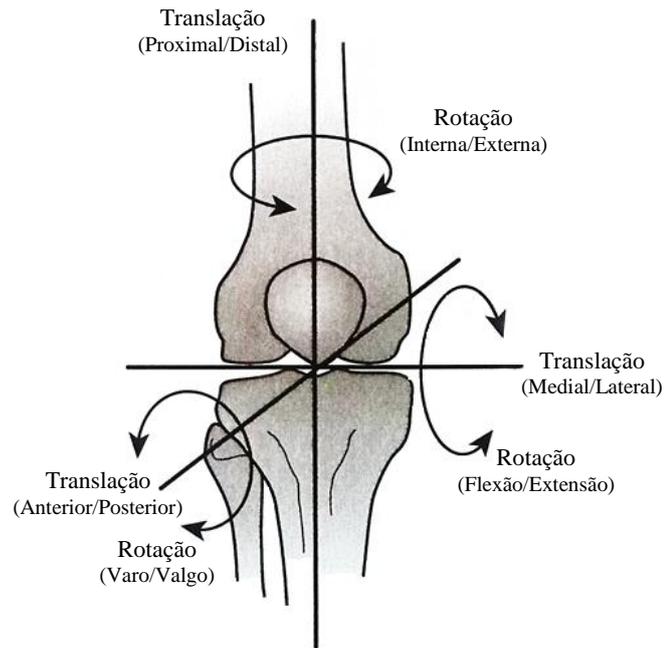


Figura 2.9 - Representação geométrica e designações atribuídas aos seis graus de liberdade na movimentação do joelho, (Adaptado de Nordin & Frankel, 2012).

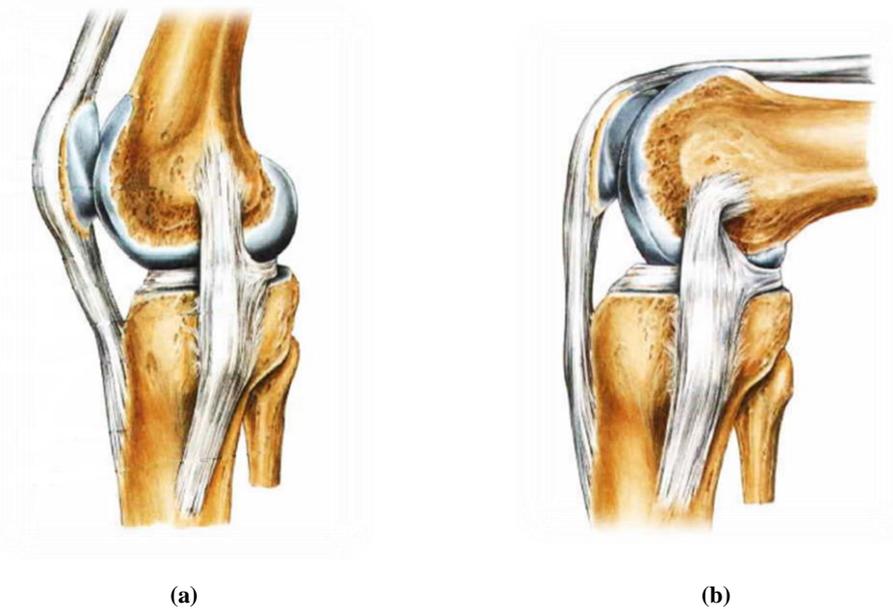


Figura 2.10 - Movimentos do joelho: (a) Joelho em extensão; (b) Joelho fletido a 90°; (Adaptado de Putz, 2006).

2.5.2. Cinética e Estabilidade do Joelho

A cinética é o capítulo da mecânica que estuda o movimento do corpo sob o efeito da ação de forças e momentos, envolvendo, simultaneamente, uma análise estática e dinâmica, (Nordin & Frankel, 2012). As forças e momentos nas articulações do joelho dependem do peso, da ação muscular, da resistência dos tecidos moles, das cargas externas, da atividade física e do estado da articulação, (Completo & Fonseca, 2011).

O joelho encontra-se sujeito a tensões de contacto, formadas por esforços de compressão que resultam do contacto entre as várias estruturas do mesmo que ocorrem durante o movimento. A direção destas forças depende das magnitudes e direções da carga funcional e da força muscular associada à articulação do joelho, (Completo & Fonseca, 2011).

A estabilidade articular é a capacidade que a articulação apresenta para manter uma posição funcional apropriada ao longo de toda a amplitude de movimento. Uma articulação é estável se, quando ao mover-se no seu campo de amplitude normal, for capaz de transferir as cargas funcionais a que está sujeita, sem provocar dor, gerando forças de contacto de intensidade normal nas superfícies da cartilagem articular, (Completo & Fonseca, 2011). Sendo assim, a estabilidade articular torna-se um requisito essencial para que um indivíduo realize atividades diárias.

Todas as estruturas do joelho contribuem para a estabilidade deste durante o movimento. Se uma destas estruturas está defeituosa ou alterada, há instabilidade da articulação e esta não realiza a sua normal função.

2.5.3. Ciclo de Marcha

A marcha é uma sequência repetitiva de movimentos rítmicos e alternados dos membros inferiores que proporciona a locomoção anterior do corpo enquanto, simultaneamente, mantém a estabilidade no apoio. Durante a marcha, um membro atua como suporte móvel estando em contacto com o solo, enquanto o membro contra lateral avança no ar. Este conjunto de movimentos repete-se de uma forma cíclica e os membros invertem as suas funções a cada passo. A sequência simples do apoio e avanço de um único membro é denominada de ciclo de marcha, (Completo & Fonseca, 2011; Knudson, 2007; Nordin & Frankel, 2012).

O ciclo de marcha é, então, a sequência de movimentos que ocorre entre dois contactos sucessivos do mesmo pé com o solo. As duas principais fases do ciclo de marcha são a fase de apoio, em que o pé está em contacto com a superfície de apoio, e a fase de balanço, que corresponde ao período em que o pé não está em contacto com a superfície de apoio, terminando esta fase no momento em que o calcanhar contacta novamente o solo. O ciclo de marcha dura aproximadamente um segundo, sendo que a fase de apoio ocupa entre 51 a 60% do ciclo e a fase de balanço entre 38 a 40% do mesmo. Cada uma destas fases pode ainda ser dividida em subfases, dependendo do grau de profundidade do estudo que as investiga, (Completo & Fonseca, 2011).

A articulação do joelho é uma das mais importantes na locomoção do indivíduo, sendo que, ao longo da marcha, esta adquire o movimento certo para que todas as fases do ciclo sejam executadas. Ao caminhar o ângulo de flexão/extensão da sub-articulação tíbio-femoral vai-se alterando assim como as condições de carregamento impostas. As três principais subfases do ciclo de marcha onde são geradas cargas de interesse ao nível do joelho

encontram-se na fase de apoio unipodal, subdividindo-se em: (i) apoio do calcanhar (Figura 2.11(a)); (ii) apoio plantar (Figura 2.11(b)); e (iii) apoio dos dedos (Figura 2.11(c)). A imposição de carga no joelho aquando o ato de caminhar tem vindo a ser estudada e algumas investigações concluem que estas três subfases representam, respetivamente, os ângulos de flexão da articulação tíbio-femoral de 5.5° , 15.5° e 4.5° , que correspondem à imposição de carga ao nível da parte distal do fémur dos múltiplos de 2.25, 1.85 e 3.5 do peso do indivíduo (BW), (Y. Guo *et al.*, 2009; Taylor *et al.*, 1998; Thambyah *et al.*, 2005).

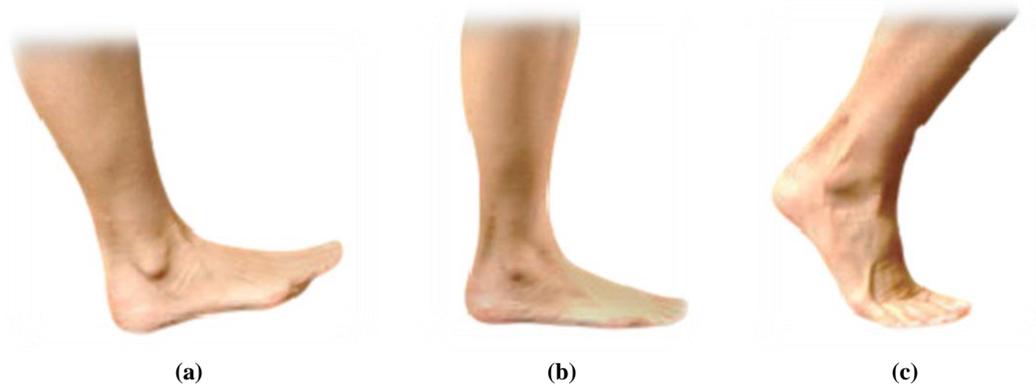


Figura 2.11 - Subfases da fase de apoio do ciclo de marcha: (a) apoio do calcanhar; (b) apoio plantar; (c) apoio dos dedos, (Adaptado de Footlogics, 2015).

Atualmente o estudo da marcha pode ser realizado através da utilização conjunta de ferramentas da biomecânica, tais como: a cinemetria, a dinamometria e a eletromiografia. Com estas medições é possível obter com rigor a caracterização 3D do movimento, a evolução temporal das forças nos apoios e a sequência de ativação dos principais músculos envolvidos. Estas ferramentas estão disponíveis nos laboratórios de biomecânica, tais como o LABIOMEPE, e poderão ser de grande utilidade na avaliação pré e pós cirúrgica de cirurgias do joelho, entre outras.

[Esta página foi intencionalmente deixada em branco]

Capítulo 3

Cartilagem Articular

A cartilagem é um tecido conjuntivo existindo sob diversas formas no organismo humano e desenvolvendo uma série de funções vitais. Apesar da importância de todos os tipos de cartilagem na manutenção das funções do corpo humano, a cartilagem articular (CA) tem vindo a atrair um maior interesse científico na área da engenharia de tecidos, (Meyer & Wiesmann, 2006). Este tipo de cartilagem é o foco deste capítulo, uma vez que é esta que se encontra ao nível da articulação estudada (joelho). Sendo assim, é providenciada uma breve discussão à estrutura e composição da cartilagem articular, bem como à função e comportamento que esta apresenta ao nível das articulações sinoviais.

3.1. Tipos de Cartilagem

Ao todo são distinguidos três tipos de cartilagem: cartilagem elástica, fibrocartilagem e cartilagem hialina (ou cartilagem articular). Apesar de todos os tipos partilharem algumas características, diferem principalmente na morfologia histológica, composição bioquímica e propriedades biomecânicas, (Athanasίου *et al.*, 2013; Junqueira & Carneiro, 2004).

A cartilagem elástica permite manter a forma de estruturas como a orelha ou a traqueia; a fibrocartilagem é encontrada, por exemplo, nos discos intervertebrais (por meio de anéis fibrosos) ou nos meniscos; a cartilagem hialina é a mais abundante no corpo humano, e, por isso, das mais estudadas, (Junqueira & Carneiro, 2004). Na fase adulta, este tipo de cartilagem é encontrada principalmente na parede das fossas nasais, na extremidade ventral das costelas e recobrimdo as superfícies articulares dos ossos longos. Esta última localização representa as articulações com grande mobilidade, onde a cartilagem funciona como revestimento das extremidades ósseas, sendo a sua principal função a absorção de choques, bem como a

suavização do deslizamento dos ossos das articulações, permitindo minimizar as tensões e o atrito criados entre as estruturas, (Completo & Fonseca, 2011; Junqueira & Carneiro, 2004; Meyer & Wiesmann, 2006).

3.2. Composição e Estrutura da Cartilagem Articular

A CA é a forma mais comum de cartilagem hialina e é um tecido de conexão entre o osso e a cavidade articular. É caracterizada por ser um tecido avascular (onde não existe suprimento sanguíneo), bem como por não apresentar terminações nervosas, nem drenagem linfática, (Horvai, 2011; Landínez-Parra *et al.*, 2012).

A coloração do tecido da CA varia desde um translúcido e reluzente azul-pálido (Figura 3.1(a)) ao opaco amarelado (Figura 3.1(b)), sendo que estes fenômenos estão relacionados com o aumento da idade e a desidratação ao longo do tempo, (Athanasίου *et al.*, 2013; Horvai, 2011). Como já foi referido não existe penetração de estruturas neurovasculares neste tecido, pelo que a nutrição é efetuada a partir do fluido sinovial, por meio de difusão, o que limita a espessura da superfície da cartilagem a alguns milímetros - entre 1 e 6 mm, (Horvai, 2011; Junqueira & Carneiro, 2004; Korhonen & Saarakkala, 2011; Nordin & Frankel, 2012).

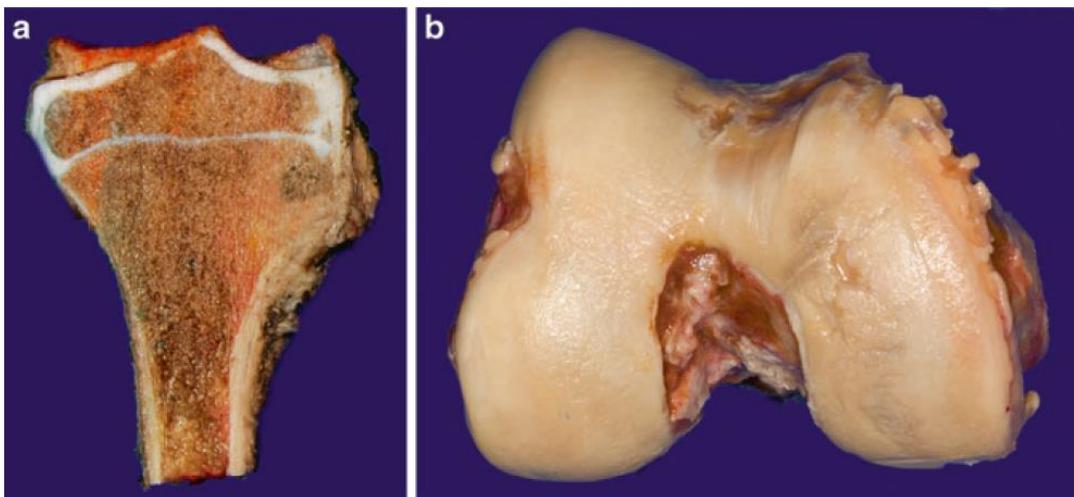


Figura 3.1 - Aparência da cartilagem: (a) A cartilagem hialina, em pacientes jovens, apresenta-se como um tecido translúcido azul claro e pode ser encontrada nas superfícies articulares e placa de crescimento; (b) Com o avanço da idade a cartilagem articular torna-se mais opaca com uma coloração amarela esbranquiçada; (Horvai, 2011).

A cartilagem é composta por um pequeno número de células, denominadas de condrócitos. Estas são células especializadas apenas encontradas neste tecido, (Ronken, 2012), e representam cerca de 1-10% do volume total da cartilagem adulta, (Completo & Fonseca, 2011; Deneweth, 2013; Landínez-Parra *et al.*, 2012; Nordin & Frankel, 2012). Estas células estão rodeadas por uma matriz extracelular (ECM) com múltiplos componentes, tais como colagénio e proteoglicanos (PGs). Um condrócito é capaz de desempenhar ambas as funções

de sintetização e reabsorção da ECM, (Completo & Fonseca, 2011; Landínez-Parra *et al.*, 2012; Ronken, 2012). A cartilagem articular apresenta uma estrutura em camadas, sendo que o arranjo dos condrócitos se diferencia entre elas.

Apesar da sua concentração relativamente baixa, os condrócitos são também os responsáveis pela secreção e substituição de todas as moléculas da ECM, que dão à CA as suas propriedades mecânicas únicas e lhe permitem o desempenho da sua função, (Completo & Fonseca, 2011; Landínez-Parra *et al.*, 2012; Ronken, 2012).

O colagénio e os PGs interagem para a formação de um material compósito orgânico, de matriz sólida, e poroso, reforçado com fibras e preenchido com água (Figura 3.2).

A cartilagem está ligada ao osso subjacente por meio de fibras de colagénio que penetram o osso e entram na cartilagem, formando uma *interface* tridimensional complexa. Este tipo de colagénio não é o mesmo que se encontra especializado na ECM da cartilagem, (Horvai, 2011).

Existem várias teorias relativas à composição e estrutura da CA, sendo que a teoria bifásica é das mais usadas, (Completo & Fonseca, 2011; Deneweth, 2013; Landínez-Parra *et al.*, 2012; Meyer & Wiesmann, 2006; Mow & Guo, 2002). Esta teoria assume que a CA é composta por duas fases incompressíveis: uma fase líquida (fluido intersticial) e uma fase sólida (matriz elástica). A fase sólida é composta pelos condrócitos, diferentes tipos de moléculas de colagénio, PGs e outras proteínas em quantidades menores, sendo que todos estes componentes formam a ECM. A fase líquida é composta principalmente por água e iões.

A composição da CA é principalmente determinada pela ECM, uma vez que os condrócitos ocupam uma porção pequena do volume total do tecido. Sendo assim, as propriedades dos materiais da CA são dependentes das propriedades da ECM. A Tabela 3.1 lista os principais componentes presentes na CA, bem como as suas quantidades aproximadas.

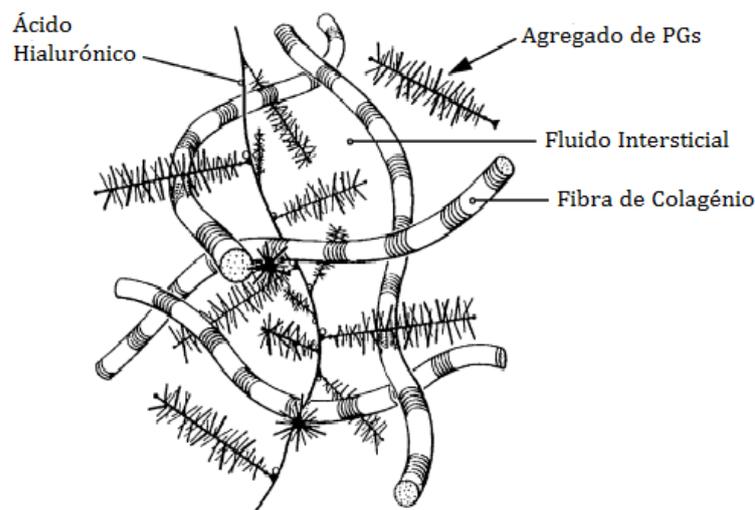


Figura 3.2 - Representação esquemática da interação entre a rede de colagénio e de PGs, (Adaptado de Lu & Mow, 2008).

Tabela 3.1 - Composição aproximada da cartilagem articular, (Adaptado de Chiravambath, 2012 e Landínez-Parra et al., 2012).

Componente	Fração do peso (%)
Água	60-85
Condrócitos	~10
Colagénio tipo II	15-22
Proteoglicanos	4-7
Outros tipos d colagénio	<1
Outras proteínas	<1
Sais orgânicos	<1

3.2.1. Arranjo da Cartilagem

A estrutura da CA apresenta um arranjo em múltiplas camadas com espessuras diferentes, entre a superfície articular e a superfície óssea subcondral. Ao longo das camadas existe uma disposição diferente das células e das fibras de colagénio, bem como variadas concentrações das componentes do tecido, o que faz com que a CA seja uma estrutura heterogénea e que apresente uma dependência local. Deste modo, esta é frequentemente descrita como sendo distribuída em quatro zonas (Figura 3.3): a superficial ou tangencial (ZS), a zona média ou intermediária (ZM), a zona profunda (ZP) e a zona de calcificação (ZC). Esta última é uma fronteira entre a cartilagem e o osso subcondral adjacente, sendo carente de células ou outras estruturas, (Chiravambath, 2012; Completo & Fonseca, 2011; Deneweth, 2013; Horvai, 2011; Landínez-Parra *et al.*, 2012; Meyer & Wiesmann, 2006; Ronken, 2012).

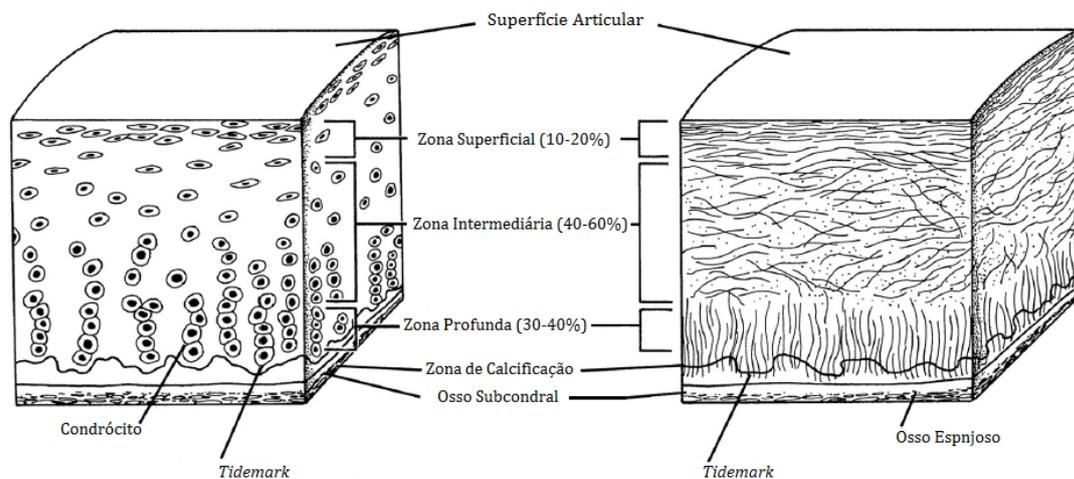


Figura 3.3 - Organização dos condrocitos (direita) e das fibras de colagénio (esquerda) ao longo da profundidade da CA, (Adaptado de Ronken, 2012).

3.2.1.1. Zona Superficial

Esta é a zona adjacente à cavidade articular e a que apresenta menor espessura (~10-20% da espessura total da CA). Nela os condrócitos adotam uma forma alongada e estão orientados de forma paralela em relação à superfície, apresentando pouca atividade celular. Nesta camada existe baixa concentração de PGs e alta concentração de água (~80%). As fibras de colagénio distribuem-se paralelamente à superfície, (Chiravambath, 2012; Korhonen & Saarakkala, 2011; Landínez-Parra *et al.*, 2012; Ronken, 2012).

3.2.1.2. Zona Média

A ZM é a maior camada da CA com cerca de 40-60% do volume total da mesma. Nesta zona os condrócitos adotam uma morfologia mais arredondada, organizando-se de uma forma irregular. Existe uma maior concentração de PGs em relação à zona anterior e as fibras de colagénio dispõem-se de forma aleatória, apresentando um maior diâmetro, (Chiravambath, 2012; Korhonen & Saarakkala, 2011; Landínez-Parra *et al.*, 2012; Ronken, 2012).

3.2.1.3. Zona Profunda

Nesta zona as fibras de colagénio apresentam um grande diâmetro e estão organizadas perpendicularmente à superfície. Os condrócitos exibem um arranjo em colunas e uma configuração esférica. A quantidade de água é menor do que nas outras zonas da CA (cerca de 65%) e existe uma alta concentração de PGs, (Chiravambath, 2012; Korhonen & Saarakkala, 2011; Landínez-Parra *et al.*, 2012; Ronken, 2012).

3.2.1.4. Zona de Calcificação

A cartilagem calcificada separa a cartilagem hialina do osso subcondral e atua como uma camada de transição entre o osso e a cartilagem. Nesta zona verifica-se a existência de uma linha ondulada com coloração azul, que se denomina de *tidemark* e que separa a ZP da ZC. Esta zona é caracterizada por uma escassa distribuição de células na matriz cartilaginosa, bem como por uma baixa quantidade de PGs. As fibras de colagénio da ZP orientam-se perpendicularmente ao osso subcondral e passam a *tidemark* inserindo-se, também, na ZC, (Chiravambath, 2012; Korhonen & Saarakkala, 2011; Landínez-Parra *et al.*, 2012; Ronken, 2012).

3.3. Comportamento Mecano-Eletroquímico da Cartilagem Articular

O comportamento mecânico da cartilagem é determinado pela interação predominante dos seus componentes: colagénio, proteoglicanos e fluido intersticial. A estrutura e as propriedades

da CA do joelho são importantes para a função mecânica da articulação, sendo que se adaptam às tensões geradas durante as atividades fisiológicas.

Num ambiente aquoso os PGs são moléculas polianiónicas, isto é, apresentam cargas negativas em determinados sítios da sua composição. Em solução, a mútua repulsão destas cargas negativas cria um agregado de PGs (APGs) que ocupa um largo volume. O volume ocupado deste agregado na ECM é limitado pela rede entrelaçada de colagénio. A dilatação da molécula de APGs contra a rede de colagénio é um elemento essencial na resposta mecânica da cartilagem. Quando a cartilagem é comprimida, as cargas negativas do APGs são ainda mais aproximadas, o que aumenta a força de repulsão e proporciona a rigidez à compressão da cartilagem. Em contraste, os PGs que não fazem parte do agregado, não contribuem de forma tão efetiva na resistência de esforços por compressão, uma vez que não se enclausuram tão facilmente na rede de colagénio da ECM, (Completo & Fonseca, 2011; Mansour, 2003; Mow & Guo, 2002).

Enquanto a rigidez à compressão da cartilagem está associada aos PGs, a rigidez à tração está relacionada com as fibras de colagénio. Devido à sua composição e morfologia, as fibras de colagénio apresentam elevada rigidez e resistência à rutura em tração, no entanto a resistência à compressão é mínima. Com o carregamento fisiológico da articulação, esta estrutura fibrilar evolui e, por consequência, as propriedades mecânicas do tecido tornam-se específicas da sua localização espacial. A distribuição não homogénea das fibras de colagénio na cartilagem, permite que esta apresente diferentes características ao longo da sua espessura, distribuindo melhor as tensões internas nas zonas de aplicação da carga, (Completo & Fonseca, 2011; Cortez *et al.*, 2015).

Outro componente da cartilagem que está relacionado com o comportamento mecânico da mesma é o líquido intersticial, que absorve grande parte da carga de compressão imposta nas articulações, sendo que esta é dissipada em pressão hidrostática dentro da ECM, (Completo & Fonseca, 2011; Seeley *et al.*, 2014). A resposta mecânica da cartilagem está também muito relacionada com a passagem deste fluido intersticial através do tecido quando este é deformado, (Mansour, 2003). Estas observações sugerem que a cartilagem se comporta como uma “esponja”, (Chiravambath, 2012; Completo & Fonseca, 2011; Mansour, 2003; Mow & Guo, 2002; Ronken, 2012), embora não permita que o líquido flua de forma fácil. O reconhecimento de que o fluxo do fluido intersticial e a deformação são interdependentes, leva à modelação da cartilagem como uma mistura bifásica (fase líquida e fase sólida, como já antes referido).

Uma vez que há passagem de fluido através do tecido, faz com que a CA seja um material poroso, sendo que o tamanho dos poros varia entre os 20-65Å. O tamanho dos poros, juntamente com as fibras de colagénio compactas ao longo da superfície superior, cria uma

permeabilidade hidráulica relativamente baixa, (Completo & Fonseca, 2011; Landínez-Parra *et al.*, 2012).

Entender como funciona a estrutura de um qualquer tecido é um passo importante no entendimento da resposta do mesmo à imposição de cargas mecânicas. Contudo, as considerações a um nível celular ou molecular são ainda um desafio nesta área.

3.4. Falência da Cartilagem

A cartilagem, como todos os outros tecidos, está sujeita a um processo de degradação qualitativa natural com o tempo, denominado de envelhecimento. Além disso, a capacidade de regeneração da cartilagem é limitada, (Athanasίου *et al.*, 2013; Completo & Fonseca, 2011; Landínez-Parra *et al.*, 2012) e o facto deste tecido estar sujeito a uma gama de tensões anormal, originada por esforços elevados, cíclicos ou estáticos, pode rapidamente conduzir ao seu dano. A magnitude das tensões a que está sujeita a CA é condicionada pela carga total a que está sujeita a articulação e a forma como a mesma é distribuída sobre as superfícies articulares, (Baquedano, 2004; Completo & Fonseca, 2011).

Quando a cartilagem é comprimida lentamente, é produzida uma redistribuição do fluido intersticial no interior do tecido, provocando um relaxamento das tensões. Contudo, durante a aplicação de uma carga de impacto o tempo não é suficiente para que haja esta redistribuição, produzindo-se um aumento brusco de pressão, gerando altas tensões na superfície articular e lesionando as zonas mais profundas da cartilagem. Estas tensões geradas são elevadas e podem causar falha por fadiga no interior do tecido, bem como fissuras observáveis a nível microscópico. Por isto, as cargas de impacto fazem acelerar o processo de lesão e degeneração da CA. A falha efetiva da cartilagem dá-se quando a velocidade de dano excede aquela com que as células regeneram o tecido, (Baquedano, 2004; Completo & Fonseca, 2011).

3.4.1. Osteoartrose

A degeneração da CA, ou seja, a perda progressiva da sua função e estrutura normal, leva à síndrome clínica de osteoartrose (OA). Este é o tipo mais comum de artrite e estima-se que, em Portugal, existam mais de dois milhões de pessoas com a doença, sendo que cerca de 80% são pessoas com mais de 70 anos, (Augusto, 2014).

A formação de fissuras, fibrilação e desgaste da cartilagem são características típicas da OA. Esta doença aparece principalmente nas articulações do pé, joelho, anca, coluna e mãos, e é acompanhada de sinais e sintomas de dor nas articulações, restrição do movimento, derrames articulares e deformidade, (Buckwalter *et al.*, 2005). Por estes motivos, esta doença é a principal causa de incapacidade nas pessoas idosas. Contudo, pode dar-se uma elevada

incidência em indivíduos desportistas devido à magnitude e frequência de cargas elevadas nas articulações.

A evolução da OA parece ser um processo mecanicamente induzido, (Completo & Fonseca, 2011; Mansour, 2003), e motiva numerosas investigações (tais como Arendt-Nielsen *et al.*, 2010; Bennell & Hinman, 2011; Blagojevic *et al.*, 2010; Filardo *et al.*, 2011; Goldring & Goldring, 2010; Goldring, 2012; Houard *et al.*, 2013; Wall & Board, 2014, entre outras), cujos principais objetivos passam pela identificação das deformações e esforços responsáveis pela falência da CA. Fatores biomecânicos locais podem afetar a iniciação e progressão da doença, onde as propriedades mecânicas da cartilagem articular podem ser reduzidas entre 20-80% em comparação com o tecido saudável, (Completo & Fonseca, 2011; Nissi *et al.*, 2004).

Uma vez que a cartilagem é um material anisotrópico, é expectável que apresente maior resistência a alguns componentes de tensão em relação a outros. Apesar de a cartilagem, em condições fisiológicas, estar submetida essencialmente a cargas de compressão, desenvolvem-se, na sua estrutura, tensões de todos os tipos, estando os seus valores máximos e mínimos dependentes da localização e direção analisada, (Completo & Fonseca, 2011). O início do processo de falha da cartilagem parece estar associado à perda de organização da rede de colagénio, o que reduz a rigidez do tecido e aumenta a sua permeabilidade, alterando ambos a funcionalidade da cartilagem durante o movimento.

O diagnóstico prematuro da OA permite um tratamento precoce, a redução da dor e da incapacidade e, assim, a melhoria da qualidade de vida do paciente, (Completo & Fonseca, 2011). Este diagnóstico é normalmente feito através de exames radiológicos que revelam tipicamente uma fina espessura ou completa ausência de cartilagem articular (defeitos) em determinados locais, bem como deformação óssea e a presença de osteófitos, (Abbass & Abdulateef, 2012; Deneweth, 2013; Erggelet & Mandelbaum, 2008; Ronken, 2012). Em ortopedia, os danos da cartilagem são normalmente classificados de uma forma qualitativa. A escala de *Outerbridge* é a mais usada, dividindo-se em quatro principais graus de dano (enumerados na Tabela 3.2), cujas observações estão de acordo com as imagens da Figura 3.4.

Tabela 3.2 - Classificação do dano na cartilagem, (Abbass & Abdulateef, 2012; Erggelet & Mandelbaum, 2008).

Grau	Alterações observáveis na cartilagem
0	Cartilagem normal, saudável e intacta;
1	Observação de fibrilação superficial e ligeira mudança de cor em determinado local;
2	Aparecimento de fissuras na superfície da cartilagem alcançando até 50% da sua espessura;
3	Fissuras e fragmentação da cartilagem entre 50-100% da sua espessura;
4	Erosão da cartilagem alcançando o osso subcondral, expondo-o.

A doença de OA prevalece em maioria no sexo feminino, em pessoas obesas, idosas ou que tenham um passado clínico de lesão do joelho. O exercício físico, a perda de peso e a aplicação de injeções anti-inflamatórias podem diminuir a dor e melhorar a função do joelho, (Ringdahl & Pandit, 1998). No entanto, cada caso é particular e não existe ainda uma forma de tratamento que se mostre eficaz no combate contra a OA.

A osteartrose é uma doença crónica irreversível. Os tratamentos podem englobar desde fármacos, a cirurgia (em casos mais graves de grau 4); contudo, estes apenas providenciam um alívio moderado dos sintomas, não fazendo com que a doença desapareça por completo, (Buckwalter *et al.*, 2005; Deneweth, 2013).

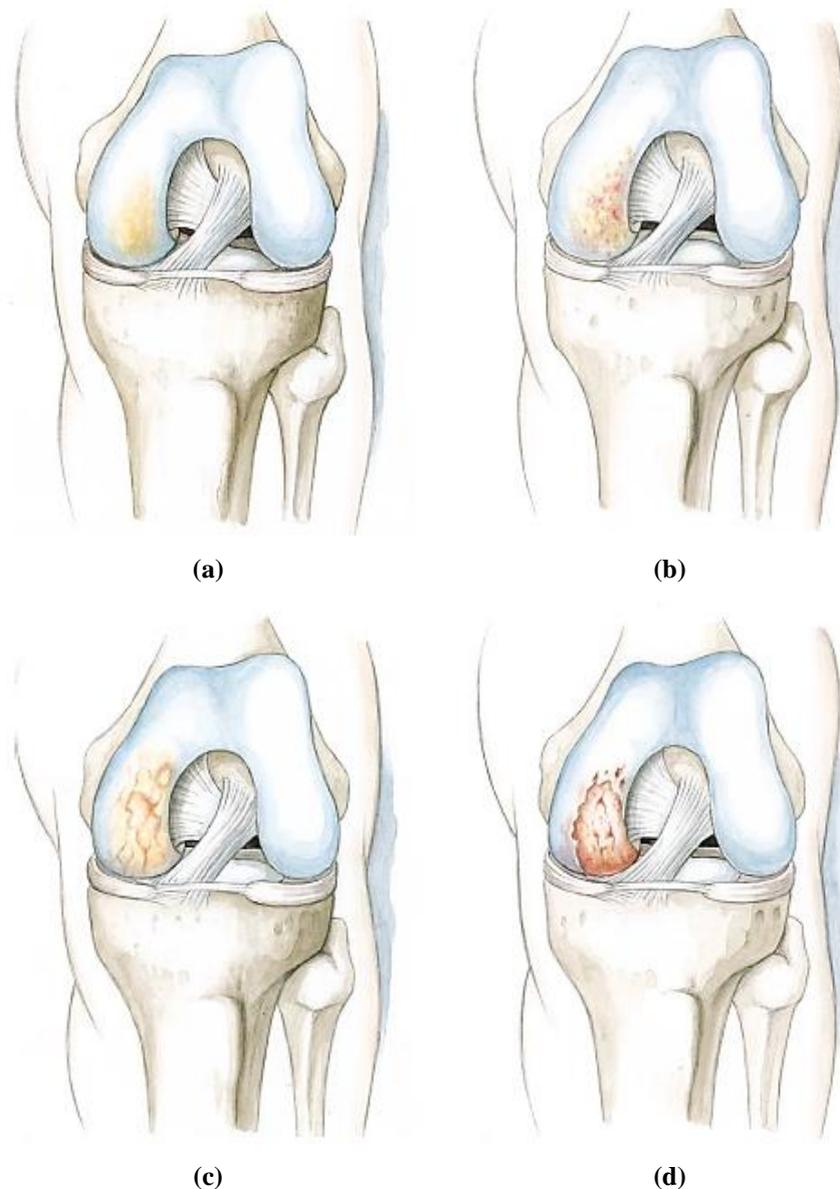


Figura 3.4 - Graus de dano na cartilagem: 1 a 4, respetivamente de (a) a (d), de acordo com a escala de Outerbridge, (Erggelet & Mandelbaum, 2008).

3.4.2. Procedimentos cirúrgicos para restauro da cartilagem articular

Uma vez que a cartilagem apresenta uma fraca capacidade de regeneração, foram desenvolvidas técnicas cirúrgicas que pretendem desenvolver o crescimento de novo tecido, o que pode aliviar a dor na articulação lesada, bem como melhorar a sua função.

A maior parte dos procedimentos para restauro da cartilagem articular são feitos por artroscopia, onde, através de pequenas incisões os cirurgiões conseguem ter visualização do interior do joelho por meio de uma câmara (artroscópio). No entanto, outras situações exigem um acesso direto da área afetada, sendo necessária uma cirurgia aberta (ou artrotomia). Na prática clínica, os procedimentos mais comuns para o restauro da cartilagem articular são: (i) microfratura; e (ii) transplante de excertos osteocondrais.

3.4.2.1. Microfratura

O objetivo deste procedimento é o de promover o crescimento de nova cartilagem através da criação de novo suprimento sanguíneo. São feitos furos ao nível do osso subcondral (adjacente à cartilagem) para que haja um fluxo de sangue que promove a passagem de células que permitirão um crescimento novo de tecido cartilaginoso (Figura 3.5 e 3.6), (Erggelet & Mandelbaum, 2008).

Este procedimento é feito essencialmente em jovens adultos, cuja capacidade de regeneração da cartilagem é maior do que em pessoas mais idosas.

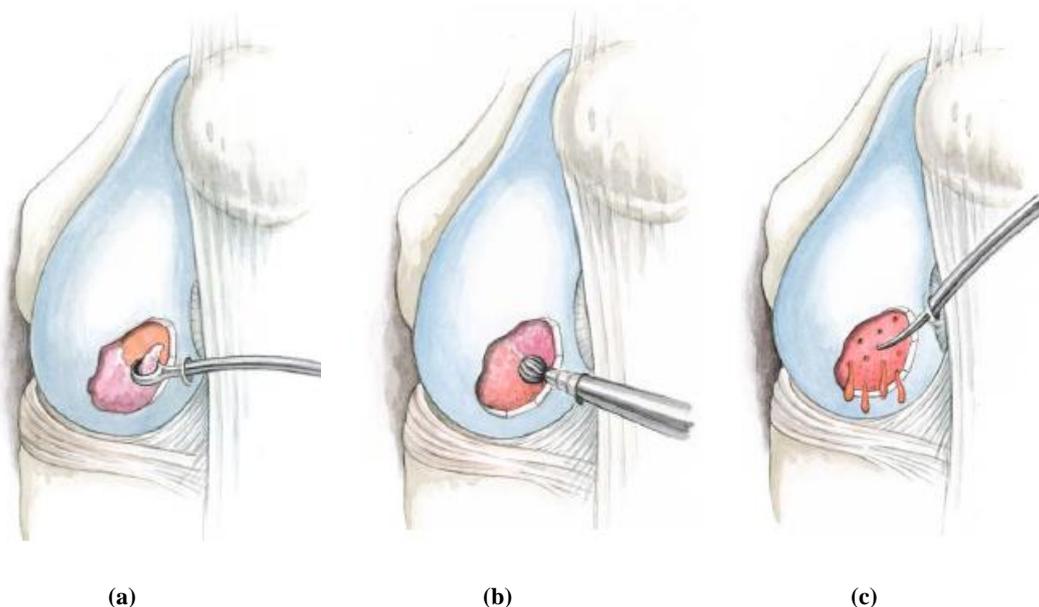


Figura 3.5 - Etapas do procedimento cirúrgico de microfratura: (a) a cartilagem danificada é removida; (b) abrasão dos restos de tecido; (c) é utilizado um instrumento que permite a criação de pequenos furos através do osso subcondral - geração de suprimento sanguíneo que permite o transporte de células saudáveis para crescimento da cartilagem, (Erggelet & Mandelbaum, 2008).



Figura 3.6 - Visão artroscópica de lesão da cartilagem no côndilo femoral após procedimento cirúrgico de microfratura, (Erggelet & Mandelbaum, 2008).

3.4.2.2. Transplante de excertos osteocondrais

A forma mais comum de tratar os defeitos de grau 4, passa pelo transplante de zonas de cartilagem, onde a concentração de tensões não é crítica, para a zona da agressão. Na Figura 3.7(a) é ilustrada a colheita de cilindros de cartilagem agarrada a osso, por meio de um instrumento especializado que permite a colheita de dimensões *standard*. Estas dimensões são escolhidas de acordo com a extensão da lesão, para que a mesma possa ser bem preenchida por tecido transplantado. De notar que os cilindros são retirados da zona superior do fêmur, onde não existe muitos problemas de dano, devido à baixa exposição a tensões de contato. Os mesmos são então colocados na zona agredida (Figura 3.7(b), havendo osteointegração, e permitindo restaurar a cartilagem na zona da lesão (Figura 3.7(c) e Figura 3.8(b)), o que alivia a dor e melhora a função da articulação, (Erggelet & Mandelbaum, 2008).

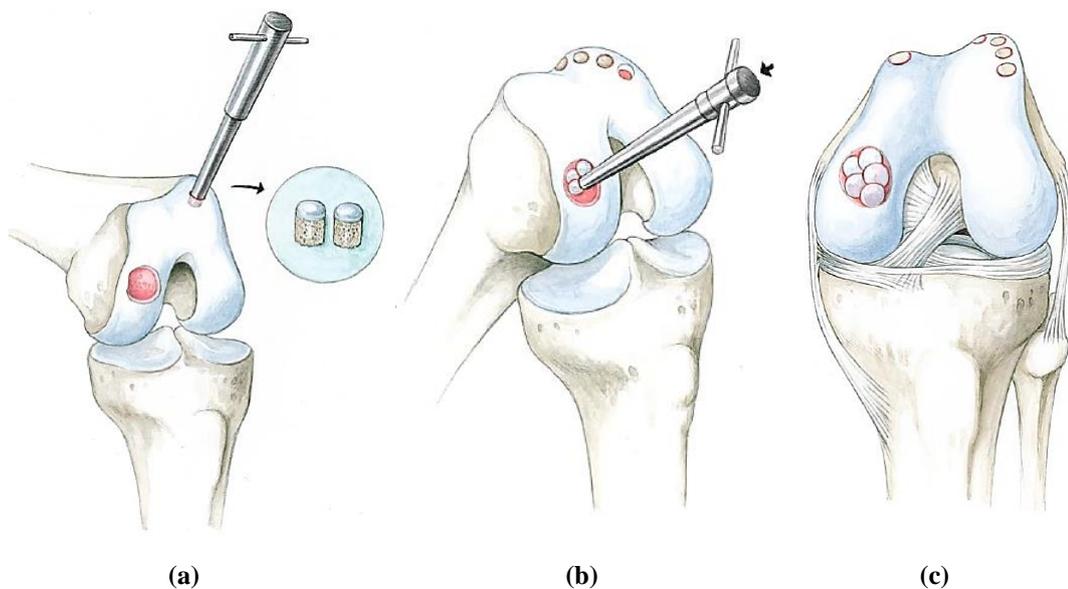
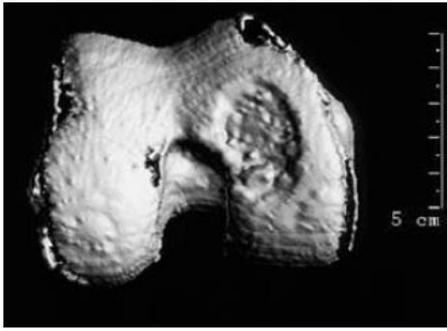


Figura 3.7 - Procedimento cirúrgico para tratamento de defeito na cartilagem no côndilo femoral através de transplante de cilindros de cartilagem: (a) colheita de cilindros de zona de cartilagem não afetada com pouca probabilidade de dano; (b) implementação dos cilindros na zona da lesão; (c) defeito de cartilagem após transplante, (Erggelet & Mandelbaum, 2008).



(a)



(b)

Figura 3.8 - (a) Reconstrução 3D de defeito ao nível do côndilo femoral; (b) Imagem real de côndilo femoral com lesão preenchida por cilindros de cartilagem e osso. De notar que os cilindros, de dimensões diferentes, se sobrepõem para cobrir totalmente a zona lesionada; (Erggelet & Mandelbaum, 2008).

Capítulo 4

Biomecânica da Cartilagem Articular

A CA é um material bifásico com um comportamento mecânico anisotrópico e não-linear, (Korhonen & Saarakkala, 2011). Estruturalmente a cartilagem providencia um material firme que, dependendo do tipo, se adapta para resistir e amortecer forças de compressão e tração, (Horvai, 2011). Mecanicamente, a matriz da CA é um material heterogêneo constituído de materiais com propriedades muito diferentes, (Completo & Fonseca, 2011), que providencia uma resposta extremamente complexa à aplicação de cargas. Esta resposta depende de várias características presentes na CA.

Este capítulo tem como objetivo a introdução ao comportamento biomecânico da CA, bem como a interação que esta apresenta com as estruturas circundantes da articulação do joelho. São apresentados conceitos fundamentais da ciência dos materiais, e ainda alguns modelos constitutivos que determinam o comportamento mecânico da cartilagem, bem como o estado da arte em relação ao uso dos mesmos. Por fim são descritos os testes mecânicos que permitem a extração de propriedades mecânicas.

4.1. Conceitos Fundamentais da Ciência dos Materiais

Qualquer previsão do desempenho mecânico de uma estrutura, seja esta biológica ou não, depende do conhecimento das forças a que esta está sujeita, bem como das solicitações mecânicas impostas a cada um dos materiais que a constituem, e a resistência que estes apresentam a essas solicitações. Assim sendo a caracterização das propriedades mecânicas dos tecidos é de elevada importância na previsão do seu comportamento. Posto isto, existem alguns conceitos que são importantes no estudo de comportamentos mecânicos.

Quando um qualquer material é testado mecanicamente, pode ser-lhe aplicada uma força ou tensão, que através da sua relação tensão/deformação permite a extração de propriedades mecânicas. Uma força aplicada a um corpo, afeta a forma como este se move ou se deforma. A ação de várias forças em simultâneo dá origem à criação de cargas, (Completo & Fonseca, 2011; Knudson, 2007). A Figura 4.1 ilustra alguns conceitos base na área da mecânica dos materiais e que dizem respeito à forma como determinado corpo pode ser solicitado.

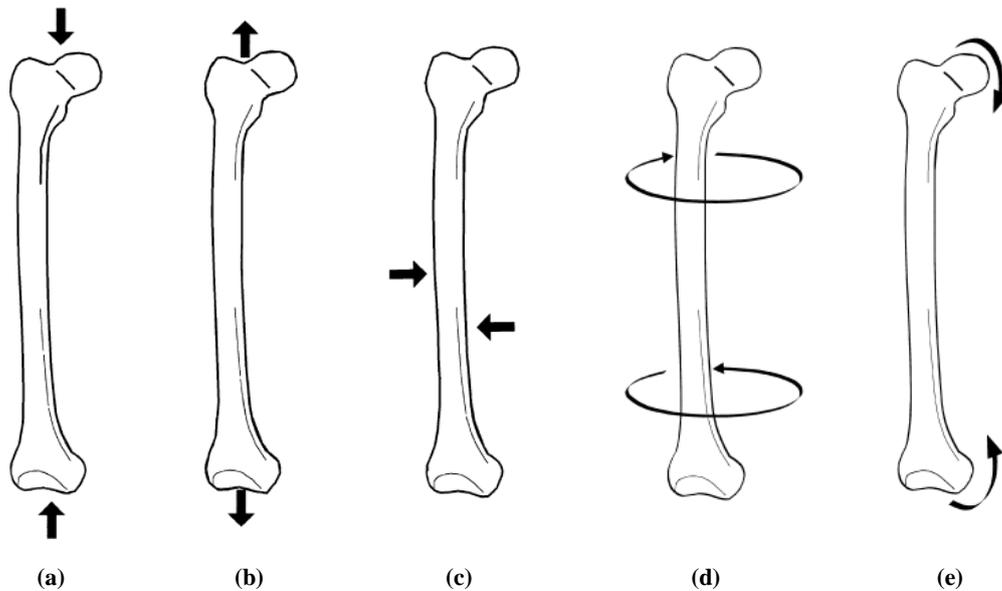


Figura 4.1 – Cargas principais: (a) compressão; (b) tração; (c) corte; (d) torção; (e) flexão; (Adaptado de Knudson, 2007).

Um parâmetro importante que permite descrever o comportamento de um tecido sob carregamento imposto é a deformação (ε) ou extensão, definida na Equação 4.1:

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0} = \frac{\Delta l}{l_0} \quad , \quad (4.1)$$

onde l_0 corresponde ao comprimento/espessura inicial do material e l ao comprimento/espessura do material deformado. A normalização segundo o comprimento/espessura original assegura que a deformação possa ser um parâmetro comparável entre amostras de tecido com diferentes espessuras ou comprimentos. De acordo com a sua definição, a deformação é uma medida adimensional.

O movimento e/ou deformação de um material, são devidas a uma tensão (σ), sendo esta o resultado de um valor de força (F) por unidade de área (A) da secção transversal do corpo em estudo (Equação 4.2):

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad , \quad (4.2)$$

A unidade SI de tensão é o Pascal (Pa), sendo que este equivale ao Newton/metro² (N/m²). Tratando-se de uma quantidade de dimensão muito reduzida são normalmente utilizados os seus múltiplos, Mega ou Giga.

A Figura 4.2 representa a deformação gerada num corpo ósseo durante a ação de uma tensão de tração.

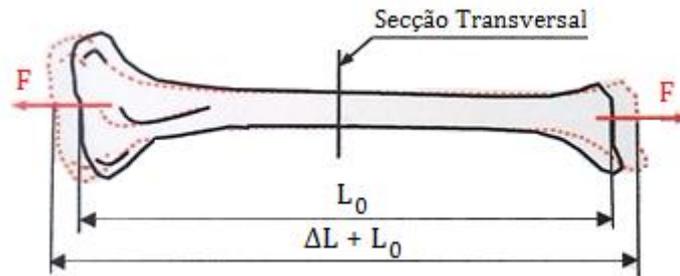


Figura 4.2 - Representação esquemática da variação de comprimento de um corpo ósseo com a aplicação de forças de tração nas suas extremidades, (Adaptado de Completo & Fonseca, 2011).

As grandezas quantificadoras de tensão e deformação relacionam-se através de leis constitutivas. O modo como se relacionam depende do material e do comportamento mecânico que este apresenta.

Quando um material é comprimido ou tracionado existe, conseqüentemente, uma deformação na direção de aplicação da carga. No entanto, o material tem também tendência a deformar-se na direção perpendicular à direção da sollicitação. A forma como isto acontece depende de cada material, e a medida deste efeito é dada pelo coeficiente de Poisson (ν), representado na Equação 4.3:

$$\nu = - \frac{\varepsilon_{transversal}}{\varepsilon_{axial}} , \quad (4.3)$$

onde ε_{axial} é a deformação na direção do carregamento e a $\varepsilon_{transversal}$ é a deformação correspondente na direção perpendicular ao carregamento. O coeficiente de Poisson é um parâmetro intrínseco ao tecido, sendo único para cada material.

4.2. Modelação Biomecânica

A fim de investigar a mecânica dos tecidos e sistemas biológicos existem ferramentas matemáticas (simulação analítica ou numérica) que atuam como uma abordagem complementar, providenciando a previsão da função e comportamento destas estruturas. Para além disso, a simulação não é apenas limitada à modelação da complexidade das respostas que as estruturas apresentam ou das suas interações. Por outro lado, é direcionada para atingir um

impacto clínico, prevendo a evolução de patologias, degeneração, dano ou fraturas destes tecidos.

Os tecidos moles exibem características mecânicas com uma maior complexidade do que a maioria dos materiais de engenharia, (Freutel *et al.*, 2014; Korhonen & Saarakkala, 2011). Sendo assim, a sua modelação exige a seleção de leis e propriedades que descrevem esse comportamento - *modelos constitutivos*. Estes modelos fornecem uma relação matemática entre a tensão e deformação desenvolvidas nos tecidos, e carecem de validação a partir de ensaios experimentais, (Completo & Fonseca, 2011). Ao longo dos tempos foram desenvolvidos modelos matemáticos computacionais que podem ser aplicados na caracterização das propriedades mecânicas da cartilagem ou qualquer outro tecido.

Existe o simples e tradicional modelo linear elástico que caracteriza propriedades estáticas através da implementação da Lei de Hooke (Equação 4.4). Este modelo assume a relação linear entre tensão e deformação, tendo como constante de proporcionalidade o módulo de Young.

$$\sigma = \varepsilon E \quad , \quad (4.4)$$

Entre os modelos constitutivos que aplicam a Lei de Hooke, o mais usado, por ser o mais simples, é o isotrópico. Na isotropia mecânica as propriedades dos materiais são independentes da direção, existindo apenas duas variáveis (ou constantes elásticas) que definem mecanicamente um material. São estas o módulo de Young e coeficiente de Poisson. Sendo assim, um material isotrópico apresenta as mesmas características, independentemente da direção analisada. Uma vez que este modelo é apenas aplicado em situações onde ocorrem pequenas deformações, (Korhonen & Saarakkala, 2011), é ultrapassado por outros modelos sempre que se está na presença de comportamentos mais complexos.

Em contraste com a formulação isotrópica, existe a ortotropia. Um material ortotrópico apresenta três planos ortogonais de simetria, sendo descrito por nove constantes independentes (E , ν e módulo de corte (G) para cada uma das direções ortogonais), (Meyers & Chawla, 2009), como exemplificado na Equação 4.5 e Tabela 4.1:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{xy} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_x} & -\frac{\nu_{yx}}{E_y} & -\frac{\nu_{zx}}{E_z} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xy}}{E_x} & \frac{1}{E_y} & -\frac{\nu_{zy}}{E_z} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xz}}{E_x} & -\frac{\nu_{yz}}{E_y} & \frac{1}{E_z} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{yz}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xz}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xy}} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{xy} \end{Bmatrix} \quad , \quad (4.5)$$

De notar que $\nu_{xy} = \nu_{yx}$, $\nu_{xz} = \nu_{zx}$ e $\nu_{yz} = \nu_{zy}$.

Um caso especial da ortotropia é a isotropia transversa, onde o material apresenta as mesmas propriedades em duas direções ortogonais. Deste modo, os materiais são descritos por cinco constantes elásticas independentes, em vez de nove como no caso de ortotropia normal, (Meyers & Chawla, 2009). A Tabela 4.1 lista as variáveis de entrada dos dois modelos.

Tabela 4.1 - Comparação dos modelos ortotrópico e isotrópico transverso.

Modelo	Componentes da matriz de elasticidade
Ortotrópico (9 componentes independentes)	E_x, E_y, E_z G_{xy}, G_{yz}, G_{zx} $\nu_{xy} = \nu_{yx}, \nu_{yz} = \nu_{zy}, \nu_{xz} = \nu_{zx}$
Isotrópico Transverso (5 componentes independentes, onde é verificada a Equação 4.6)	$E_x = E_y$ E_z $\nu_{zx} = \nu_{zy}$ ν_{xy} $G_{zx} = G_{zy}$

$$G_{xy} = \frac{E_x}{2(1+\nu_{xy})}, \quad (4.6)$$

A isotropia transversa tem vindo a ser uma lei comum na descrição da resposta estática dos tecidos moles, tendo em conta a direção predominante das suas fibras, (Freutel *et al.*, 2014). Um estudo que ponderou a otimização das propriedades mecânicas dos tecidos moles do joelho, (Haut Donahue *et al.*, 2003), fez uma comparação entre a aplicação de isotropia (direção independente) e isotropia transversa (direção dependente) como leis constitutivas dos tecidos, demonstrando que um material elástico transversalmente isotrópico é crucial para a previsão de uma resposta plausível. Mais ainda, foi demonstrado que um modelo ortotrópico não providencia uma vantagem significativa em relação à lei de isotropia transversa. Posto isto, são vários os grupos que têm vindo a utilizar a isotropia transversa como lei constitutiva na modelação dos tecidos moles, (LeRoux & Setton, 2002; Spilker *et al.*, 1992; Vadher *et al.*, 2006; Vaziri *et al.*, 2008; Wilson *et al.*, 2003).

A maioria dos tecidos vivos experimenta largas deformações, sendo que, por consequência, a relação entre tensão e deformação torna-se não-linear. Os materiais que exibem estes comportamentos são denominados de hiperelásticos. Existem vários modelos hiperelásticos, destacando-se o Neo-Hookean, Mooney-Rivlin e Ogden, (Korhonen & Saarakkala, 2011).

De uma forma mais complexa existem modelos viscoelásticos, compostos simultaneamente por componentes elásticas e componentes viscosas, sendo que, em contraste com os supracitados, apresentam uma componente dependente do tempo, o que permite a modelação de situações de fluência, tensão-relaxamento e histerese, (Completo & Fonseca,

2011; Korhonen & Saarakkala, 2011). São exemplos de modelos viscoelásticos os seguintes: Maxwell, Voigt e Kelvin, (Freutel *et al.*, 2014; Sharpe, 2008).

Dado a consideração de várias fases de estado nos tecidos moles (fase líquida e fase sólida), existem modelos que têm em conta o movimento do fluido - modelos bifásicos e poroelásticos, (Donzelli *et al.*, 1999; H. Guo *et al.*, 2013; Wang *et al.*, 2001).

Mais recentemente, modelos reforçados com fibras têm vindo a ser utilizados por vários autores, (Cortez *et al.*, 2015; Gu & Li, 2011; Halonen *et al.*, 2013; Kazemi *et al.*, 2013; Mononen *et al.*, 2011, 2012; Shirazi *et al.*, 2008; Shirazi & Shirazi-Adl, 2009). Estes modelos descrevem o comportamento não linear do tecido, tendo em conta as fibras de colagénio que a ECM apresenta.

Existem ainda modelos que consideram a dilatação osmótica dos tecidos biológicos, uma vez que estes apresentam elevados níveis de água. São modelos raramente usados em investigação aplicada devido à sua elevada complexidade. No entanto, constituem uma abordagem inovadora que pode vir a ter aplicabilidade no futuro, (Completo & Fonseca, 2011; Freutel *et al.*, 2014).

Em relação à cartilagem articular, esta tem vindo a ser modelada por diferentes autores com quase todos os modelos acima mencionados.

Abbass & Abdulateef (2012), e Yao *et al.* (2003), dividem a cartilagem em três camadas numa investigação que utiliza o MEF para a avaliação da qualidade da mesma. As três camadas são representativas da zona superficial, que representa 20% da espessura total da cartilagem e adquire um comportamento isotrópico transversal; zona média e zona profunda (em simultâneo), representando 75% da espessura total da CA e um comportamento isotrópico poroelástico; e, por fim, a zona de calcificação (os restantes 5%), com um comportamento linear elástico isotrópico.

Os autores Halonen *et al.* (2013); Mononen *et al.* (2012); Shirazi *et al.* (2008); Shirazi & Shirazi-Adl (2009); e Wilson *et al.* (2004), têm em conta a orientação das fibras de colagénio existentes na cartilagem, bem como a alteração das suas propriedades ao longo da profundidade da mesma, e modelam-na segundo um modelo constitutivo poroviscoelástico reforçado com fibras. Estes autores dividem o modelo de propriedades mecânicas em duas partes: matriz porohiperelástica (não-fibrilar) e matriz viscoelástica (fibrilar). O estado de tensão total é o resultado da combinação dos dois estados de tensão gerados por cada uma das partes.

A consideração de diferentes fases na modelação de tecidos moles providencia uma descrição mais real do comportamento desta estrutura. Recentemente, a introdução de fibras nos modelos é, provavelmente, a abordagem mais realista, (Korhonen & Saarakkala, 2011). Contudo, a suficiência de um qualquer modelo depende sempre do objetivo do estudo em questão.

Na Tabela 4.2 são apresentadas vantagens e desvantagens dos diferentes modelos acima descritos.

Tabela 4.2 - Vantagens e desvantagens dos diferentes modelos de comportamento dos materiais, (Adaptado de Freutel et al., 2014).

	Modelo Constitutivo	Vantagens	Desvantagens
Resposta Estática	Elasticidade Isotrópica	+Limitam o tempo computacional +Limitam as dificuldades numéricas	-Negligenciam o comportamento dependente do tempo -Negligenciam a dependência linear -Negligenciam a não-linearidade -Apenas num certo ponto de tempo (resposta instantânea ou de equilíbrio)
	Ortotropia e Isotropia Transversal	+Têm em conta a direção das fibras de colagénio	-Não inclusão do efeito da arquitetura das fibras de colagénio -Negligenciam a dependência linear -Negligenciam a não-linearidade
	Modelos reforçados por fibras e comportamento não-linear das fibras	+Pode ser considerado o comportamento não-linear das fibras +Podem ser distinguidas duas fases entre fase com fibras e sem fibras	-Negligenciam a dependência linear -Problemas de convergência dado a grande diferença nas resistências dos materiais entre a substância em maior massa e fibras (especialmente para cargas elevadas)
Comportamento Dependente do Tempo	Modelos Monofásicos	+Limitam as dificuldades numéricas + Limitam o tempo computacional	-Fases sólida e líquida são modeladas uma só contínua
	Modelos Bifásicos	+Distinção entre fase sólida e líquida +Pode ser incluída a permeabilidade (que depende da deformação)	-Dilatação osmótica negligenciada ou simplificada
	Dilatação Osmótica	+Incluem a dilatação livre em condições sem carregamento +Incluem a difusão dos iões	-Computacionalmente intensivo -Difícil de validar

4.3. Propriedades Mecânicas da Cartilagem Articular

As propriedades mecânicas da CA têm sido alvo de vários estudos que permitiram gerar modelos matemáticos (como os já referidos na secção anterior) e protocolos de ensaio que pretendem alcançar um conhecimento mais profundo acerca da resposta do tecido à carga.

Quando uma carga externa é aplicada ao joelho, a cartilagem deforma-se para incrementar a área de contacto e a congruência entre as superfícies articulares. Como resultado, é desenvolvida no tecido uma combinação de tensões de compressão, tração e corte, variando ao longo da superfície articular e da espessura da cartilagem. A resposta a estas tensões é muito diferente para cada caso, uma vez que a cartilagem é um material heterogéneo anisotrópico, (Completo & Fonseca, 2011; Mow & Guo, 2002). Contudo, a CA presente na articulação do joelho está essencialmente sujeita a cargas de compressão.

4.3.1. Comportamento da Cartilagem em Compressão

Quando a cartilagem é solicitada mecanicamente, as cargas distribuem-se entre a ECM e o fluido intersticial. Ambos são considerados incompressíveis, individualmente; no entanto, uma vez que o líquido intersticial flui livremente para dentro e fora da matriz, esta interação faz com que a cartilagem seja um material compressível. Quando o tecido é comprimido, sofre uma diminuição do seu volume/espessura, facilitando a exsudação do fluido para fora do tecido.

Este efeito pode ser avaliado por meio de testes de compressão que permitem determinar algumas características mecânicas. Os testes mais frequentes para determinação das propriedades de compressão da cartilagem estão representados nas Figuras 4.3, 4.4 e 4.5, e são: a compressão confinada (Boschetti *et al.*, 2004; Buschmann *et al.*, 1998; Huang *et al.*, 2005; Jurvelin *et al.*, 1997 e 2003; Klisch & Lotz, 2000; Korhonen *et al.*, 2002), compressão inconfinada (Boschetti *et al.*, 2004; Jurvelin *et al.*, 1997 e 2003; Korhonen *et al.*, 2002; Laasanen *et al.*, 2003; Li *et al.*, 2003; Wang *et al.*, 2010) e testes de indentação (Jin & Lewis, 2003; Kerin *et al.*, 1998; Korhonen *et al.*, 2002; Lu *et al.*, 2007; Miller & Morgan, 2010; Mow *et al.*, 1989; Taffetani *et al.*, 2014).

4.3.1.1. Compressão Confinada

Este é um dos métodos mais utilizados para determinação das propriedades da cartilagem. Um disco de cartilagem é colocado numa câmara confinada, onde a carga ou deslocamento são impostos por meio de uma placa porosa, Figura 4.3. Sendo assim, é restringida a expansão do tecido na direção perpendicular à da imposição da carga de compressão e é apenas possível que o fluido se desloque através da placa porosa, (Completo & Fonseca, 2011; Mansour, 2003; Nordin & Frankel, 2012). Este teste permite determinar o coeficiente de permeabilidade (k),

que mede a facilidade com que o fluido atravessa o material poroso, e o módulo agregado à compressão (H_A), que mede a rigidez do tecido quando termina o fluxo de fluido através da superfície articular (ou seja, quando é atingido o equilíbrio).

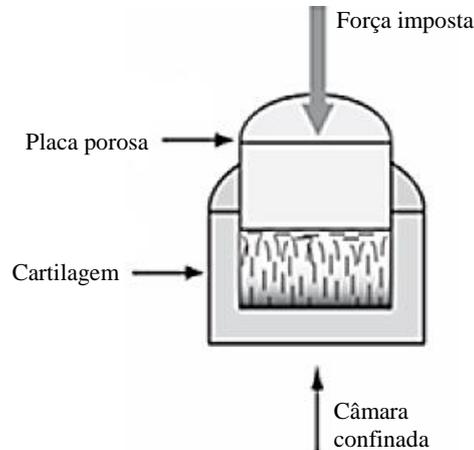


Figura 4.3 - Representação esquemática do ensaio de compressão confinada, (Adaptado de Abbass & Abdulateef, 2012).

4.3.1.2. Compressão Inconfinada

Neste teste, discos de cartilagem são colocados entre duas placas altamente polidas e impermeáveis, através das quais o tecido é comprimido tendo oportunidade de se deformar na direção perpendicular à de aplicação da carga (Figura 4.4), (Completo & Fonseca, 2011; Nordin & Frankel, 2012). A partir deste teste podem ser determinados o módulo de Young, o coeficiente de Poisson e também a permeabilidade.

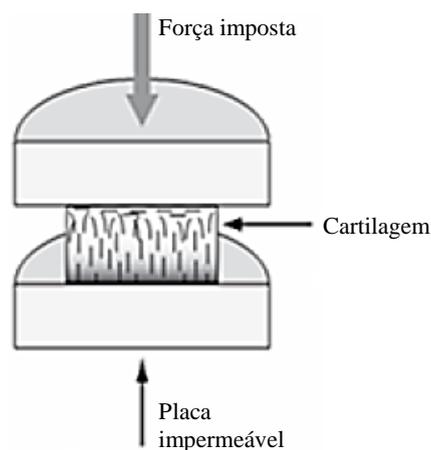


Figura 4.4 - Representação esquemática do ensaio de compressão inconfinada, (Adaptado de Abbass & Abdulateef, 2012).

4.3.1.3. Testes de Indentação

Durante os testes de indentação, a cartilagem é comprimida em determinado local por um indentador (Figura 4.5), sendo, tipicamente, aplicado um carregamento constante. As amostras são, normalmente produzidas como cilindros de cartilagem agarrada a osso, contudo, este tipo de testes podem ser feitos *in vivo*. A análise teórica dos dados é algo complexa e exige a existência de um modelo matemático, (Mansour, 2003; Nordin & Frankel, 2012). É possível a obtenção de três propriedades - módulo agregado, coeficiente de Poisson e coeficiente de permeabilidade.

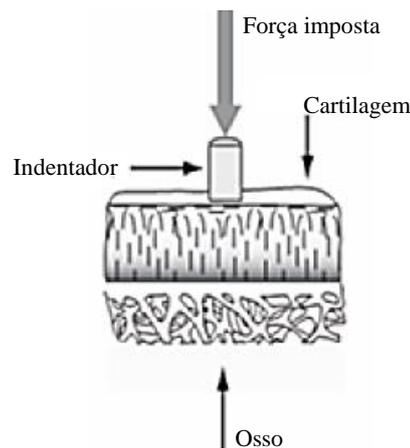


Figura 4.5 - Representação esquemática do teste de indentação, (Adaptado de Abbass & Abdulateef, 2012).

4.3.1.4. Modos de Teste

Os ensaios referidos nas secções anteriores podem ser realizados quer em modo fluência, quer em modo tensão-relaxamento.

- (i) *Modo fluência*: é aplicada uma carga constante sobre a cartilagem e é medido o deslocamento da placa em função do tempo. Na Figura 4.6 estão representadas as curvas do comportamento em fluência da cartilagem articular. De notar que a fluência é acompanhada pela exsudação do fluido para fora do tecido, sendo que a mesma decresce à medida que se vai do ponto A para o B e para o C. Dá-se o equilíbrio quando o fluxo de fluido cessa, sendo que aqui, a força passa a ser suportada apenas pela ECM, (Completo & Fonseca, 2011; Mansour, 2003; Nordin & Frankel, 2012).
- (ii) *Modo tensão-relaxamento*: é imposto um deslocamento inicial e a força necessária para manter o mesmo deslocamento é medida ao longo do tempo. Ou seja, é aplicada uma rampa de compressão (tipicamente menos de 20% da espessura do tecido) e mantida até ser atingida uma carga de equilíbrio ou durante um tempo estabelecido. Na Figura 4.7 estão representadas as curvas que demonstram o comportamento em modo tensão-relaxamento da cartilagem. A amostra é

comprimida até ao ponto B mantendo-se assim ao longo do tempo (do ponto B até ao E), (Figura 4.7(a)). A resposta do tecido (Figura 4.7(b)) demonstra uma força característica que aparece durante a fase de compressão, sendo que depois há um decréscimo na mesma aquando a fase de tensão-relaxamento (do ponto B ao D) até atingir o equilíbrio (ponto E). Estas forças são convertidas em tensão (de acordo com a Equação 4.2), sendo que, durante a compressão a tensão aumenta até ser atingido L_0 , decaindo depois na fase de tensão-relaxamento até ser atingida a tensão de equilíbrio, (Completo & Fonseca, 2011; Mansour, 2003; Nordin & Frankel, 2012).

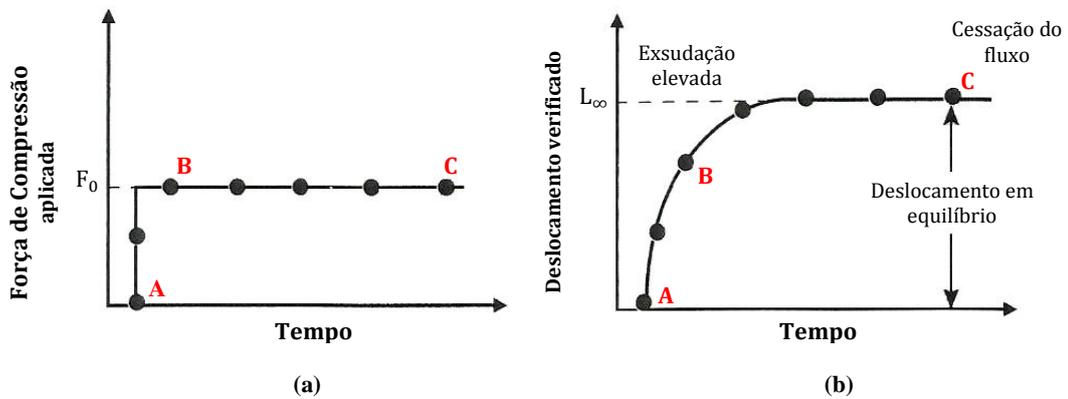


Figura 4.6 – Curvas representativas do comportamento em fluência da cartilagem: (a) aplicação de uma força constante na amostra de cartilagem; (b) resposta em fluência da amostra sob carga constante aplicada, (Adaptado de Completo & Fonseca, 2011 e Nordin & Frankel, 2012).

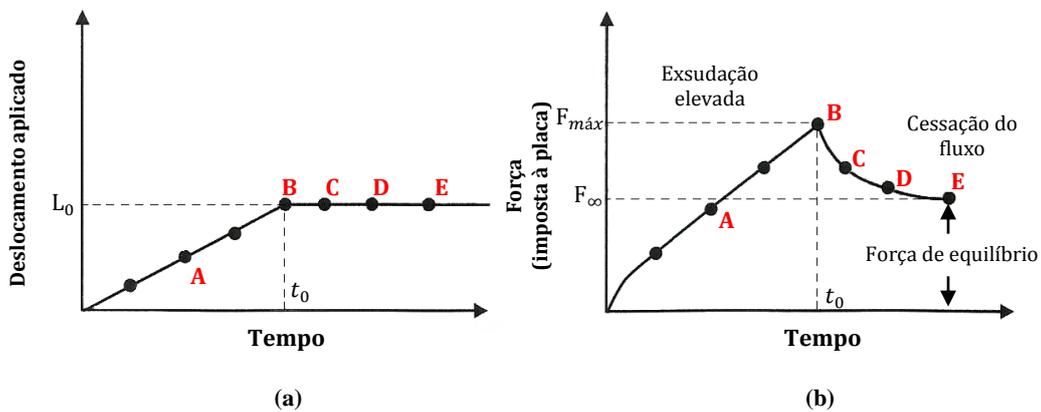


Figura 4.7 - Curvas representativas do comportamento em modo tensão-relaxamento da cartilagem: (a) Deslocamento imposto na amostra com início em t_0 ; (b) resposta do tecido em modo tensão-relaxamento, (Adaptado de Completo & Fonseca, 2011 e Nordin & Frankel, 2012).

A análise dos gráficos anteriores pressupõem uma resposta da cartilagem dependente do tempo. A resposta mecânica da cartilagem é fortemente influenciada pelo fluxo de fluido através da sua matriz porosa, facto pelo qual é geralmente denominada de mistura bifásica. Sendo assim, este é um tecido que se caracteriza por ser viscoelástico. Como já referido, modelos constitutivos viscoelásticos (bifásicos) consideram os fluxos intersticiais, sendo, por

isso, utilizados para descrever o comportamento da cartilagem em fluência e tensão-relaxamento. Contudo, sob cargas dinâmicas rápidas, a cartilagem comporta-se como uma fase única de sólido elástico, incompressível, dado que simplesmente não existe tempo para que o fluido se mova relativamente à matriz sólida, (Completo & Fonseca, 2011; Nordin & Frankel, 2012).

No equilíbrio, a resposta de tensão-deformação dos ensaios de compressão confinada e compressão inconfinaada permitem obter H_A e E , respetivamente, a partir dos declives da parte linear das curvas (Figura 4.9), assumindo a teoria bifásica para um material homogéneo e isotrópico. No teste de indentação, o cálculo do módulo de Young exige a aplicação de um modelo matemático mais complexo, sendo a solução de Hayes *et al.* (1972) uma das mais utilizadas. O coeficiente de Poisson isotrópico pode ser determinado através de métodos óticos (método direto) ou pela relação com outras constantes de equilíbrio elástico (método indireto), através da Equação (4.7), onde H_A e E são obtidos experimentalmente, (Completo & Fonseca, 2011; Jurvelin *et al.*, 1997; Korhonen *et al.*, 2002):

$$H_A = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)}, \quad (4.7)$$

4.3.1.5. Estado da Arte

São vários os estudos que realizam estes ensaios para determinação das propriedades da cartilagem, como já referido na secção 4.3. A bibliografia consultada demonstra casos de estudo em amostras principalmente de cartilagem humana ou bovina, sendo que as propriedades mecânicas não são consideravelmente diferentes. Nenhum estudo foi encontrado, relativo aos testes de compressão descritos, para amostras de suíno.

Korhonen *et al.* (2002) realizaram a comparação entre os três ensaios para cartilagem de bovino. As curvas típicas dos três testes para um modo de tensão-relaxamento e respetiva tensão-deformação no equilíbrio, encontram-se representadas na Figura 4.8.

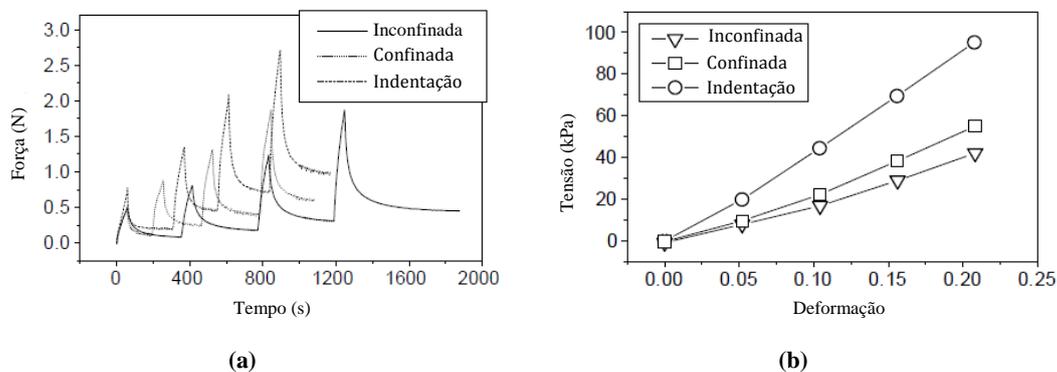


Figura 4.8 – Comportamento típico da cartilagem articular em compressão inconfinaada, compressão confinada e indentação: (a) modo tensão-relaxamento em função do tempo; (b) tensão-deformação no equilíbrio; (Adaptado de Korhonen *et al.*, 2002).

Jurvelin *et al.* (2003) fizeram ensaios de compressão confinada e inconfineda em amostras de cartilagem humana, a fim de perceber a informação que é necessária para a criação de um modelo anisotrópico realista das características mecânicas da CA. Foram retiradas amostras cilíndricas de cartilagem e osso do fêmur com uma espessura entre os 3 e 6 mm, e diâmetro de 8 mm. Os testes foram realizados nos dois modos - fluência e tensão-relaxamento. Através dos mesmos foram determinados o módulo agregado e o módulo de Young, pelas curvas de tensão-deformação no equilíbrio (Figura 4.9). Baseados num modelo bifásico linear e isotrópico, foi ainda determinado o coeficiente de Poisson.

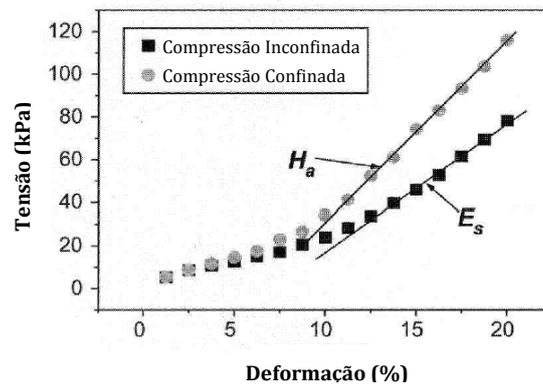


Figura 4.9 - Curvas de tensão-deformação para os dois ensaios, (Adaptado de Jurvelin *et al.*, 2003).

Segundo Carter & Wong (2003) e Completo & Fonseca (2011), os valores típicos do módulo de Young em equilíbrio variam entre 0.41 e 0.85 MPa, enquanto o coeficiente de Poisson varia entre 0.06 e 0.18. Para rápidas alterações de carga (impacto), a cartilagem responde quase como um sólido elástico linear uniforme, com um módulo de elasticidade de cerca de 6 MPa. A velocidades de carregamento mais baixas, como na atividade fisiológica de marcha, a cartilagem exibe propriedades de compressão que tendem para a não-linearidade.

Na Tabela 4.3 encontra-se uma compilação das propriedades mecânicas da cartilagem encontradas por alguns autores. A maior parte dos estudos revelam dificuldades na condução do ensaio de compressão confinada, uma vez que não existe uma boa adesão da amostra à câmara confinada.

Tabela 4.3 - Cruzamento de propriedades mecânicas da cartilagem segundo vários autores (média ± dp).

Referência	Tipo de amostra	E [MPa]	H _A [MPa]	Coeficiente de Poisson	
				Ótico	Indireto
Jurvelin <i>et al.</i> , 1997	Bovino	0.677 ± 0.223	0.754 ± 0.198	0.185 ± 0.065	0.174 ± 0.106
Buschmann <i>et al.</i> , 1998	Bovino	-	0.56	-	-
Korhonen <i>et al.</i> , 2002	Bovino	0.31 ± 0.18	0.34 ± 0.17	0.21 ± 0.05	0.26 ± 0.08
Jurvelin <i>et al.</i> , 2003	Humano	0.581 ± 0.168	0.845 ± 0.383	-	0.158 ± 0.148

4.3.2. Caracterização de ensaios mecânicos em tecidos biológicos

Na condição *in vivo* as propriedades mecânicas da cartilagem são influenciadas por mudanças morfológicas, bioquímicas e biomecânicas que são específicas da localização anatômica, envelhecimento, atividade física e adaptações frente a cargas e movimentos suportados. O uso de ensaios mecânicos na determinação experimental das propriedades da cartilagem é um desafio devido à influência de vários fatores biológicos e outros associados ao método de medição empregado no ensaio. A orientação e fixação da amostra, a temperatura, a taxa de deformação, a técnica de armazenamento e conservação do tecido, bem como a técnica de medição a utilizar, são fatores associados ao protocolo de testes experimentais que afetam as propriedades medidas. Deste modo, é necessária a definição de uma metodologia experimental para a caracterização das propriedades dos tecidos biológicos, sendo que esta deve ter em conta os fatores supracitados, bem como a definição de critérios de colheita da amostra, meios de armazenamento e preservação da mesma até ao momento do ensaio.

A maior parte dos estudos supracitados utilizam o congelamento em meio líquido como método de conservação da amostra. Durante a realização dos ensaios mecânicos, grande parte dos investigadores usa PBS (do inglês, *phosphate buffered saline*) ou soro fisiológico como solução salina para a lubrificação das amostras, contudo alguns estudos referem o uso de fluido sinovial, por forma a criar um ambiente parecido com o do organismo humano.

4.3.3. Comparação entre espécies

Os modelos animais podem tornar-se ferramentas úteis para o estudo e deliberação prévias das melhores técnicas a utilizar para estudos de interesse em material humano. Contudo, a utilidade da informação obtida através destes estudos depende das similaridades e diferenças entre as propriedades da cartilagem humana e animal, (Athanasίου *et al.*, 1991). A importância do uso de modelos animais na implementação de estudos de cartilagem articular humana, levou alguns investigadores a comparar as suas propriedades.

Em termos de estrutura microscópica, a cartilagem articular animal não é significativamente diferente da humana, contudo pode variar nas dimensões, quer em tamanho, quer em espessura. Na Figura 4.10 está esquematizada a comparação entre o joelho humano, bovino e suíno.

Segundo Fuss (1991) e Proffen *et al.* (2012), as diferenças entre as articulações prendem-se principalmente no movimento de extensão do joelho, sendo que os animais apresentam uma maior amplitude quando comparados com os humanos. Contudo, este aspeto relaciona-se mais com os ligamentos do que propriamente com a cartilagem. No que diz respeito a propriedades mecânicas da CA, pode visualizar-se na anterior Tabela 4.3 que não existe uma diferença considerável entre as encontradas para tecido humano ou bovino, o que pode evidenciar que a cartilagem animal poderá ser um bom material para a validação de métodos de ensaios

mecânicos que permitem a caracterização do tecido, bem como estudo de técnicas de reparação e/ou reconstrução.

Não são conhecidos muitos estudos realizados ao nível das propriedades mecânicas da cartilagem suína, contudo, Ronken *et al.* (2012) comparam a cartilagem humana e suína através da sua rigidez dinâmica, concluindo que a cartilagem do porco pode servir como padrão para avaliações mecânicas, reparação cirúrgica da cartilagem, engenharia de tecidos e materiais de reparação.

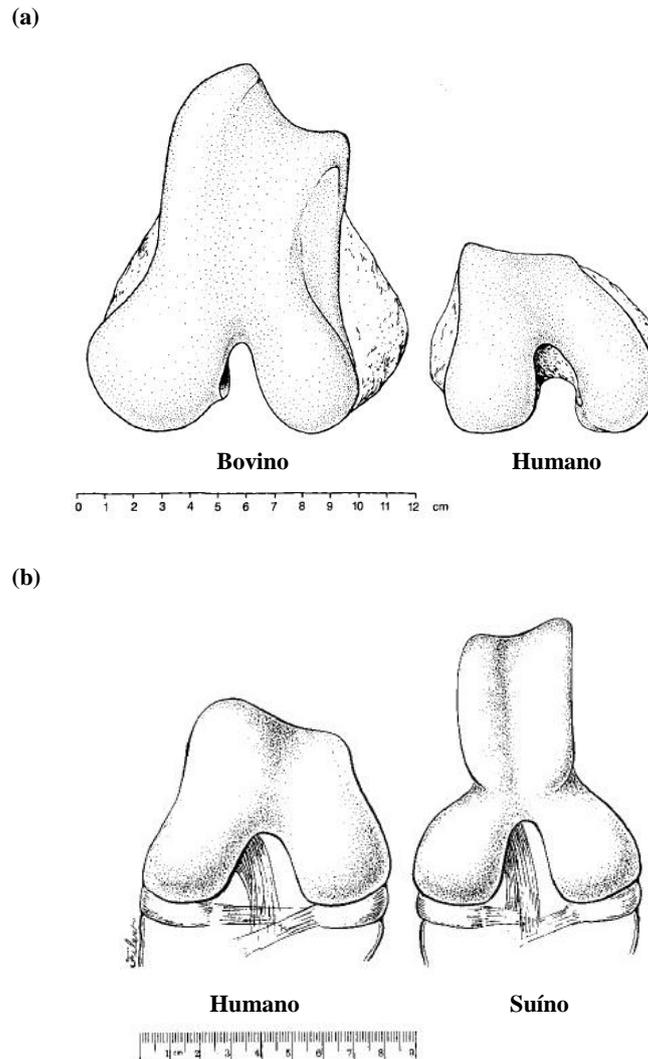


Figura 4.10 - Comparação do joelho entre espécies: (a) bovino e humano, (Adaptado de Athanasiou et al., 1991); (b) suíno e humano, (Adaptado de Xerogeanes et al., 1998).

[Esta página foi intencionalmente deixada em branco]

Capítulo 5

Ensaio Experimentais de Compressão

Este capítulo apresenta toda a metodologia adotada para a realização de ensaios mecânicos experimentais em amostras de cartilagem. Foram realizados os ensaios de compressão inconfina e confina (descritos em 4.3.1.), sendo que, neste capítulo se encontram os resultados e análise dos mesmos.

São descritas as técnicas de recolha de amostras experimentadas para validação do melhor método, bem como os procedimentos de ensaios efetuados. Toda esta fase foi realizada com amostras de cartilagem de suíno, por forma a validar os ensaios como meio de testes mecânicos em amostras de tecido humano.

5.1. Dissecção do joelho

Para a obtenção de amostras de tecido cartilaginoso do joelho suíno, foi necessário proceder à sua dissecção. Neste procedimento, o joelho deve ser cortado livre de músculos, deixando a cápsula articular intacta. De seguida, a dissecção deve ser iniciada anteriormente com a remoção da rótula, tendão patelar e gordura. Para a zona da cartilagem articular ser acedida, é necessário o corte dos ligamentos e retirar os meniscos. Finalmente têm-se os ossos, fémur e tibia, separados (Figura 5.1), sendo mais simples a remoção de amostras da cartilagem.

Os joelhos de porco foram adquiridos numa superfície comercial e a sua dissecção foi realizada com o auxílio de um profissional ajudante de talho. Após este procedimento foram retiradas amostras de cartilagem e, posteriormente, as mesmas foram congeladas (-5°C) em soro fisiológico até à noite anterior ao ensaio.

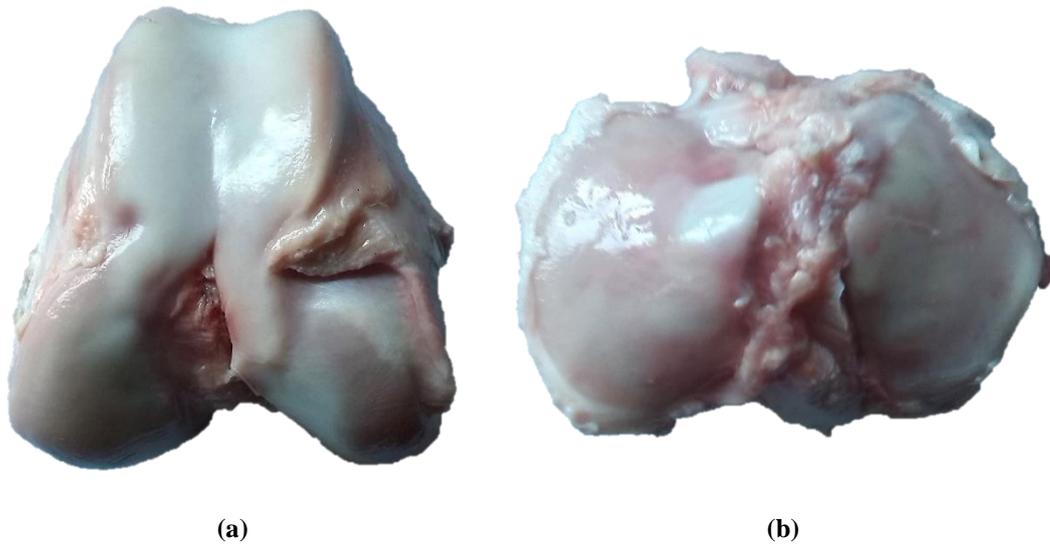


Figura 5.1 - Resultado da disseção do joelho suíno para obtenção das amostras de interesse: (a) fémur; (b) tíbia.

5.2. Métodos de recolha de amostras cilíndricas de cartilagem

Numa primeira abordagem, foram recolhidas amostras de cartilagem agarrada ao osso adjacente. O método de recolha foi realizado por meio de cortantes com forma cilíndrica (Figura 5.2 (a)), com auxílio de um martelo. Escolheram-se cortantes com um diâmetro de 10, 6 e 4 mm, sendo que apenas os dois primeiros foram utilizados, devido à dificuldade em retirar as amostras do cortante com menor diâmetro.

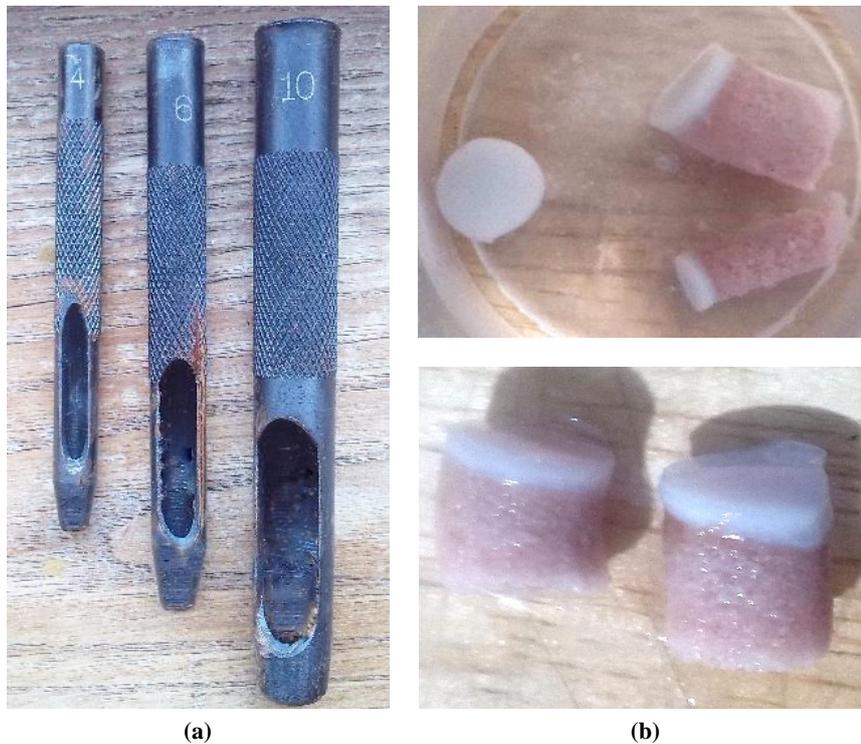


Figura 5.2 – Recolha de amostras: (a) cortantes utilizados para obtenção de amostras cilíndricas; (b) amostras de osso e cartilagem do joelho do suíno.

Como é visível na Figura 5.2(b), as amostras não adquirem uma forma de cilindro regular, não apresentando faces paralelas entre si, o que causa problemas aquando da fixação da amostra nos cilindros de compressão. A Figura 5.3(a) esquematiza o problema ocorrido durante a realização do ensaio de compressão inconfinada. Verificou-se o escorregamento da amostra, sendo, por isso, um ensaio inválido.

Numa fase posterior, e por forma a obter-se amostras cilíndricas bem definidas, estas foram adquiridas através de uma máquina CNC Optimum BF20L Vario, localizada no Laboratório de Ótica e Mecânica Experimental (LOME) do INEGI/FEUP, o que permitiu controlar a direção da entrada do cortante para que não ocorressem desvios da ferramenta, (Figura 5.4(a)). Este método mostrou-se viável na obtenção das amostras pretendidas (Figura 5.4(b)), mas não muito reprodutível, devido à difícil fixação do osso na máquina (que foi realizado através de placas de madeira), à necessidade de utilização de uma serra para retirar o cilindro cortado e ainda ao pós-processamento necessário em cada amostra para alisar a face óssea. Receiam-se ainda problemas de alteração de propriedades mecânicas devido à exposição dos tecidos a altas temperaturas, uma vez que são atingidas velocidades de rotação da ferramenta um pouco elevadas.

Em ambos os métodos anteriormente descritos, o número de amostras recolhidas por joelho é baixo (cerca de 4 a 5 amostras), devido à concavidade do osso, problemas de fixação ou manuseio e à necessidade de obtenção de formas cilíndricas.

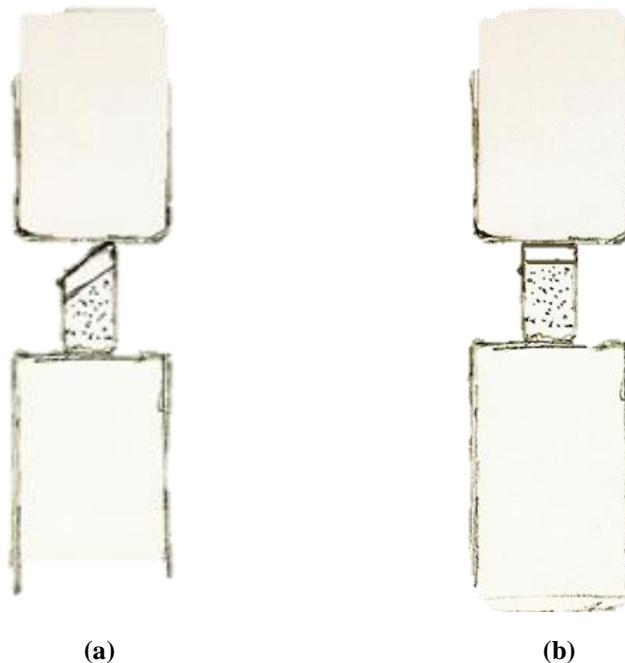


Figura 5.3 - Esquematização do ensaio de compressão inconfinada de amostras cilíndricas de cartilagem agarrada a osso: (a) amostras com faces não paralelas entre si o que causa um ensaio inválido; (b) demonstração da fixação correta da amostra nos cilindros de compressão.

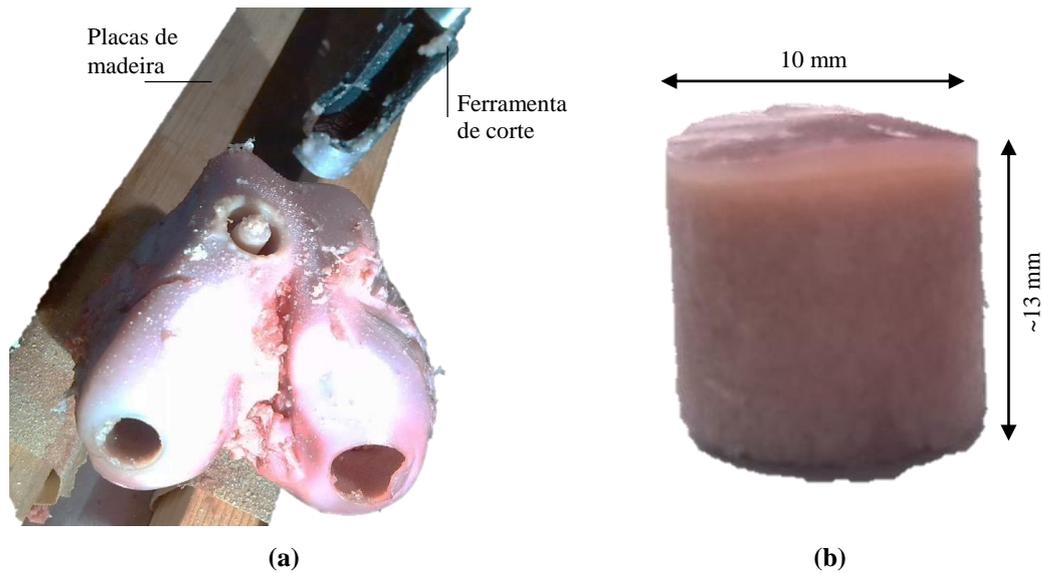


Figura 5.4 - (a) Recolha de amostras de cartilagem agarrada ao osso adjacente, por meio de máquina CNC; (b) Amostra cilíndrica de cartilagem agarrada a osso com um diâmetro de 10 mm e altura de ~13 mm.

Posto isto, e tendo em conta as dificuldades encontradas em recolher amostras cilíndricas de cartilagem agarrada a osso, optou-se por recolher apenas amostras de cartilagem, sendo o problema do desvio (visível na Figura 5.3) ultrapassado, bem como a obtenção de um baixo número de amostras. Isto significa que o teste de indentação é então eliminado do protocolo de ensaios.

Para a recolha de amostras apenas com tecido cartilaginoso, foram recolhidas as cartilagens totais do fémur e da tíbia do joelho de suíno com o auxílio de uma faca (Figura 5.5). Seguidamente as amostras foram adquiridas por puncionamento das ferramentas cortantes presentes na Figura 5.2(a) com auxílio de um martelo.

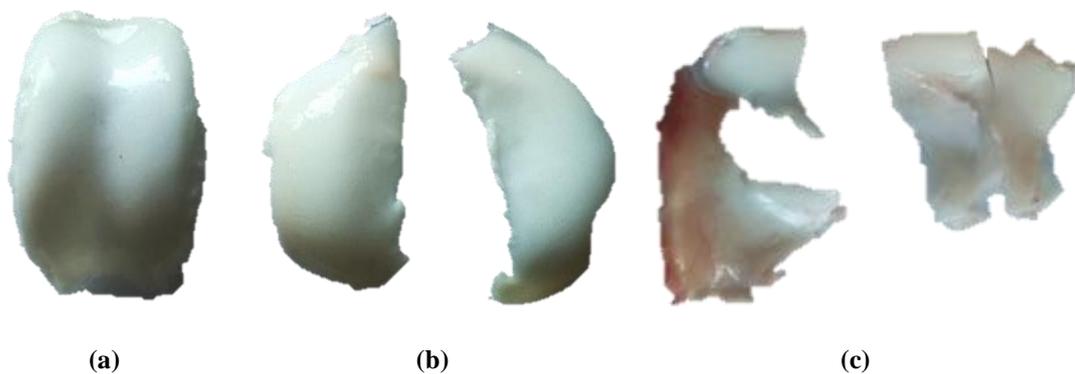


Figura 5.5 - Cartilagem total recolhida do joelho de suíno: (a) parte superior do fémur; (b) côndilos do fémur; (c) tíbia.

A cartilagem removida da tíbia verifica-se mais fina em comparação com a do fémur, pelo que a sua recolha não foi bem conseguida. Na Figura 5.5(c) pode ver-se que a recolha resultou

em vários cortes da superfície da cartilagem tibial de onde não foi possível retirar discos de tecido válidos para ensaio. Sendo assim, os ensaios realizaram-se apenas em amostras de cartilagem femoral, distinguindo-se entre dois locais: (i) côndilos; e (ii) parte superior. Na Figura 5.6 estão representados exemplos de amostras de cartilagem recolhida com os diâmetros de 10 e 6 mm. Verifica-se que as amostras provenientes da parte lateral da zona superior do fêmur têm uma espessura mais elevada (em média cerca de 1.83 mm), ao passo que a zona central é mais fina (com ~1.2 mm). Por outro lado, a espessura média encontrada para os côndilos é de 1.69 mm.

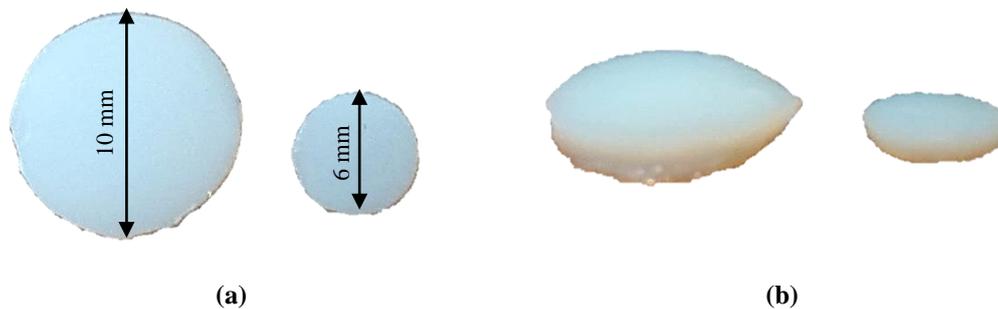


Figura 5.6 - Amostras de cartilagem em forma de disco: (a) diâmetro de 10 e 6 mm; (b) visualização da espessura das amostras - 2.10 e 1.20 mm. (NOTA - Os valores apresentados nesta legenda referem-se, respetivamente, à cartilagem da esquerda e direita).

Em modo de comparação, da cartilagem de um só fêmur, foram retiradas 15 amostras da parte superior (das quais 8 com $\text{Ø}=10$ mm e 7 com $\text{Ø}=6$ mm) e ainda 19 amostras da parte dos côndilos (onde 12 com $\text{Ø}=10$ mm e 7 com $\text{Ø}=6$ mm). Isto significa um total de 34 amostras, um número muito superior comparando com o obtido através dos outros métodos.

5.3. Ensaio de compressão

Foram realizados dois tipos de ensaio específicos: (i) compressão contínua; e (ii) compressão em modo tensão-relaxamento. Cada ensaio foi realizado em compressão confinada e inconfiada.

Os ensaios de compressão contínua foram realizados na máquina de ensaios mecânicos universal TIRA[®] test 2705, localizada no Laboratório de Ensaio Mecânicos do INEGI, com uma célula de carga de 5 kN. Os ensaios de tensão-relaxamento foram realizados na máquina de ensaios universal INSTRON[®] ElectroPlus E1000, localizada no LOME, e que pertence ao LABIOMEPE, com uma célula de carga de 1 kN. O comportamento da cartilagem foi registado no computador durante a realização dos ensaios, recorrendo aos *softwares* específicos dos equipamentos de teste. Através dos mesmos foram registados os valores de tempo de ensaio (em s), deslocamento (em mm) e força (em N), e calculados os respetivos valores de tensão e deformação.

5.3.1. Compressão contínua

Este tipo de ensaios em amostras de cartilagem não é facilmente encontrado na literatura, contudo, e tendo em conta que é um ensaio importante na área da mecânica dos materiais, decidiu-se pela sua realização para perceber quais as forças e tensões geradas quando o tecido é levado ao seu limite.

Cada amostra foi comprimida continuamente depois de uma pré-carga de ~ 5 N, sendo estabelecida uma força limite de 4900 N, uma vez que a célula de carga do equipamento é de 5000 N. Cada ensaio foi realizado em compressão inconfiada e compressão confinada, para dois tipos de velocidade e quatro tipos de amostra, sendo estas variáveis em diâmetro (10 e 6 mm) e localização no fémur (côndilos e parte superior). Na Figura 5.7(b) pode ver-se o esquema da máquina montado para o teste de compressão confinada.

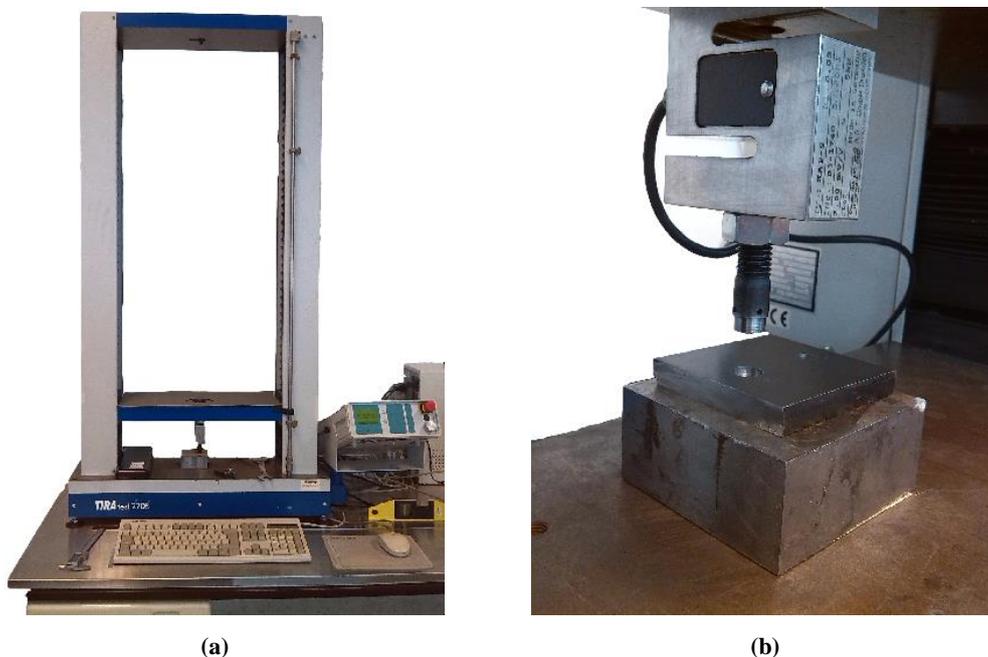


Figura 5.7 - Ensaio de compressão contínua: (a) TIRA[®] test 2705; (b) aparato para compressão confinada com célula de carga.

Durante o ensaio e, para todas as condições de teste, verificou-se a exsudação do fluído do tecido, sendo que, no final, as amostras de cartilagem se mostram desidratadas e com múltiplas fissuras, como se vê na Figura 5.8. Contudo, em alguns casos, verificou-se que as amostras atingiram os 4900 N de carga limite sem sofrerem danos consideráveis a olho nu.

O tratamento dos dados obtidos foi realizado em Microsoft Office Excel[®], o que permitiu a criação de curvas que mostram o comportamento do tecido em função da carga imposta, sendo possível determinar algumas propriedades mecânicas, como o módulo de Young e módulo agregado à compressão, de acordo com o ensaio efetuado (compressão inconfiada e compressão confinada, respetivamente).

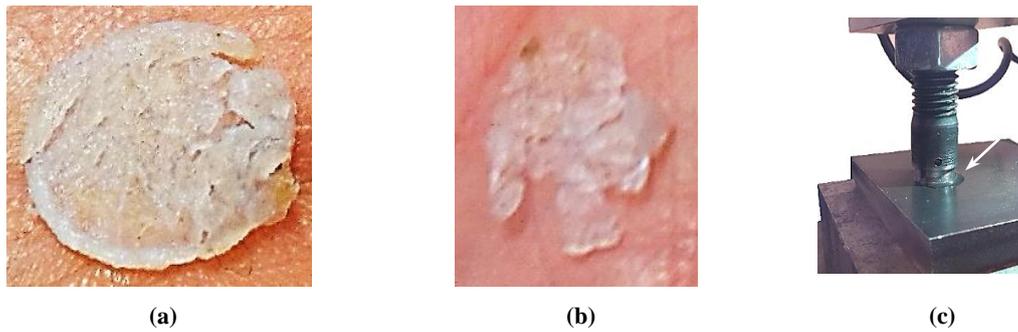


Figura 5.8 - Amostras de cartilagem após ensaio de compressão contínua: (a) exemplo com $\varnothing=10$ mm; (b) exemplo com $\varnothing=6$ mm; (c) saída de fluido do tecido.

5.3.1.1. Variação da localização da amostra

O objetivo da obtenção de cartilagem de diferentes zonas do joelho tem em vista o estudo e diferenciação do comportamento do tecido com dependência do local onde o mesmo se encontra. Neste trabalho, e como já referido, foram testadas apenas amostras do fêmur, diferenciando-se em parte superior e cêndilos. Na Tabela 5.2 encontram-se os valores de força máxima média medida para os dois tipos de amostra. Através da análise dos valores encontrados, verifica-se que não existe uma considerável diferença entre os mesmos, assumindo-se, portanto, que não existe uma dependência significativa entre a cartilagem superior do fêmur e a que se encontra nos seus cêndilos.

Tabela 5.1 - Força máxima, em N, de acordo com o tipo de amostra ensaiada, variável em zona de colheita.

Zona	Compressão Confinada	Compressão Inconfinada
Parte Superior	3031.04	3156.5
Cêndilos	3797.45	2754.9

5.3.1.2. Variação da velocidade

Os ensaios foram realizados diferenciando dois tipos de velocidade (1 mm/min e 1 $\mu\text{m/s}$ (0.06 mm/min)), por forma a perceber a resposta do tecido em função da velocidade de carregamento. Em geral, e de acordo com a Tabela 5.2, os valores de força máxima para os dois casos não são consideravelmente diferentes, contudo, o tempo que cada amostra leva para atingir essa força, depende da velocidade de ensaio, sendo maior para uma velocidade mais baixa. Na Figura 5.9 apresenta-se um exemplo das forças máximas obtidas para duas amostras comuns com velocidades de ensaio diferentes.

Tabela 5.2 - Força máxima, em N, de acordo com a velocidade e tipo de ensaio.

v [mm/min]	Compressão Confinada	Compressão Inconfinada
1	3640.9	2785.4
0.06	3300.9	3250.02

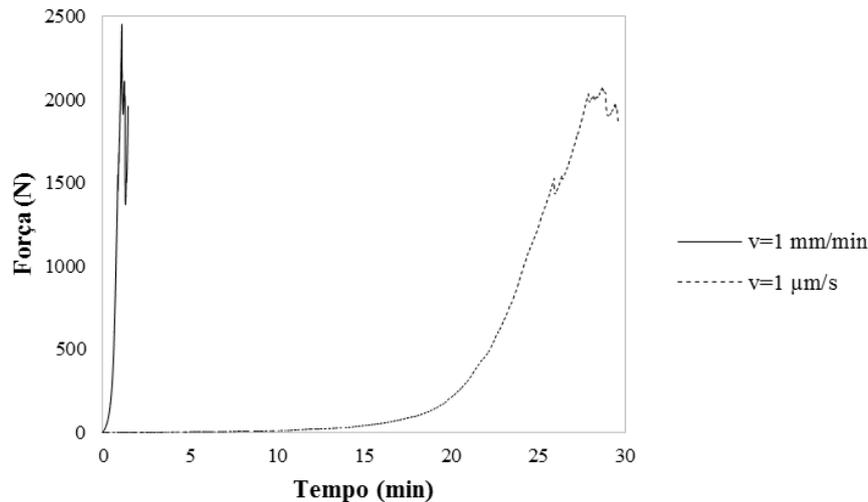


Figura 5.9 - Gráfico força-tempo para o ensaio de compressão confinada em amostras dos côndilos do fêmur com $\varnothing=6\text{mm}$.

Através da análise de todos os resultados, verifica-se que a uma velocidade mais alta, a cartilagem apresenta uma zona gráfica quase linear, o que pode sugerir um comportamento aproximado ao de um sólido linear elástico. Em alguns casos verificou-se ainda que as amostras atingiram os 4900 N de carga limite, num curto período de tempo e sem sofrerem danos visíveis a olho nu. Por outro lado, a velocidades mais baixas o tecido parece ajustar-se ao deslocamento imposto e à acumulação da deformação, sendo que o tempo necessário para a sua rutura é maior. No que diz respeito às linhas gráficas, estas verificam um comportamento aproximadamente exponencial.

5.3.1.3. Variação do diâmetro da amostra

Os ensaios foram realizados com variação do diâmetro da amostra, uma vez que a literatura não era coerente nos diâmetros de amostra utilizados. Sendo assim, testaram-se amostras em formato de disco com diâmetros de 6 e 10 mm. Na Tabela 5.3 encontram-se os valores de força máxima média obtida em função do diâmetro da amostra, bem como o respetivo valor de tensão máxima associado. Verifica-se que a força máxima atingida é maior para um maior diâmetro da secção, e que a tensão máxima calculada aumenta com a diminuição do diâmetro da amostra. Esta verificação faz sentido, pois, tendo em conta a definição de tensão (Equação 4.2), sabe-se que a mesma aumenta com a diminuição da área de secção onde é imposta uma força. Contudo, os valores de tensão máxima encontrados (19.75-95.88 MPa) são elevados comparativamente à bibliografia consultada para valores de tensão de falha (14-59 MPa, por Kerin *et al.*, 1998).

Voltando à definição de tensão, pode ver-se, pelo gráfico da Figura 5.10 que, para o diâmetro de 10 mm a amostra atinge a força limite pré-estabelecida (49000 N) sem sofrer

danos considerados, ao passo que a amostra de 6 mm cede a uma força de ~1000 N, atingindo depois uma força máxima de ~2000 N. Na Figura 5.11 podem ver-se as curvas tensão-deformação correspondentes, sendo que a amostra de 6 mm apresenta uma tensão de falha mais elevada (~75 MPa) do que a de 10 mm (~60 MPa).

Tabela 5.3 - Força máxima, em N, e respetiva tensão, em MPa, de acordo com o diâmetro da amostra.

Ø [mm]	Compressão Confinada		Compressão Inconfinada	
	F [N]	σ [MPa]	F [N]	σ [MPa]
6	2274.7	80.45	2093.2	74.03
10	4553.8	57.98	3767.9	47.98

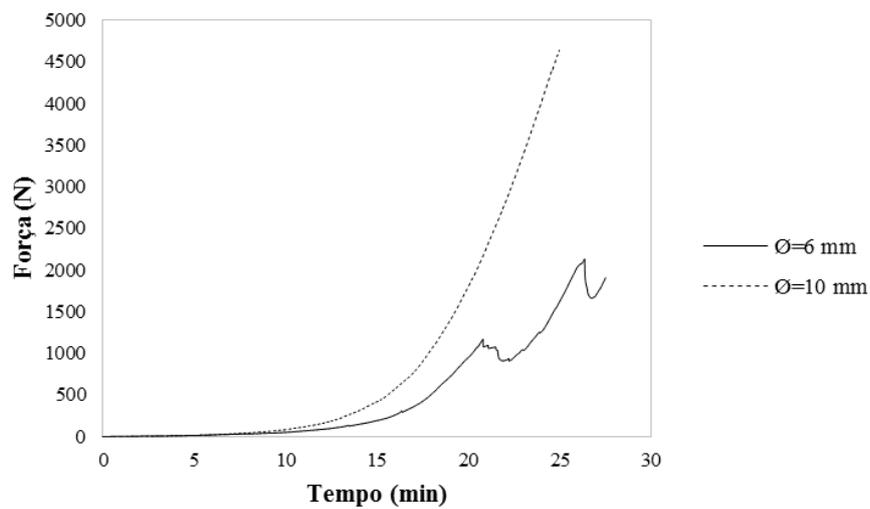


Figura 5.10 - Gráfico força-tempo para o ensaio de compressão inconfinada em amostras da parte superior do fémur a uma velocidade de 1 µm/s.

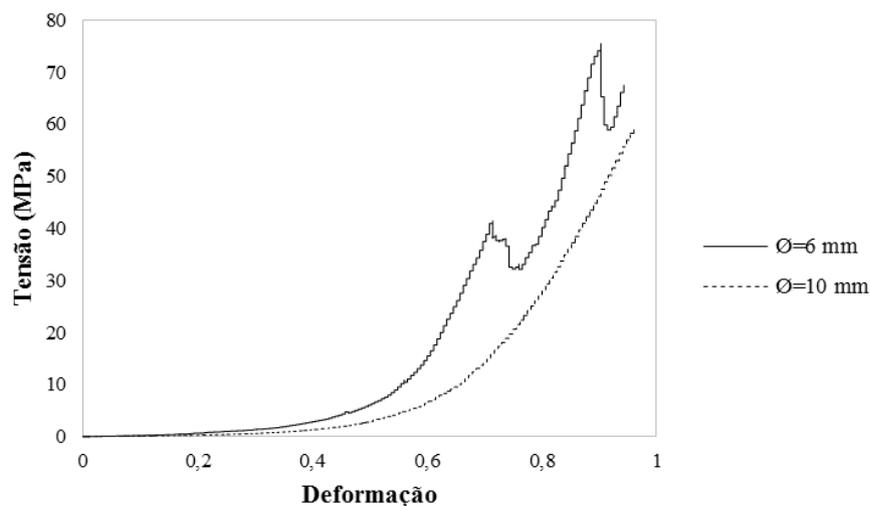


Figura 5.11 - Gráfico tensão-deformação para o ensaio de compressão inconfinada em amostras da parte superior do fémur a uma velocidade de 1 µm/s.

5.3.1.4. Cálculo de propriedades mecânicas

A partir da região linear dos gráficos de tensão-deformação dos ensaios de compressão inconfiada e confinada, é possível o cálculo do módulo de Young e do módulo agregado à compressão, respetivamente, pelo declive tangente à curva, assumindo um comportamento linear elástico (Figura 5.12). Na Tabela 5.4 estão enumerados os valores encontrados nesta fase de ensaios. Verifica-se que estes são valores muito elevados quando comparados com a literatura (0.41 e 0.85 MPa, secção 4.3.1.5.). Para além disso, os valores não parecem ter uma relação quando comparadas zonas de colheita, velocidades de ensaio ou diâmetro da amostra. Tudo isto pressupõe que este não é o método adequado para encontrar as propriedades mecânicas da cartilagem. Contudo, e como já referido, estes ensaios fornecem informação sobre forças e tensões limite associadas à cartilagem, que não são facilmente encontradas na literatura.

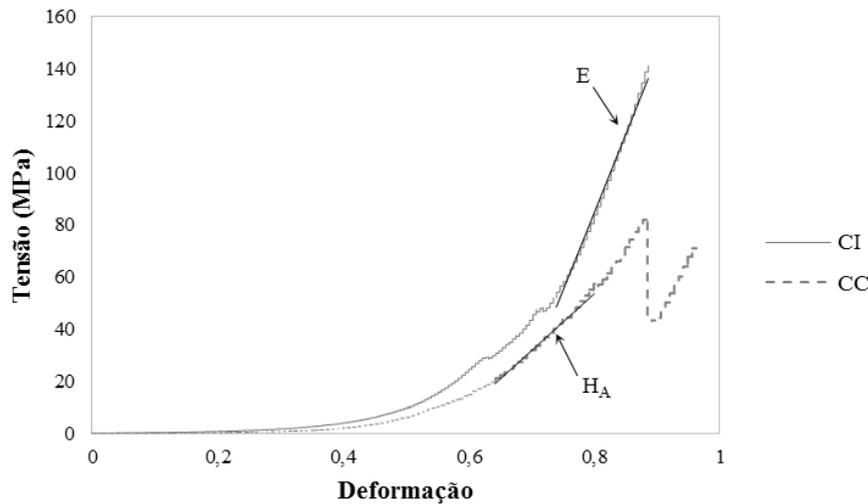


Figura 5.12 - Gráfico tensão-deformação para dois tipos de compressão: CI - compressão inconfiada; CC - compressão confinada.

Tabela 5.4 - Propriedades mecânicas determinadas a partir dos testes de compressão contínua (média \pm dp, n=3).

v [mm/min]	Ø [mm]	Zona	E [MPa]	H _A [MPa]
0.06	6	Parte Superior	562.26 \pm 79.90	230.01 \pm 24.72
		Côndilos	418.75 \pm 25.65	365.55 \pm 33.46
	10	Parte Superior	138.10 \pm 63.87	179.55 \pm 58.10
		Côndilos	205.28 \pm 46.23	100.80 \pm 64.07
1	6	Parte Superior	113.89 \pm 36.41	242.94 \pm 12.25
		Côndilos	106.21 \pm 25.71	380.55 \pm 24.37
	10	Parte Superior	111.04 \pm 8.959	215.49 \pm 76.19
		Côndilos	85.004 \pm 26.06	116.80 \pm 35.69

5.3.2. Modo Tensão-Relaxamento

Os ensaios de compressão em modo tensão-relaxamento são, segundo a literatura, utilizados para a caracterização mecânica da cartilagem, bem como para a obtenção das suas propriedades mecânicas através da leitura das tensões e deformações na fase de equilíbrio.

Os testes foram executados em amostras de cartilagem apenas com diferenciação dos diâmetros (10 e 6 mm), visto que nos testes anteriores não se conseguiu retirar conclusões válidas acerca das diferenças entre as duas zonas da cartilagem femoral. Os ensaios foram realizados com uma rampa de deslocamento de 10 μm a uma velocidade de 1 $\mu\text{m/s}$, até uma deformação máxima de 20% em controlo automático por computador, (Buschmann *et al.*, 1998; Jurvelin *et al.*, 1997 e 2003; Korhonen *et al.*, 2002). Na Figura 5.13 está representada a máquina utilizada no ensaio, com ênfase para a célula de carga e estrutura de apoio das amostras.

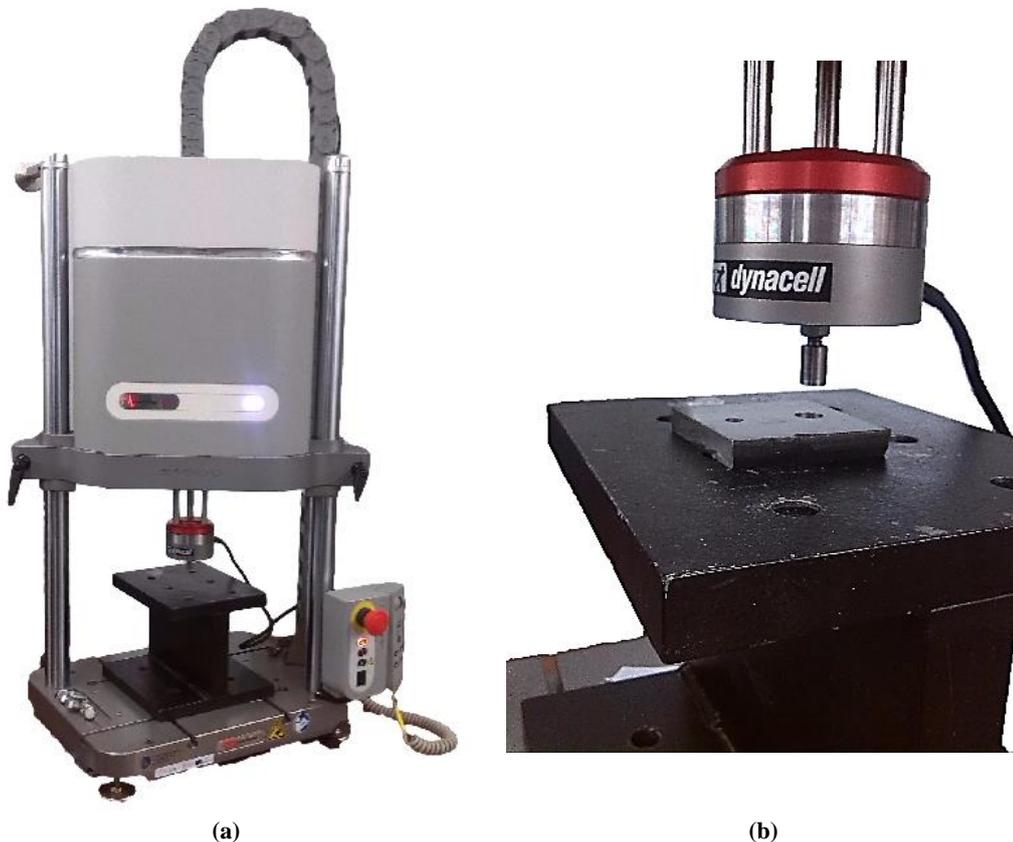


Figura 5.13 - Ensaio de tensão-relaxamento: (a) INSTRON® Electro Plus E1000; (b) célula de carga (1 kN) e câmara de confinamento.

Na literatura o critério para ser iniciada uma nova rampa de compressão é imposto através de uma condição relativa ao declive da curva força-tempo. Face à limitação do equipamento de teste utilizado em impor tal condição, o critério usado neste trabalho foi baseado na observação do tempo de relaxamento em gráficos-tipo encontrados na literatura (entre 50 a

500 s, (Buschmann *et al.*, 1998; Jurvelin *et al.*, 1997 e 2003; Korhonen *et al.*, 2002)). Inicialmente definiu-se 400 s de tempo de relaxamento, contudo, os ensaios mostraram-se muito demorados, pelo que, mais tarde, o critério foi definido para 90 s, assumindo-se que este seria um tempo considerável para o relaxamento do tecido, face ao descrito previamente. Para cada rampa de tensão-relaxamento foram adquiridos os dados de tempo, posição e força a uma frequência de 5 Hz.

Na Figura 5.14 é apresentada uma resposta típica de força-tempo para ambos os testes de compressão. A leitura das tensões e deformações nas fases de equilíbrio permite traçar uma curva aproximada da resposta de tensão-deformação do tecido (Figura 5.15).

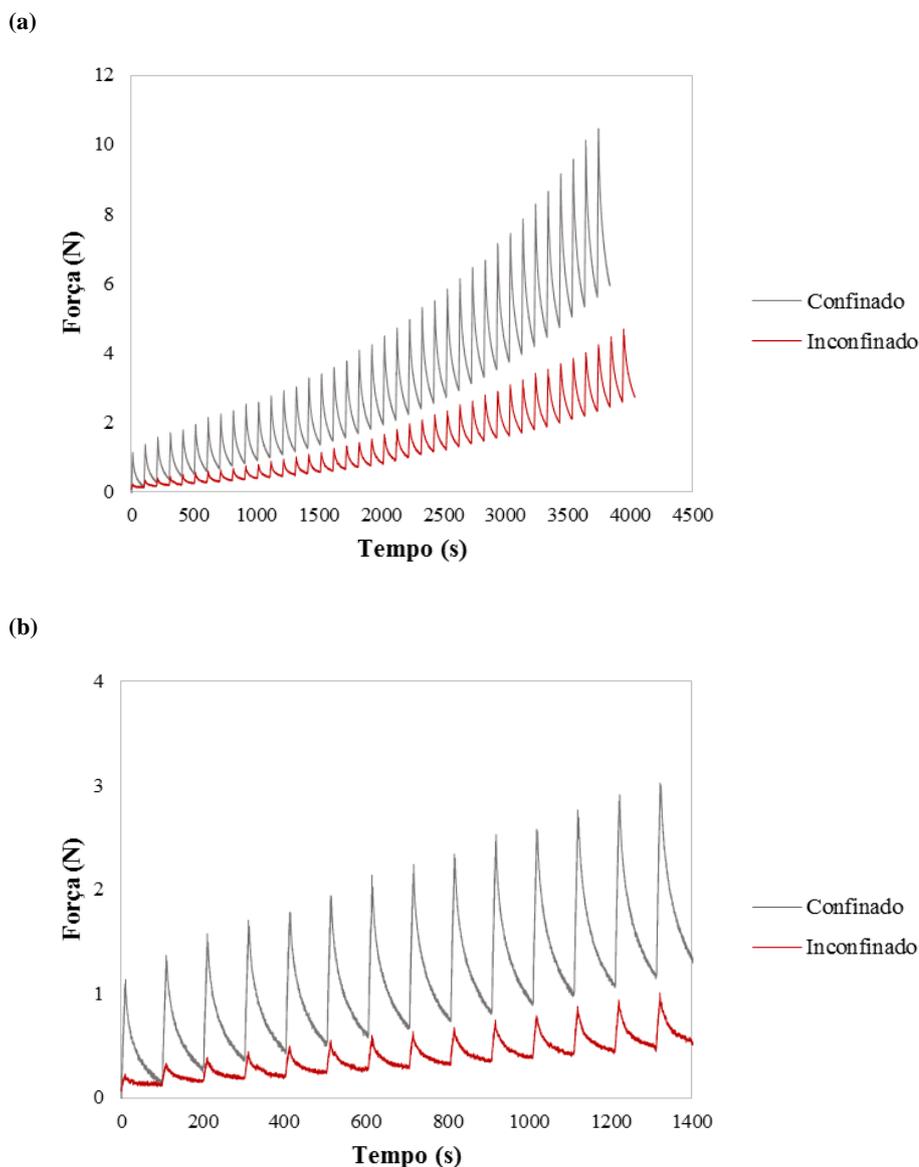


Figura 5.14 - Comportamento típico da cartilagem em compressão confinada e inconfinada: (a) ensaio tensão-relaxamento total para amostras com $\varnothing=6\text{mm}$; (b) parte do ensaio para visualização detalhada da rampa de tensão-relaxamento.

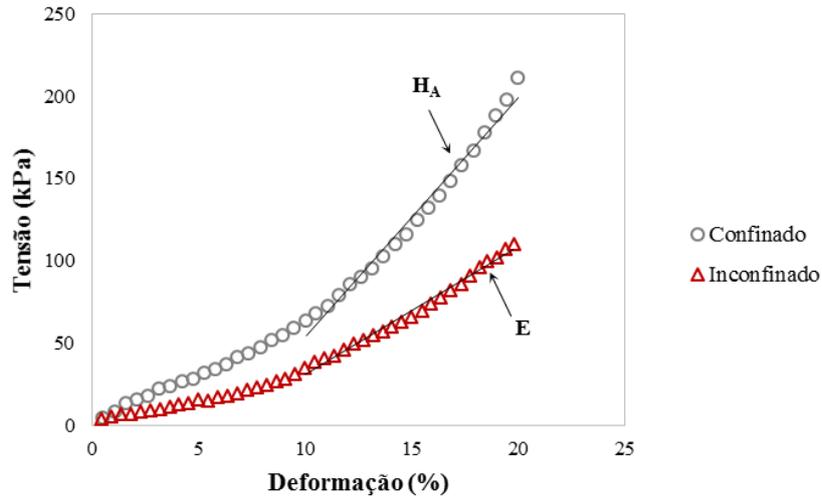


Figura 5.15 – Resposta tensão-deformação na fase de equilíbrio em modo tensão-relaxamento.

De uma forma geral, todas as amostras demonstraram um comportamento em equilíbrio semelhante nos primeiros 5-10% de deformação. Com o aumento da deformação (10-20%), o comportamento de tensão-deformação em equilíbrio é aproximadamente linear, o que permite determinar, nesta região, as propriedades mecânicas, E e H_A , e, a partir destas, o ν , pela Equação 4.7. Posto isto, na Tabela 5.5 encontram-se os valores determinados no presente estudo para cada uma das propriedades referidas consoante o diâmetro da amostra. Por fim é feita a média entre os dois valores uma vez que se trata igualmente de cartilagem femoral.

Tabela 5.5 – Módulo de Young e módulo agregado à compressão determinados a partir dos testes de compressão em modo tensão-relaxamento e respetivo coeficiente de Poisson (média \pm dp, $n=3$).

\varnothing [mm]	E [MPa]	H_A [MPa]	ν
6	0.5464 ± 0.1576	0.6421 ± 0.1793	0.2392 ± 0.0104
10	0.2307 ± 0.0241	0.3133 ± 0.1028	0.2712 ± 0.0887
Média	0.3886	0.4777	0.2552

[Esta página foi intencionalmente deixada em branco]

Capítulo 6

Modelação por Elementos Finitos

O método dos elementos finitos (MEF) é uma técnica numérica computacional, desenvolvida originalmente para obtenção do estado de tensão-deformação em problemas complexos de estruturas diversas. A solução poderia ser encontrada de uma forma analítica, no entanto, os cálculos analíticos exatos estão limitados a problemas lineares com geometrias, propriedades dos materiais e condições fronteira simples. Quando os problemas envolvem geometrias complexas, os cálculos analíticos tornam-se morosos e complexos e implicam simplificações, o que torna os resultados pouco precisos. Posto isto, o MEF é introduzido como um método computacional aproximado, onde uma estrutura complexa é dividida numa malha de elementos que apresentam uma forma regular, onde é possível determinar o seu estado de tensão e deformação quando sujeita a carregamentos exteriores, (Azevedo, 2003; Completo & Fonseca, 2011). Na área da biomecânica o MEF tem vindo a ser uma mais-valia ao longo dos anos, possibilitando o estudo de estados complexos de tensão e deformação que são de difícil determinação na experimentação *in vivo* ou *in vitro*. Mais ainda, consegue fornecer a distribuição de tensões e deformações ao longo de toda a geometria em análise e permite prever vários aspetos, tais como a ocorrência de fraturas ou rutura dos tecidos biológicos num local específico; a evolução de determinada doença; ou o desempenho de dispositivos médicos implantados no organismo, o que favorece o seu uso na área clínica.

Este capítulo permite a introdução ao MEF como ferramenta numérica usada na simulação da articulação do joelho. É feita uma pequena abordagem ao aparecimento deste conceito, bem como da sua aplicação neste trabalho e principais características.

6.1. Evolução do Método dos Elementos Finitos

Os grandes passos do desenvolvimento prático do MEF, que o conduziram ao formato que atualmente apresenta, ocorreram na década de 60 e início da de 70, por consequência dos

avanços tecnológicos e com a generalização da utilização dos computadores nos centros de investigação, (Azevedo, 2003; Lotti *et al.*, 2006). Muito antes, vários investigadores na área da matemática desenvolveram teorias e técnicas analíticas para a solução de problemas, contudo, pouco conseguiram evoluir, devido à dificuldade e limitação existente no processamento das equações, que se tornavam extensas e complexas.

Nos primeiros 30 anos (1960-1990), o desenvolvimento do *software* que aplica o MEF focou-se na estabilidade da solução, incluindo a minimização de erros numéricos e melhoria do tempo computacional. Nos últimos 20 anos, têm vindo a ser implementadas tecnologias tridimensionais (3D) e soluções não-lineares. Estes desenvolvimentos afetaram diretamente a evolução das áreas automobilística e aeroespacial e tiveram um grande impacto na área da biomedicina. (Ko, Rocha, & Larson, 2012) Desde a sua primeira aplicação na biomecânica ortopédica, em 1972, (Brekelmans *et al.*, 1972; Completo & Fonseca, 2011), que os elementos finitos têm sido largamente utilizados na avaliação do comportamento mecânico de tecidos biológicos, em particular: ossos, músculos e cartilagem articular.

Mais recentemente têm sido utilizados modelos 3D de elementos finitos obtidos a partir de imagens médicas como tomografia computadorizada ou ressonância magnética, providenciando a geometria exata de um paciente. Modelos destes são empregues na área clínica em combinação com sistemas de cirurgia assistida por computador.

6.2. Características do Método dos Elementos Finitos

O MEF procura tornar um problema complexo em vários mais simples através da discretização ou subdivisão da estrutura que se pretende analisar num número finito de elementos com uma geometria regular para os quais se conhece ou pode obter-se uma descrição matemática do seu comportamento. Esta geometria pode ser unidimensional, bidimensional (geralmente triangulares ou quadriláteros) ou tridimensional (por meio de hexaedros, tetraedros ou pentaedros).

Os elementos são interligados por meio de nós, formando a designada malha de elementos finitos. A Figura 6.1 representa um modelo 3D da articulação do joelho com a implementação da malha de elementos finitos.

Cada nó assume um campo de deslocamentos e as suas componentes são designadas por graus de liberdade. Num elemento tridimensional, cada nó possui três graus de liberdade, que são relativos aos deslocamentos desse ponto nas três direções espaciais ortogonais.

Numa análise de elementos finitos, o primeiro passo para a solução passa pelo cálculo do campo de deslocamentos dos nós da malha de elementos finitos. Em função dos deslocamentos nodais, é possível determinar o deslocamento de cada ponto do elemento finito. Deste modo, é ultrapassado o problema de calcular o deslocamento de um número infinito de pontos num

domínio contínuo (de geometria complexa). Após determinados os deslocamentos nodais, são calculadas as deformações correspondentes, e, por fim, o estado de tensão, que é determinado a partir das deformações calculadas e das leis constitutivas que definem o comportamento do material.

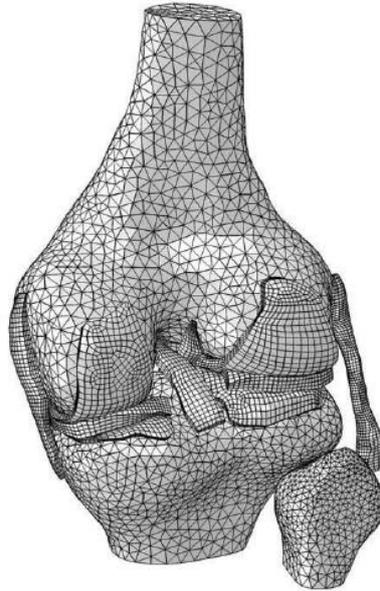
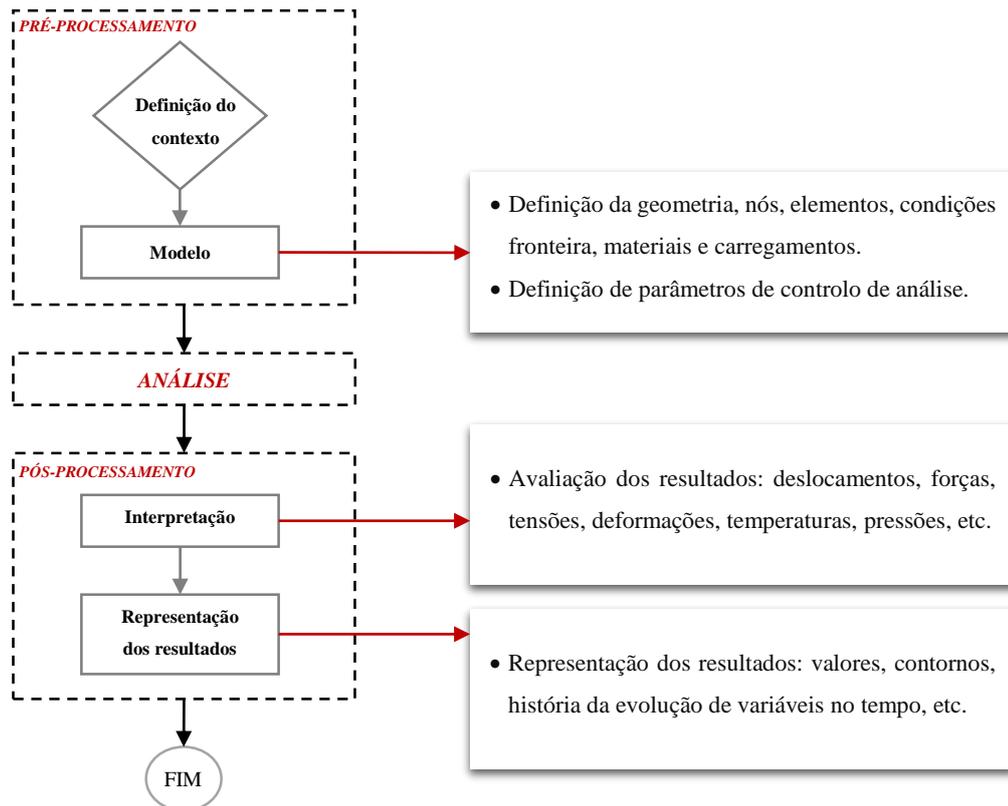


Figura 6.1 – Discretização da articulação do joelho em elementos finitos. (Adaptado de Kazemi et al., 2013)

O modo como o MEF é formulado e aplicado depende de cada tipo de problema. Posto isto, é necessário ter em consideração alguns aspetos na fase que antecede a análise de uma qualquer estrutura, sendo necessária a definição de propriedades mecânicas dos materiais, assim como leis constitutivas que regem o seu comportamento, carregamento imposto na geometria em análise e condições fronteira.

Resumindo, a solução aproximada para o problema, é encontrada pela soma das respostas elementares de cada um dos elementos às condições impostas. A precisão dos resultados calculados depende do tipo de elemento utilizado e do nível de refinamento da malha. Do ponto de vista teórico, à medida que o número de elementos aumenta, os resultados calculados convergem para uma solução mais correta, contudo o tempo computacional para ser encontrada a solução pode ser elevado. Em contrapartida, utilizando uma malha grosseira, apesar do tempo ser diminuído, podem ocorrer mais erros e a aproximação será menos precisa, (Azevedo, 2003; Completo & Fonseca, 2011; Lotti *et al.*, 2006).

A determinação de todas as variáveis mencionadas envolve uma série de etapas, existindo três estágios para a simulação numérica através do MEF, (Teixeira Dias *et al.*, 2010): (i) pré-processamento; (ii) análise; e (iii) pós-processamento. Estas fases encontram-se apresentadas no Esquema 6.1.



Esquema 6.1 - Representação da metodologia do MEF, (Adaptado de Teixeira Dias et al., 2010).

6.3. Modelação 3D da Articulação do Joelho

Por ser a articulação mais complexa do corpo humano, são vários os investigadores que se debruçam sobre a caracterização do comportamento do joelho. Ao longo dos anos foi existindo uma crescente preocupação em modelar aspetos como situações de patologia e comportamentos após cirurgia, (Abdi & Karimi, 2014; Bae *et al.*, 2012; Kazemi *et al.*, 2011; Peña *et al.*, 2008; Peña *et al.*, 2005; Vidal *et al.*, 2008), ou previsão da implementação de próteses no joelho, (Arsene & Gabrys, 2013; Baldwin *et al.*, 2012; Halloran *et al.*, 2005; Kumbhalkar *et al.*, 2013), a partir do MEF. Existem outros que procuram conhecer o comportamento normal do joelho em situações fisiológicas normais, (Bendjaballah *et al.*, 1995; Dange *et al.*, 2013; Donahue *et al.*, 2002; John *et al.*, 2013; Peña *et al.*, 2006; Vidal *et al.*, 2008), ou de movimento e marcha, (Abo-Alhol *et al.*, 2014; Adouni *et al.*, 2012; Y. Guo *et al.*, 2009; Heegaard *et al.*, 1995; Kumbhalkar *et al.*, 2013; Wang *et al.*, 2014).

Sabendo que o joelho apresenta várias estruturas, simular o seu comportamento de uma forma realista é um processo moroso e de elevada exigência computacional. Sendo assim, a grande parte dos estudos são direcionados para o comportamento de apenas algumas das suas estruturas, simplificando o comportamento mecânico das restantes. O presente trabalho foca-se na cartilagem articular do joelho, que, nos últimos anos, tem vindo a ser alvo de vários

estudos, devido ao impacto significativo da OA na qualidade de vida dos pacientes, (Kazemi *et al.*, 2013). Trabalhos intensivos têm vindo a ser desenvolvidos para fins de compreensão do comportamento sofisticado que a CA apresenta em determinadas situações, sendo que ao longo do tempo se desenvolveram vários modelos constitutivos como já referido na secção 4.2.

Os primeiros modelos de elementos finitos centravam-se na cartilagem como um material rígido, isotrópico e linear, (Bendjaballah *et al.*, 1995; Blankevoort *et al.*, 1991; Donahue *et al.*, 2002; Dong *et al.*, 2011; Peña *et al.*, 2007; Peña *et al.*, 2008; Wilson *et al.*, 2003); contudo, tendo em conta que este é um tecido heterogéneo e totalmente anisotrópico, a evolução tem vindo a caminhar para a implementação de modelos mais complexos, bem como geometrias mais aproximadas à geometria real, contemplando as várias camadas da cartilagem e fibras de colagénio, (Dabiri & Li, 2013; Gu & Li, 2011; Halonen *et al.*, 2013; Kazemi *et al.*, 2013; Mononen *et al.*, 2011 e 2012; Shirazi *et al.*, 2008; Shirazi & Shirazi-Adl, 2009; Wilson *et al.*, 2004).

6.3.1. Obtenção de geometrias tridimensionais

Em biomecânica, a geometria dos modelos 3D de elementos finitos são obtidas a partir da reconstrução de imagens médicas, nomeadamente tomografia computadorizada (TC) e ressonância magnética (RM). Estas imagens, que são bidimensionais, são alinhadas segundo um eixo com uma determinada sobreposição e espessura, dando origem a um volume, quando importadas para programas de processamento de imagem médica, que permitem seleccionar os tecidos de interesse a partir das suas densidades. A Figura 6.2 é representativa da reconstrução 3D das cartilagens e meniscos do joelho a partir de imagens de RM.

As imagens obtidas por RM são normalmente utilizadas para a reconstrução de tecidos moles (como a cartilagem, meniscos ou ligamentos), ao passo que para os tecidos mais duros (osso) são usadas imagens obtidas por TC.

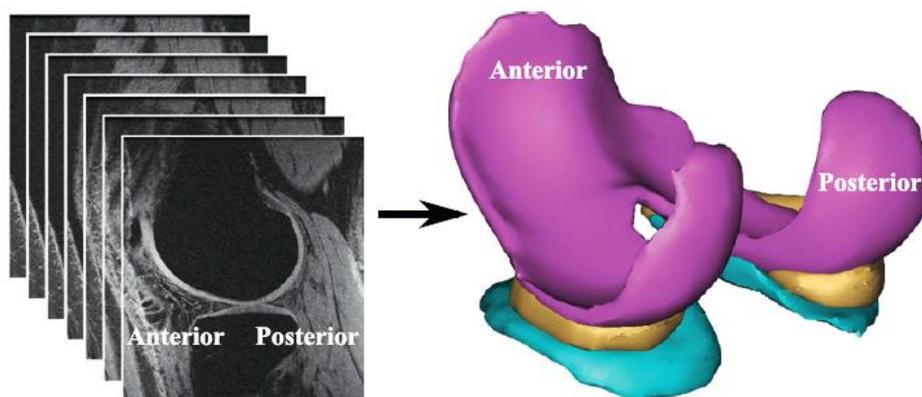


Figura 6.2 - Imagens RM do plano sagital do joelho e segmentação da geometria 3D, (Adaptado de Mononen *et al.*, 2012).

A maioria dos autores supracitados gera o modelo 3D desta forma. No entanto, Shirazi & Shirazi-Adl (2009), partem de um modelo de elementos finitos da articulação do joelho já existente e validado, construindo, a partir deste, um modelo refinado e melhorado que incorpora as várias camadas da cartilagem. Neste estudo os autores dividem a geometria em dois compartimentos (medial e lateral), trabalhando sob o compartimento lateral e acrescentando-lhe, a partir das cartilagens tibiais, uma geometria que permite modelar o osso da tibia, inexistente no modelo inicial (Figura 6.3). Para além de subdividirem a cartilagem em várias camadas, modelam ainda a rede de fibras de colagénio na cartilagem e nos meniscos.

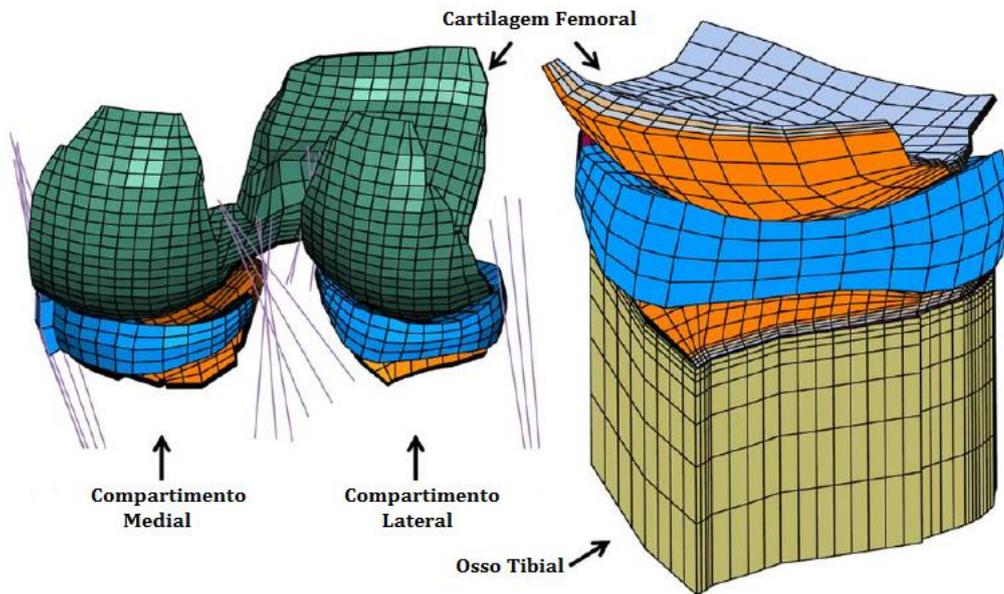


Figura 6.3 - Modelo de elementos finitos gerado por Shirazi & Shirazi-Adl, 2009, (Adaptado).

6.3.1.1. Modelo Open Knee

O projeto *Open Knee* foi lançado como um meio de divulgar um modelo de elementos finitos com a geometria 3D da articulação do joelho, que pode ser utilizado para estudos que desenvolvam interesse na simulação biomecânica desta articulação, (Erdemir & Sibole, 2010). O modelo do projeto citado é um modelo de elementos finitos que é de acesso livre, sendo que vários investigadores têm vindo a contribuir para a sua melhoria, por forma a desenvolver um modelo que pode ser reaproveitado em vários casos. Este é um modelo que se encontra em constante desenvolvimento, não sendo ainda um modelo completamente validado da articulação real do joelho humano.

O modelo contempla a articulação túbio-femoral do joelho direito, tendo como constituintes ósseos o fémur e a tibia, e como estruturas de tecido mole as cartilagens tibiais e femoral, os quatro ligamentos principais e os dois meniscos. A geometria foi adquirida por meio de imagens de RM, através de reconstrução 3D no *software* VolSuite[®]. (Erdemir &

Sibole, 2010). O modelo 3D do *Open Knee* está representado na Figura 6.4, (a) e (b), e será o modelo-base do presente trabalho, sendo reaproveitada a geometria dos ossos, cartilagens e meniscos. Os ligamentos não foram considerados neste trabalho por forma a simplificar a complexidade do modelo. Foram estudadas essencialmente condições de carga em compressão, e, por este motivo, os ligamentos não têm uma influência significativa no estudo. O modelo 3D final encontra-se representado na Figura 6.4, (c) e (d).

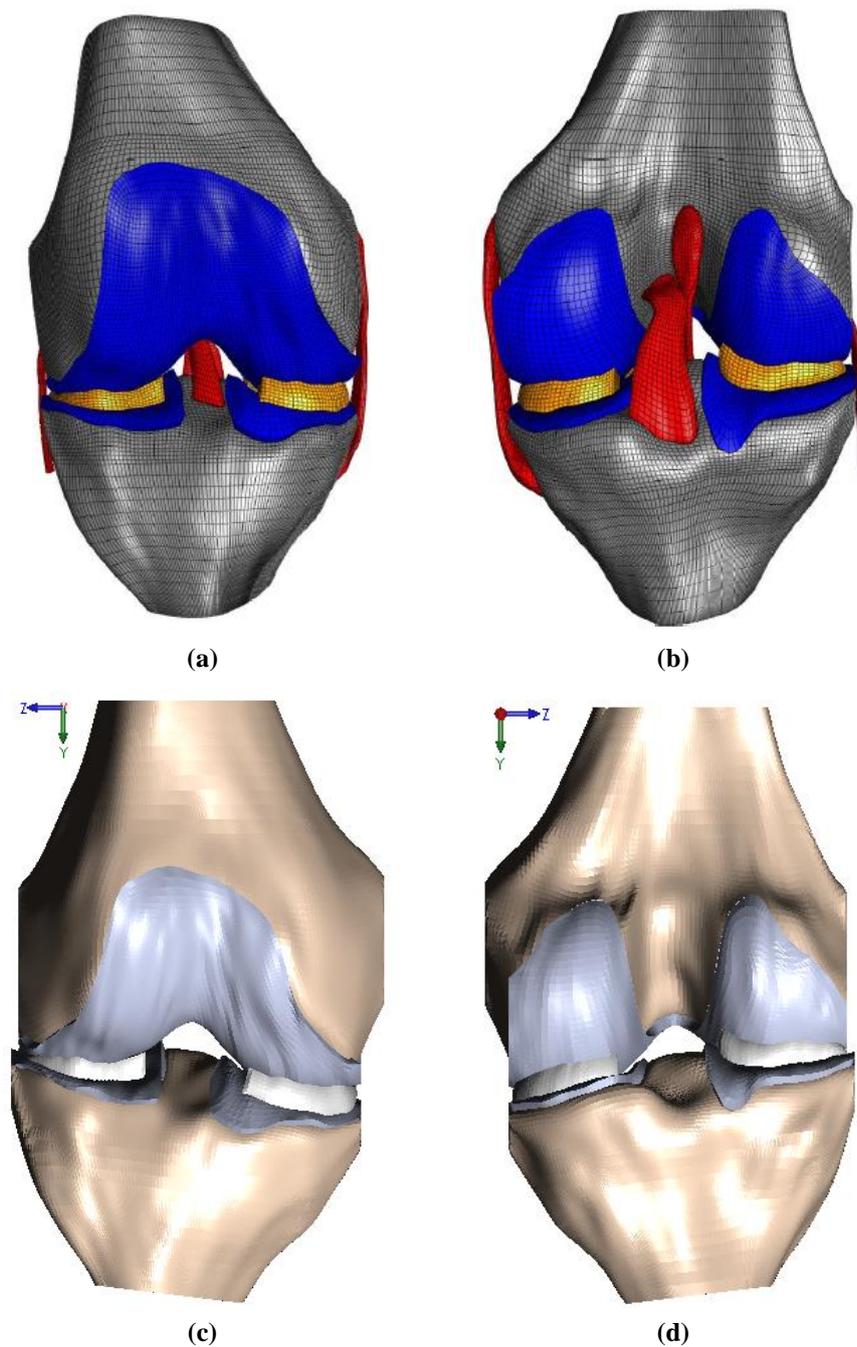


Figura 6.4 – (a) e (b) Modelo de elementos finitos do projeto Open Knee: vista anterior e posterior, respetivamente, (Adaptado de Erdemir & Sibole, 2010); (c) e (d) Modelo 3D em SolidWorks® utilizado no trabalho com eliminação da geometria dos ligamentos: vista anterior e posterior, respetivamente.

6.3.2. Malha de elementos finitos

A complexa geometria do joelho torna impraticável a possibilidade de criar uma malha de elementos finitos por via manual. Por outro lado, atualmente existem ferramentas que geram a malha de forma automática, com base em algoritmos específicos.

Numa primeira abordagem a malha de elementos finitos foi criada de forma automática no *software* Ansys®, contudo, devido à dificuldade em refinar a mesma, dado a complexidade da geometria, optou-se por uma nova estratégia. Sendo assim, a geometria foi convertida para ficheiros *.STL* (do inglês, *StereoLitoligraphy*), sendo criada uma malha triangular que reveste a superfície de cada volume. De seguida, a substituição do modelo geométrico por elementos finitos foi feita a partir do *software* comercial FEMAP® através da malha triangular supracitada e, posteriormente, foi utilizado o *software* Ansys® para a simulação numérica.

Na construção de uma malha de elementos finitos, a escolha do elemento finito a utilizar deve ter em conta a complexidade da geometria, sendo que este se deve adaptar às suas formas. O elemento finito utilizado na modelação tridimensional proposta foi o *Solid185*. Este é um elemento que apresenta forma cúbica e a particularidade de formar tetraedros, sendo definido por oito nós e tendo três graus de liberdade em cada um destes nós nas diferentes direções ortogonais (x, y, z), (ANSYS Workbench Help, 2014).

A malha de elementos finitos foi criada para cada uma das estruturas do modelo de forma individual. O aspeto da malha final encontra-se representado na Figura 6.5.

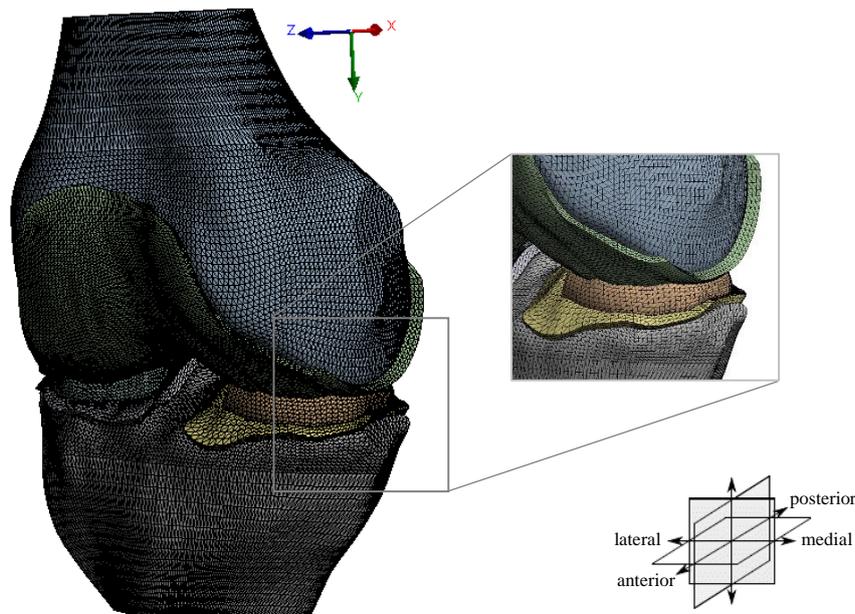


Figura 6.5 – Malha de elementos finitos em Ansys®.

6.3.3. Modelação da cartilagem em camadas

Como um corpo só, a cartilagem apresenta um comportamento claramente heterogéneo e anisotrópico. No Capítulo 3, nomeadamente na secção 3.2.1., é demonstrado que a cartilagem ostenta diferentes zonas, que apresentam diferentes características. Sendo assim, é evidente que ao longo da profundidade da cartilagem, esta adquira comportamentos e propriedades mecânicas diferentes. A divisão da geometria 3D da cartilagem em diferentes camadas é um modo de poder caracterizar cada uma destas de forma individual, sendo que se assume que cada camada apresenta o mesmo comportamento mecânico em toda a sua estrutura.

Abbass & Abdulateef (2012); Donzelli *et al.* (1999); Halonen *et al.* (2013); Mononen *et al.* (2012); Shirazi & Shirazi-Adl (2009), são alguns dos autores que fazem a divisão da geometria da cartilagem em camadas, caracterizando-as mecanicamente de forma diferente. No presente trabalho foi também realizada a divisão da estrutura da geometria da cartilagem em camadas. A forma mais intuitiva de o fazer passou pelo uso do *software* comercial de desenho SolidWorks®, contudo, tal verificou-se inviável, uma vez que as camadas geradas não apresentavam uma superfície regular (Figura 6.6(b)), o que gerava problemas com os passos seguintes de simulação. Sendo assim, e com o intuito de melhorar este aspeto, optou-se por trabalhar não sobre a geometria, mas sobre a malha de elementos finitos já criada, uma vez que esta apresenta uma divisão favorável em três zonas, (Figura 6.6(c)). Foi possível a divisão da malha em três diferentes camadas, o que permite a criação de regiões que são reconhecidas como a geometria de três corpos sólidos separáveis, (Figura 6.6(d)). O modelo final encontra-se na Figura 6.7.

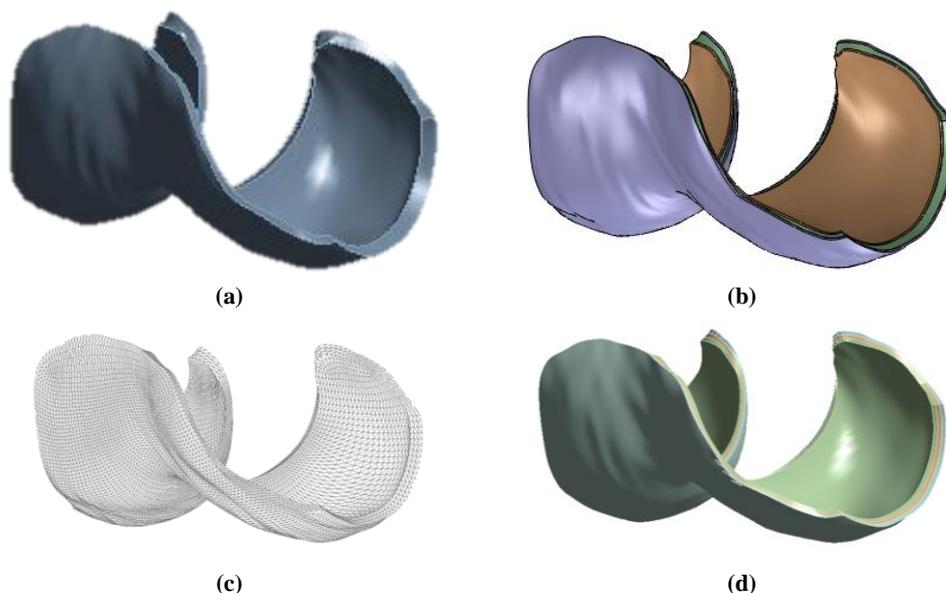


Figura 6.6 - Divisão da cartilagem em camadas: (a) cartilagem femoral original do modelo do projeto Open Knee; (b) divisão em três camadas através do software SolidWorks®; (c) malha de elementos finitos relativa à cartilagem femoral; (d) geometria final dos três corpos relativos às camadas da cartilagem femoral em Ansys®. (De notar que o mesmo procedimento foi realizado para as cartilagens tibiais.)

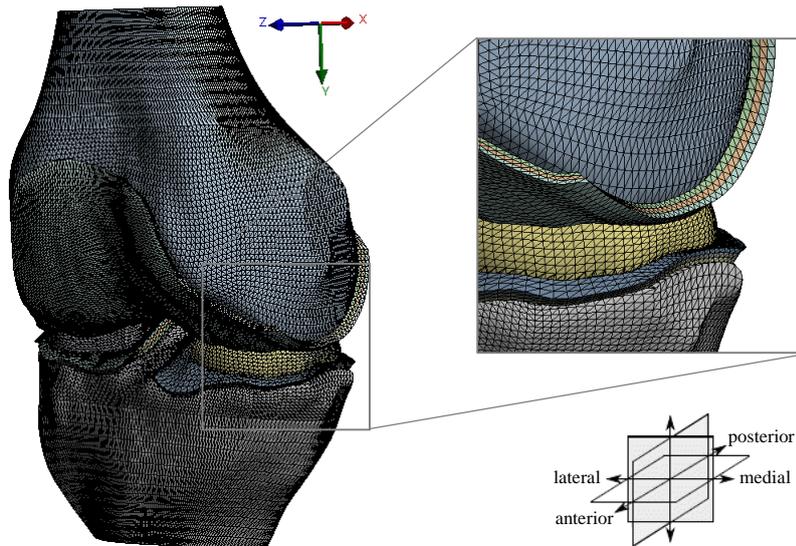


Figura 6.7 - Modelo de elementos finitos com diferenciação das camadas da cartilagem em Ansys®.

6.3.4. Modelo Constitutivo e Propriedades Mecânicas

Como já referido (secção 4.2.), a escolha de um modelo constitutivo em detrimento de um outro, tem como base o propósito ou objetivo de cada estudo. A cartilagem articular apresenta um comportamento viscoelástico. Este tipo de material deforma-se com uma dependência significativa do tempo, apresentando uma constante de tempo elevada - cerca de 1500 s de acordo com Y. Guo *et al.* (2009) e Donahue *et al.* (2002). Considerando que o tempo do carregamento de interesse neste trabalho é muito menor que as constantes de tempo associadas a um comportamento viscoelástico, as propriedades destes materiais podem ser simplificadas, de modo que se assumirá a isotropia e isotropia transversa, (Y. Guo *et al.*, 2009).

Tendo em conta o arranjo de fibras e células da cartilagem, esta apresenta claramente um comportamento anisotrópico. Contudo separando a cartilagem em diferentes zonas, observam-se comportamentos distintos. As camadas da cartilagem apresentam diferentes arranjos de fibras, sendo que, na ZS as fibras estão colocadas paralelamente à superfície; na ZM têm um arranjo aleatório e na ZP são perpendiculares à superfície (Figura 3.3). Tendo isto em conta, em termos de comportamento mecânico, as zonas superficial e profunda apresentam, claramente, um comportamento ortotrópico, uma vez que todas as fibras têm a mesma direção, levando à dependência das propriedades com a direção considerada. Por outro lado, na ZM, o facto de as fibras apresentarem um arranjo aleatório, leva à simplificação para um comportamento isotrópico, isto porque, uma vez que todas têm uma resposta diferente, a aplicação de uma carga em qualquer direção leva a uma resposta homogénea.

No presente trabalho a divisão da cartilagem foi feita em partes iguais (devido à dificuldade relatada na secção 5.3.3.) e consideradas três zonas distintas de cartilagem. A zona superficial foi modelada com um comportamento isotrópico transversa com propriedades

iguais nos planos xy , segundo Abbass & Abdulateef (2012); Donzelli *et al.* (1999); Mononen *et al.* (2011) e Vaziri *et al.* (2008). Uma vez que a zona profunda apresenta uma disposição (das suas estruturas) perpendicular à zona superficial, para a sua modelação, foram utilizadas as mesmas propriedades que na ZS, com uma rotação do referencial de 90° , sendo modelada, então, com um comportamento isotrópico transversal com propriedades semelhantes nos planos yz . Por fim, a zona média foi modelada com um comportamento linear elástico isotrópico. As propriedades mecânicas utilizadas estão resumidas na Tabela 6.1 onde E é o módulo de Young, ν o coeficiente de Poisson e G o módulo de corte. A osteoartrite foi simulada reduzindo o módulo de elasticidade da cartilagem em 50%, (Completo & Fonseca, 2011; Nissi *et al.*, 2004).

Em relação às propriedades dos ossos (fémur e tibia) e meniscos, estes foram modelados com um comportamento linear elástico e isotrópico, e os valores encontram-se descritos na Tabela 6.2. De notar que, tal como a cartilagem, os meniscos são, também, materiais viscoelásticos (descritos resumidamente em 4.2.). Contudo, neste trabalho, o seu comportamento mecânico será simplificado à isotropia.

Tabela 6.1 - Propriedades mecânicas das camadas da cartilagem, (Abbas & Abdulateef, 2012; Donzelli *et al.*, 1999; Mononen *et al.*, 2011; Vaziri *et al.*, 2008).

Modelo Constitutivo	Propriedade	Saudável	Osteoartrítica
Zona Superficial	$E_x = E_y$ (MPa)	5.8	2.9
	E_z (MPa)	0.46	0.23
	ν_{xy}	0.0002	0.0002
	ν_{yz}	0	0
	G_{xz} (MPa)	0.20	0.115
Zona Média	E (MPa)	0.69	0.345
	ν	0.018	0.018
Zona Profunda	E_x (MPa)	0.46	0.23
	$E_y = E_z$ (MPa)	5.8	2.9
	ν_{yz}	0.0002	0.0002
	ν_{zx}	0	0
	G_{yx} (MPa)	0.20	0.115

Tabela 6.2 - Propriedades mecânicas para os ossos e meniscos.

Modelo Constitutivo	Propriedade	Valor	Referência
Osso	E (MPa)	17000	Abdi & Karimi (2014); Kubíček & Florian (2009); Zheng <i>et al.</i> (2011)
	ν	0.3	
Menisco	E (MPa)	59	Y. Guo <i>et al.</i> (2009); Zheng <i>et al.</i> (2011)
	ν	0.49	

6.3.5. Condições Fronteira e de Carregamento

Após a definição da malha e aplicação das propriedades mecânicas a cada material é necessário gerar as condições da simulação que vão permitir carregar mecanicamente o modelo 3D de elementos finitos e fazer com que este assuma um comportamento próximo do real. Sendo assim, baseada em algumas investigações (Abbass & Abdulateef, 2012; Y. Guo *et al.*, 2009; John *et al.*, 2013; Taylor *et al.*, 1998; Thambyah *et al.*, 2005), esta fase de trabalho visa a simulação das forças geradas no joelho durante as três subfases de apoio unipodal num ciclo de marcha - apoio do calcanhar (AC), apoio plantar (AP) e apoio dos dedos (AD) - para obtenção das tensões de contacto associadas em situação de cartilagem saudável e osteoartrítica. Uma vez que foram retirados os ligamentos da geometria do joelho, o alinhamento entre o fémur e a tíbia não é alterado, pelo que, para as três situações, foi utilizada a mesma geometria da articulação, admitindo a perna completamente estendida, sendo apenas diferenciadas as forças de aplicação.

Tendo em conta o referenciado na secção 2.5.3. e considerando o peso de um indivíduo de 700 N, as forças consideradas no trabalho encontram-se na Tabela 6.3. Estas forças serão aplicadas compressivamente de forma uniforme ao longo da secção transversal do topo do fémur (Figura 6.8(a)). Por outro lado, a parte inferior da tíbia será encastrada, o que significa que a mesma não apresenta translações ou rotações (Figura 6.8(b)), (Abbass & Abdulateef, 2012; John *et al.*, 2013).

Tabela 6.3 - Forças consideradas na simulação de acordo com o peso considerado.

Subfase do ciclo de marcha	Múltiplos do peso do corpo (BW)	Força associada (N)
Apoio do calcanhar	2.25	1575
Apoio num única perna	1.85	1295
Apoio dos dedos	3.5	2450

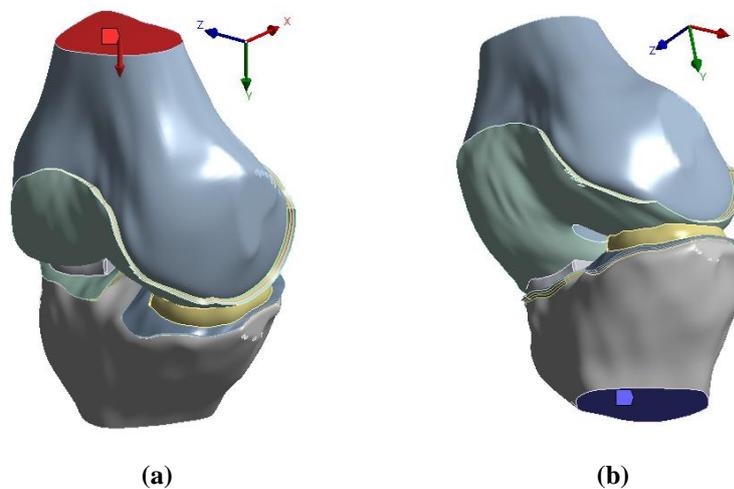


Figura 6.8 - Condições fronteira e de carregamento do modelo 3D em Ansys®: (a) aplicação da força compressiva; (b) fixação da tíbia.

Capítulo 7

Simulação Numérica

Este capítulo apresenta os resultados obtidos relativamente à parte de simulação numérica do modelo 3D da articulação do joelho. Nesta segunda fase do trabalho foram analisadas as tensões geradas ao nível do joelho em três subfases da fase de apoio do ciclo de marcha (descritas em 5.3.5.), bem como as alterações destas tensões associadas à presença de OA. Foram recolhidas as tensões e deformações equivalentes de von Mises sofridas por cada um dos componentes do joelho estudados, com especial ênfase para as cartilagens.

As imagens de distribuição de tensões e deformações apresentadas neste capítulo dizem respeito à situação de AP (com exceção das tensões equivalentes à estrutura total do joelho), sendo que, para as outras situações de estudo, as imagens se encontram disponíveis no capítulo de Anexos do presente relatório.

7.1. Avaliação das tensões geradas em joelho com diferenciação da cartilagem por camadas

Em todas as situações estudadas, verifica-se que a situação de apoio dos dedos representa uma maior solicitação mecânica para todas as estruturas envolventes da articulação do joelho, seguindo-se a situação de apoio do calcanhar e, por fim, a de apoio plantar. A distribuição de tensões para cada caso de estudo pode ser consultada na Figura 7.1. A partir desta, verifica-se que as imagens não permitem uma boa análise do comportamento mecânico de cada estrutura em particular. Posto isto, foram geradas as tensões equivalentes em cada corpo individualmente, para que haja uma melhor noção da gama de valores das tensões associadas a cada estrutura.

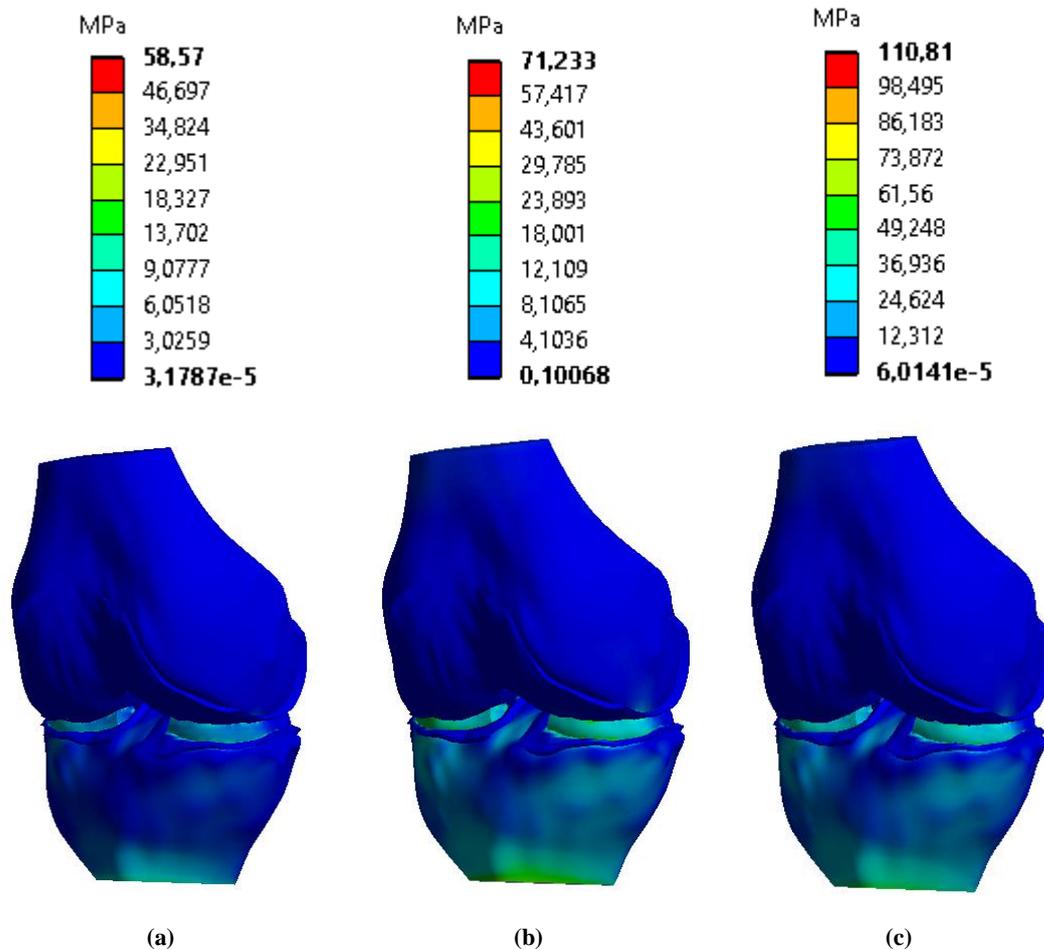


Figura 7.1 - Distribuição das tensões de von Mises em joelho saudável para os casos de: (a) AP; (b) AC; (c) AD.

7.1.1. Meniscos

Os valores de tensão máxima de von Mises determinados na simulação numérica, são, para os três casos de estudo, atribuídas aos meniscos, como seria de esperar, uma vez que estes têm como função o amortecimento do peso gerado e a distribuição da carga. Contudo, a gama de valores máximos é alta (58.6 MPa a 110.8 MPa), quando comparada com os valores previstos (2-6 MPa, por John *et al.*, 2013 e Kubíček & Florian, 2009).

Analisando a distribuição da tensão sobre a geometria dos meniscos (Figura 7.2(a)), verifica-se que os máximos se encontram na porção anterior, ao nível das arestas e em pontos específicos, resultando em tensões concentradas. Isto poderá relacionar-se com o facto de a geometria apresentar arestas vivas, que não correspondem na realidade ao menisco. Por este motivo, e excluindo estas tensões, foram efetuadas provas de tensão equivalente ao longo das faces da geometria destas estruturas (Figura 7.3), o que revelou valores de tensão entre os 2-6 MPa (para as situações de AP e AC) e 3-9 MPa para a situação de AD.

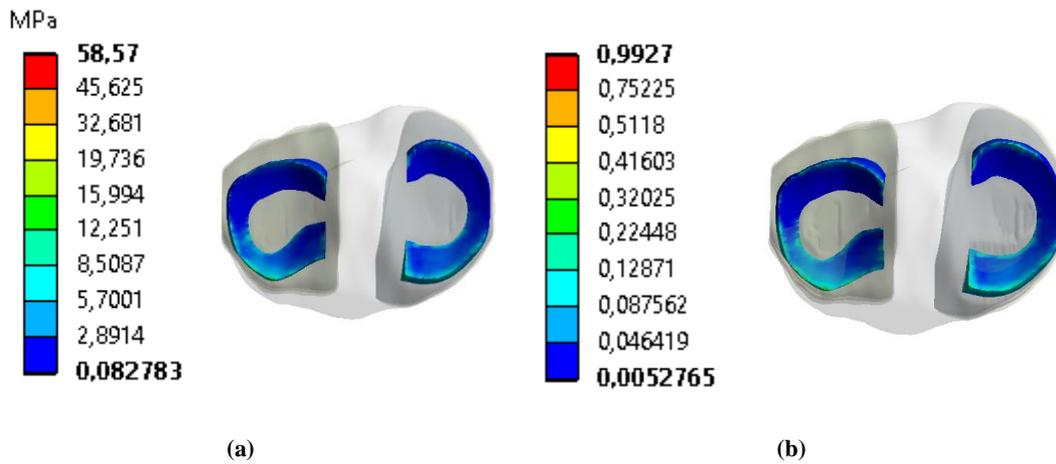


Figura 7.2 - Distribuição das tensões, (a), e deformações, (b), de von Mises nos meniscos em joelho saudável para a situação de AP.

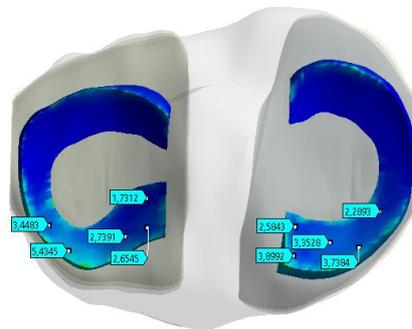


Figura 7.3 - Provas de tensão ao longo das faces superiores dos meniscos para a situação de AP (valores de tensão em MPa).

7.1.2. Ossos

Por não serem os principais elementos de estudo neste trabalho, não foi realizada uma abordagem muito complexa aos ossos presentes no modelo. Sendo assim, foi apenas registada a sua variação de tensão ao longo da geometria e comparada com a literatura consultada.

Uma primeira análise às tensões geradas nos ossos (Figura 7.4) verifica que o valor máximo se encontra na tíbia, ao nível distal onde a mesma é encastrada. Por este não ser um local de interesse no estudo (fora da zona de contacto da articulação tíbio-femoral), esta máxima tensão é excluída.

Para o fémur, os valores mais altos de tensão (~4-8 MPa) verificam-se na região dos côndilos (Figura 7.5(a)), na porção mais anterior. Do mesmo modo, também o topo da tíbia (Figura 7.5(c)) é mecanicamente mais solicitado na porção anterior (~3-5 MPa, através de provas de tensão equivalente). Estes valores enquadram-se na gama de valores encontrada na literatura (2-10 MPa, por Donahue *et al.* (2002); John *et al.* (2013); Kubíček & Florian (2009)).

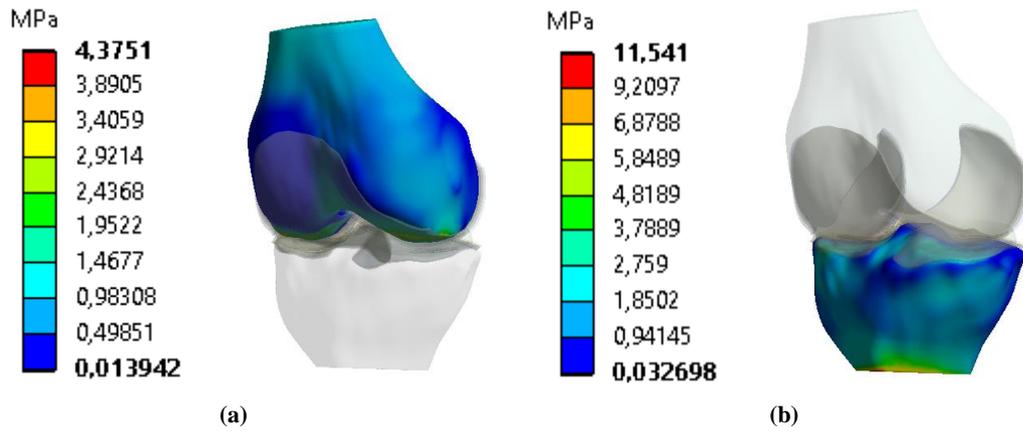


Figura 7.4 - Distribuição das tensões de von Mises nos ossos em joelho saudável para a situação de AP: (a) fêmur; (b) tíbia.

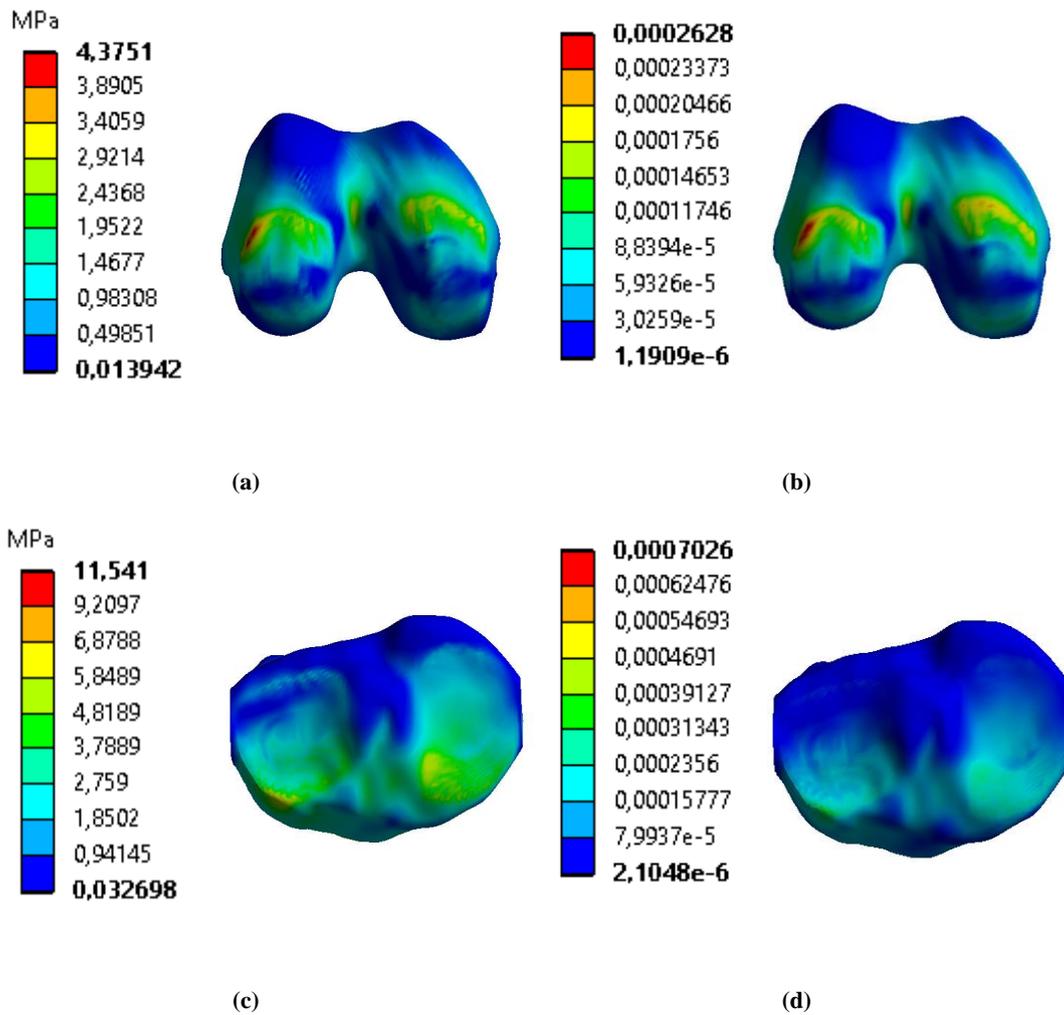


Figura 7.5 - Distribuição das tensões (esquerda) e deformações (direita) de von Mises nos ossos em joelho saudável para a situação de AP: (a) e (b) côndilos do fêmur; (c) e (d) topo da tíbia.

7.1.3. Cartilagens

Nas Figuras 7.6 e 7.7 encontra-se a distribuição das tensões para a cartilagem tibial e femoral, respetivamente, de acordo com a situação de AP. Na Tabela 7.1 podem ser encontrados os valores específicos de tensão máxima de von Mises para cada caso de estudo.

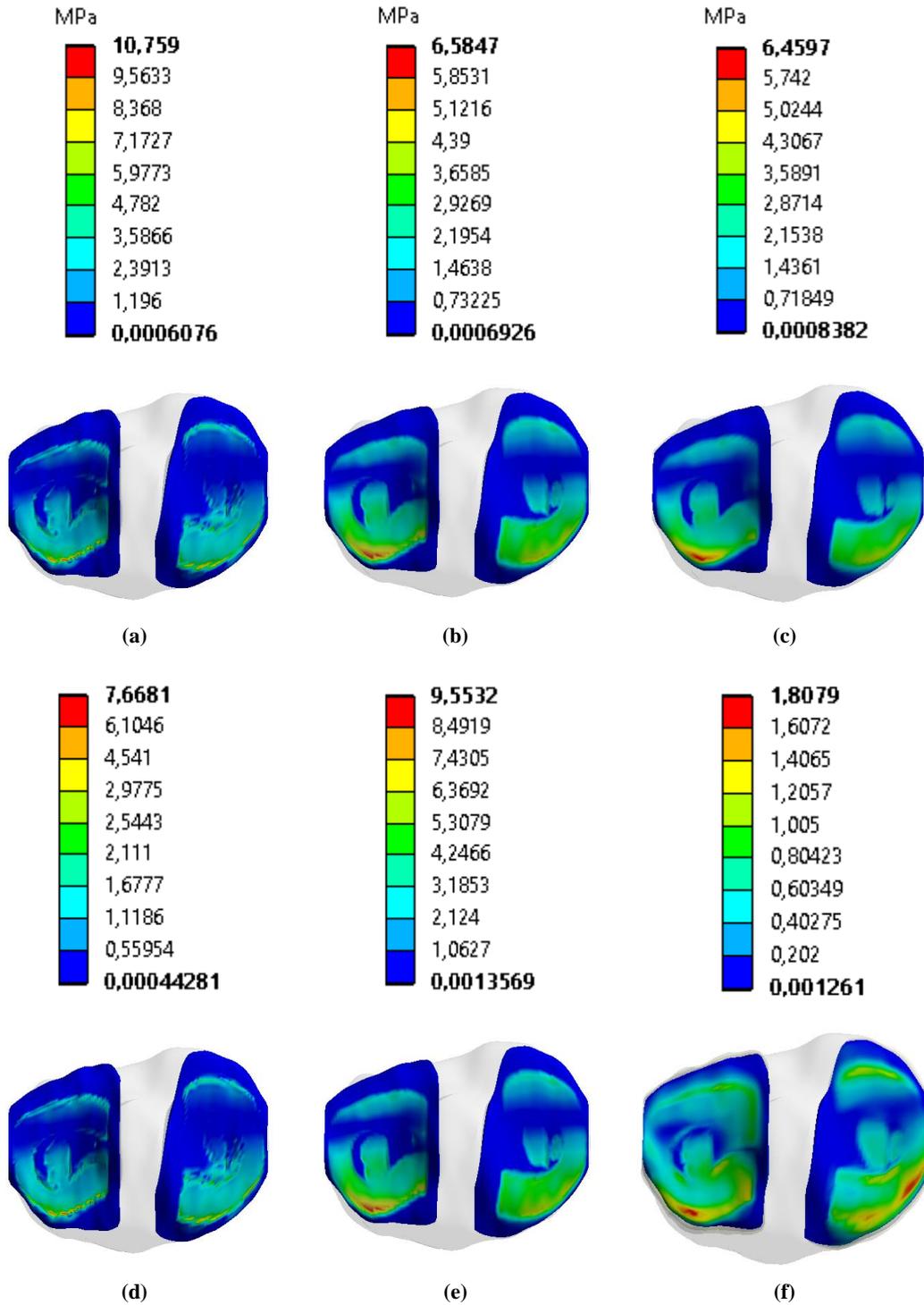


Figura 7.6 - Distribuição das tensões (em cima) e deformações (em baixo) de von Mises na cartilagem tibial de joelho saudável para a situação de AP: (a) e (d) camada superficial; (b) e (e) camada média; (c) e (f) camada profunda.

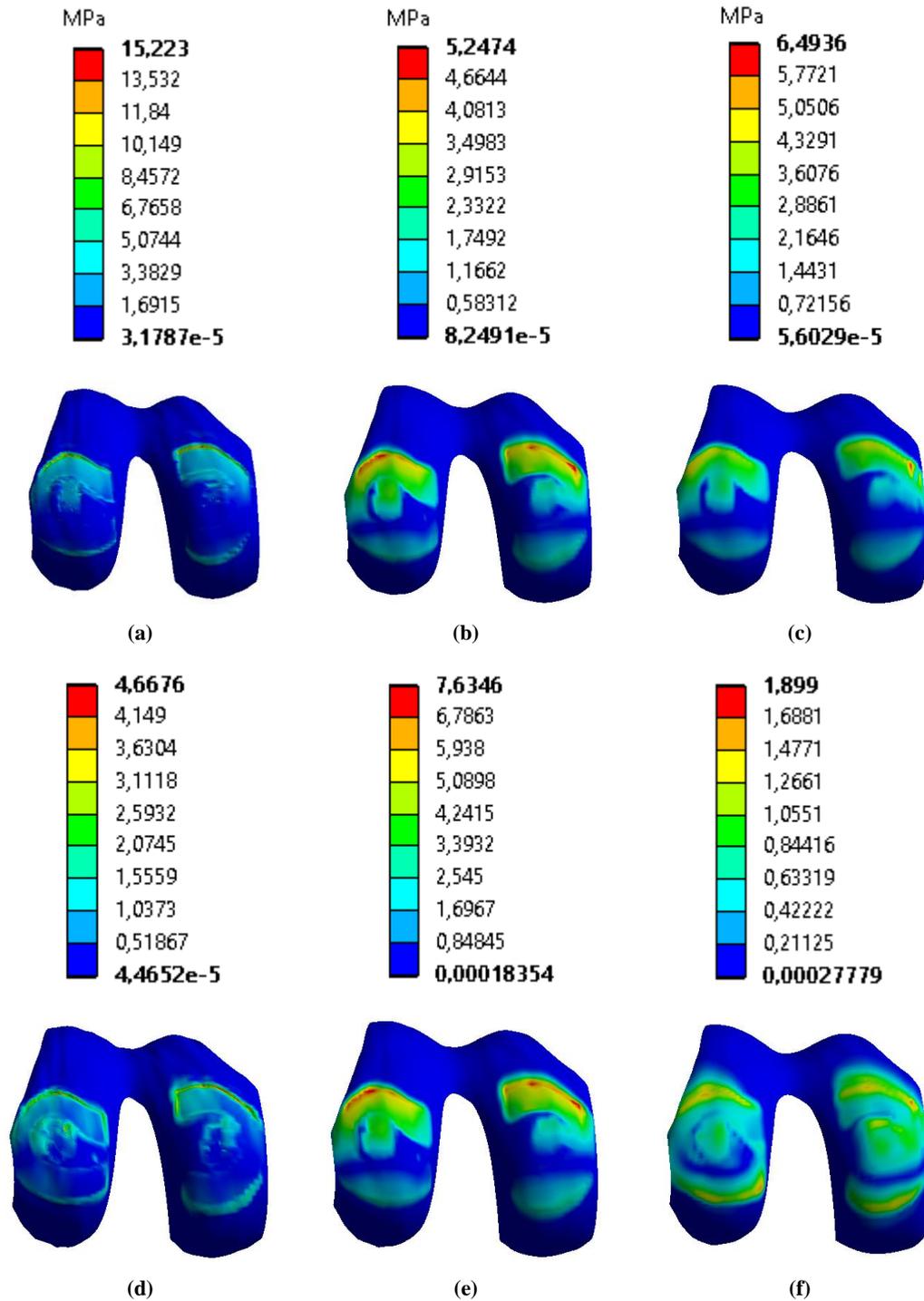


Figura 7.7 - Distribuição das tensões (em cima) e deformações (em baixo) de von Mises na cartilagem femoral de joelho saudável para a situação de AP: (a) e (d) camada superficial; (b) e (e) camada média; (c) e (f) camada profunda.

Analisando todos os dados, verifica-se a existência de consenso para os três casos de estudo, onde: para a cartilagem femoral, a camada superficial (em contacto com os meniscos) verifica a maior solicitação mecânica, a camada média, apresenta valores mais baixos de tensão, e a camada profunda (em contacto com o osso) apresenta valores intermédios de

tensão; em relação às cartilagens tibiais, a camada superficial é a que apresenta maiores valores de tensão, e as restantes apresentam solicitação mecânica na mesma ordem de valores.

A distribuição dos valores máximos verifica-se muito concentrada em zonas específicas, principalmente na zona de contacto com os meniscos, devido ao facto da geometria destes apresentar arestas vivas, como já explicado em 7.1.1. Excluindo estas zonas, a distribuição de tensões sugere um maior carregamento na porção anterior na ordem dos 2-5 MPa (valores verificados com provas de tensão equivalente, (Figura 7.8)). Em todo o caso, os valores encontram-se dentro da gama de magnitudes encontradas na literatura para condições de carregamento semelhantes (entre 0.15MPa e 34 MPa).

Tabela 7.1 - Valores de tensão máxima de von Mises, em MPa, para as cartilagens em modelo saudável.

Caso	Cartilagem Femoral			Cartilagem Tibial		
	ZS	ZM	ZP	ZS	ZM	ZP
AP	15.223	5.2474	6.4936	10.759	6.5847	6.4597
AC	18.514	6.382	7.8976	13.085	8.0084	7.8564
AD	28.885	9.9275	12.285	20.354	12.458	12.221

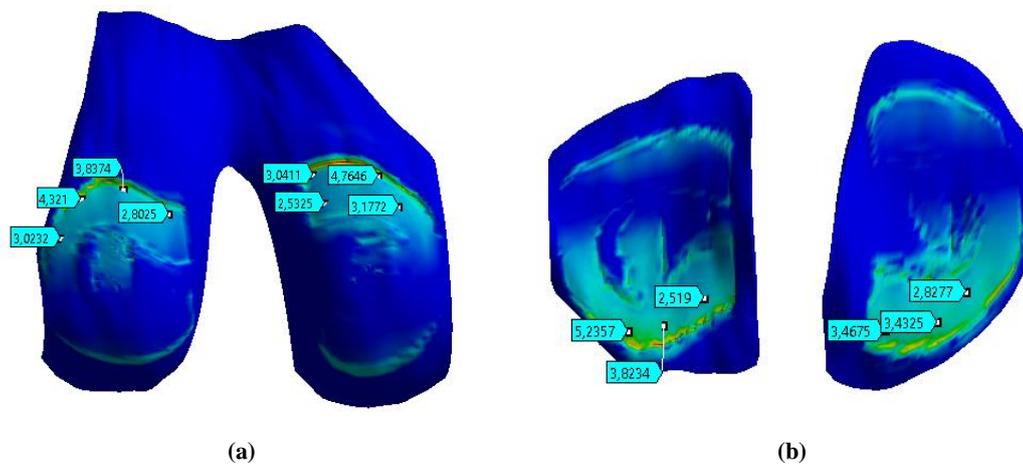


Figura 7.8 - Provas de tensão equivalente ao nível da parte anterior da: (a) cartilagem femoral superficial; (b) cartilagem tibial superficial (valores de tensão em MPa).

7.2. Efeito da Osteoartrose

Para simular a cartilagem osteoartrosica, foram reduzidas as propriedades mecânicas da cartilagem femoral superficial a 50% na zona do côndilo medial (Figura 7.9), por forma a introduzir o aparecimento de um defeito na cartilagem, (Abbass & Abdulateef, 2012; Mononen *et al.*, 2012). As outras camadas não sofreram nenhuma alteração de geometria. Nesta fase foi

apenas estudada a situação de AP, assumindo que a evolução das tensões para as situações de AC e AD tenderia a aumentar, como verificado na secção 7.1.

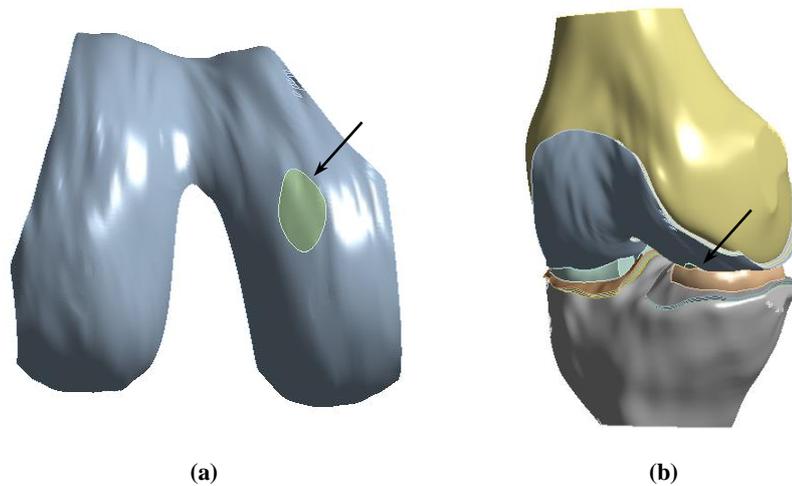


Figura 7.9 - Ilustração da zona de redução de propriedades mecânicas (seta): (a) cartilagem femoral (vista distal); (b) modelo 3D total - foi realizado o defeito na zona de contacto com o menisco.

Uma primeira análise à Figura 7.10 verifica que as tensões máximas da camada femoral superficial com aparecimento de um defeito, aumentaram em comparação com as verificadas para a cartilagem normal (de ~15 MPa para ~25 MPa). Posteriormente, uma análise mais detalhada e realizada com provas de tensão equivalente, revela que as maiores tensões se localizam no tecido intacto na interface com a zona agredida (descartando aquelas relativas ao contacto com as arestas dos meniscos). Contudo, em comparação com o restante tecido saudável, a zona agredida apresenta maiores valores de tensão, na ordem dos 10-12 MPa. Em relação às camadas média e profunda, não se verificam diferenças consideráveis entre os máximos de tensão calculada para situação saudável e aparecimento de defeito, contudo, na zona do defeito, verifica-se um ligeiro aumento do valor de tensão (~2-3 MPa para ~4-5 MPa, Figura 7.11).

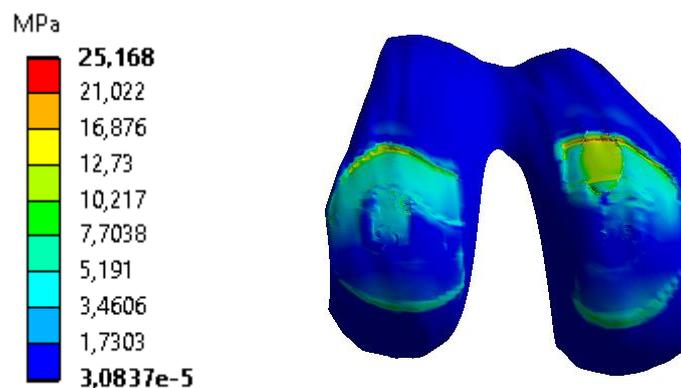


Figura 7.10 - Distribuição de tensões na cartilagem femoral superficial com aparecimento de defeito com propriedades reduzidas a 50%.

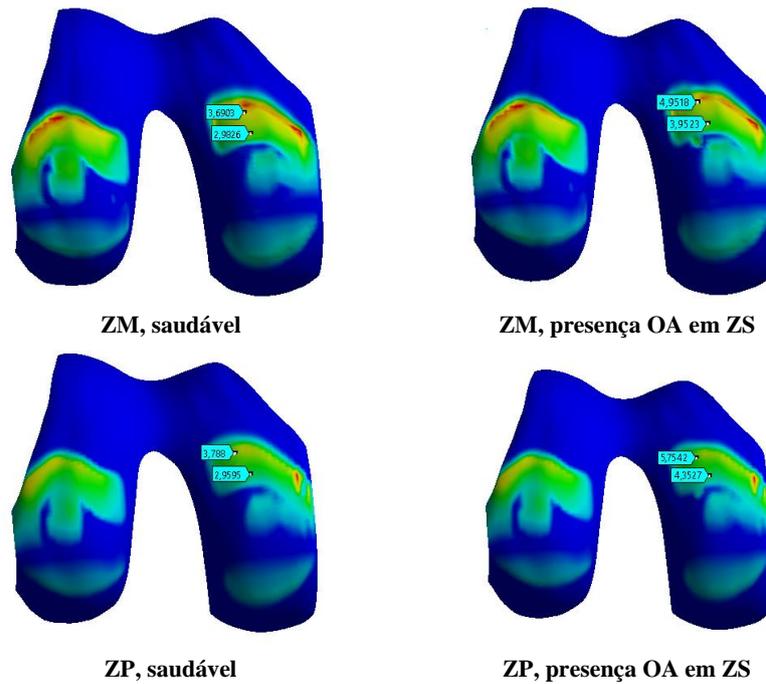


Figura 7.11 - Comparação das tensões ao nível da cartilagem femoral média e profunda para as situações de saudável e aparecimento de defeito de OA na cartilagem femoral superficial, (valores de tensão em MPa).

7.3. Introdução de dados experimentais

O objetivo de aliar a simulação numérica a uma componente experimental tem em vista a introdução dos dados adquiridos experimentalmente no modelo numérico. Posto isto, os valores para o módulo de Young e coeficiente de Poisson encontrados no Capítulo 5 para a cartilagem femoral, foram introduzidos no modelo de elementos finitos para a situação de AP. Tendo em conta que as propriedades experimentais encontradas dizem respeito à cartilagem total, foram atribuídas as características iguais às três camadas 3D de cartilagem femoral, não havendo forma de as diferenciar com os dados experimentais obtidos. Sendo assim foi assumido um comportamento linear elástico isotrópico, com as características presentes na Tabela 7.2. Uma vez que foram diferenciadas as propriedades mecânicas para dois tipos de amostra (com 10 e 6 mm de diâmetro), nesta fase procedeu-se à média entre os dois valores, quer para o módulo de Young como para o coeficiente de Poisson.

Na Figura 7.12 estão representadas as distribuições de tensões calculadas para as camadas da cartilagem femoral, para a situação de AP.

Tabela 7.2 - Propriedades mecânicas a partir dos dados experimentais.

Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
0.3886	0.2552

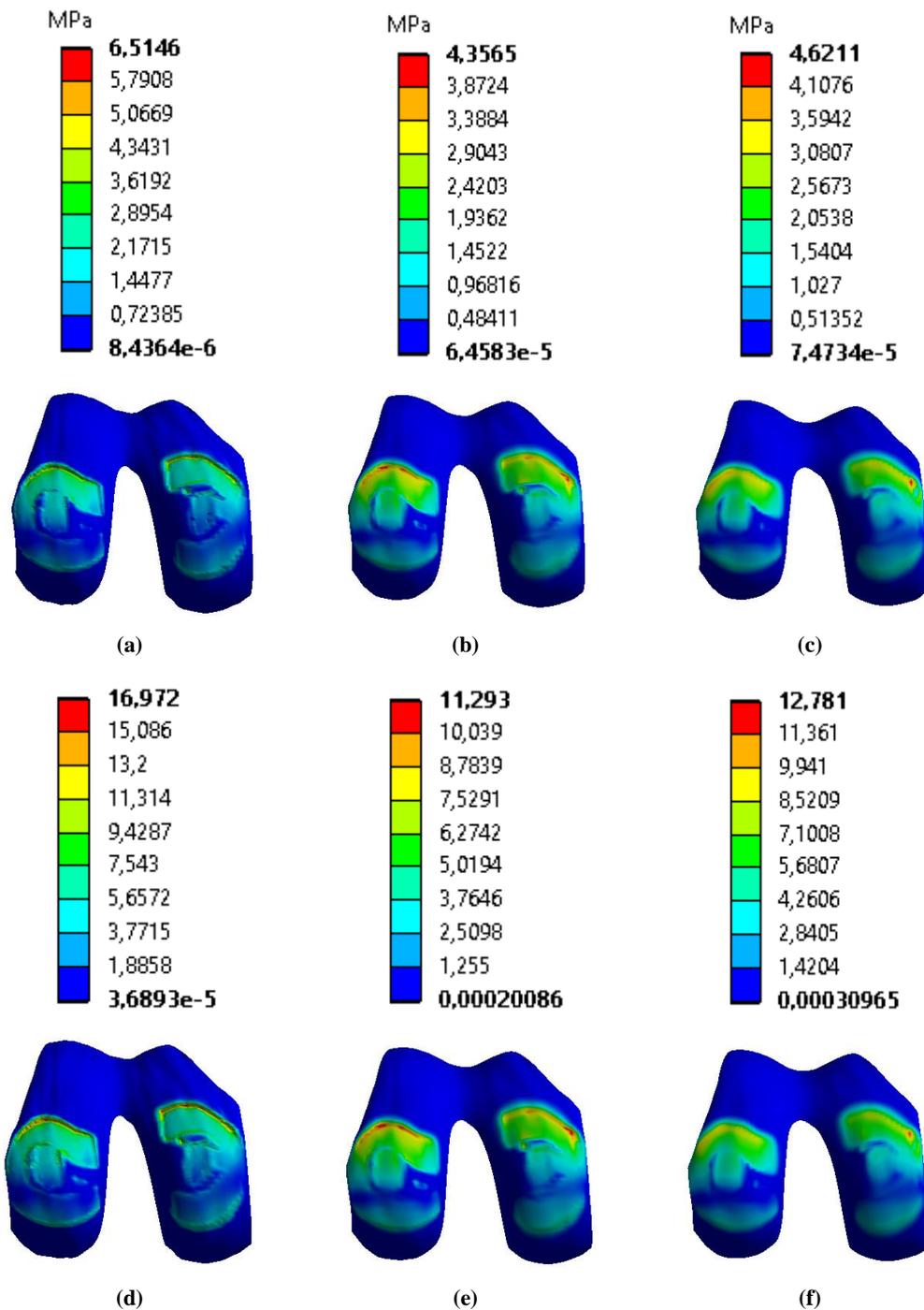


Figura 7.12 - Distribuição das tensões (em cima) e deformações (em baixo) de von Mises na cartilagem femoral com propriedades mecânicas obtidas experimentalmente para a situação de AP: (a) e (d) camada superficial; (b) e (e) camada média; (c) e (f) camada profunda.

A análise dos dados demonstra que a consideração da cartilagem como um corpo só (com propriedades iguais em todas as camadas, seguindo estas a isotropia), não altera, consideravelmente, a distribuição e magnitude de tensões nas outras estruturas adjacentes (ver Anexo B), com exceção da máxima tensão lida nos meniscos que aumenta cerca de 20 MPa, num ponto específico. Com a exclusão deste aspeto, as diferenças prendem-se, principalmente, nas tensões máximas lidas na camada superficial da cartilagem femoral, que diminuem de

~15 MPa para ~6.5 MPa, sendo que as camadas média e profunda mantêm a mesma ordem de valores (~4.5 MPa), diminuindo ligeiramente quando comparadas com o primeiro caso de estudo (diferenciação de camadas, ~5-6 MPa). Na Figura 7.13(b) estão representadas as provas de tensão equivalente semelhantes às efetuadas na Figura 7.8(a) (repetida em Figura 7.13(a)), por forma a comparar as magnitudes de tensão geradas para os mesmos pontos. Verifica-se que as tensões lidas nesta fase não apresentam uma diferença considerável.

No que diz respeito à distribuição de tensões, esta é semelhante para todas as estruturas do joelho, sendo que as maiores magnitudes se encontram na porção mais anterior.

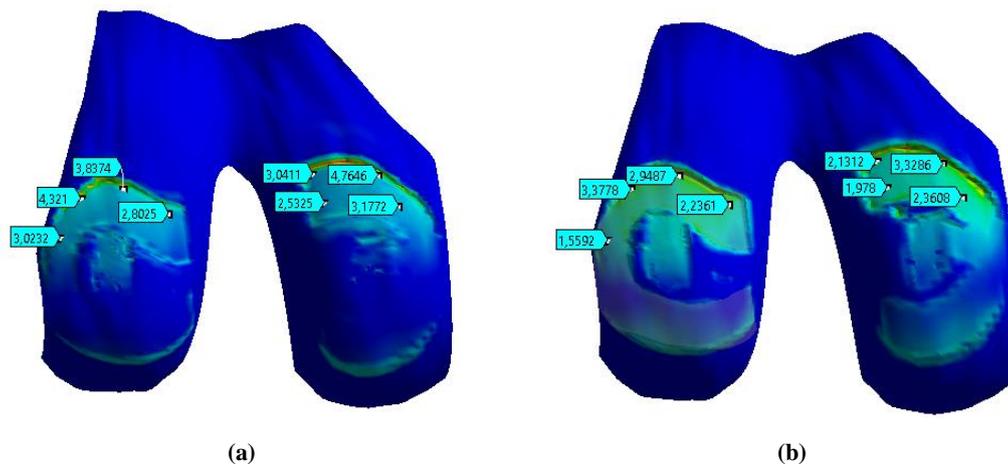


Figura 7.13 - Provas de tensão equivalente ao nível da parte anterior da cartilagem femoral superficial: (a) modelo com diferenciação de camadas; (b) modelo com propriedades mecânicas obtidas experimentalmente para a situação de AP, (valores de tensão em MPa).

[Esta página foi intencionalmente deixada em branco]

Capítulo 8

Discussão dos Resultados

Neste capítulo são discutidos os resultados obtidos nas duas fases do trabalho, apresentando-se as limitações e dificuldades encontradas.

8.1. Ensaios experimentais de compressão em cartilagem de suíno

Foram realizados ensaios de compressão confinada e inconfina da em amostras da cartilagem articular do joelho suíno, por forma a determinar as suas propriedades elásticas (módulo de Young, módulo agregado à compressão e coeficiente de Poisson). Os ensaios foram realizados em duas vertentes: (i) compressão contínua - ensaio típico em mecânica dos materiais; e (ii) tensão-relaxamento - ensaio típico na caracterização das propriedades mecânicas da cartilagem.

Nos ensaios de compressão contínua é aplicado um deslocamento a determinada velocidade e medida a força que o tecido exerce à imposição desse deslocamento. Apesar destes não serem ensaios encontrados na literatura para a caracterização do tecido em estudo, optou-se pela sua realização por serem ensaios convencionais na área da mecânica dos materiais. Os testes foram levados até à rutura ou falha do tecido, por modo a compreender quais as forças e tensões limite do mesmo, dados escassos na bibliografia consultada, salvo Kerin *et al.* (1998). Esta é a situação que se verifica quando ocorrem situações traumáticas de elevada intensidade.

Foram testadas amostras cilíndricas de duas zonas diferentes do fémur, com dois tipos de diâmetro e a duas velocidades de ensaio. Os resultados obtidos demonstram que as duas zonas consideradas no trabalho não apresentam diferenças consideráveis, quer em termos gráficos

ou de força e tensão máxima alcançada, uma vez que, apesar de fazerem parte de cada uma das sub-articulações do joelho, fazem parte do mesmo osso - o fêmur.

A diferenciação de diâmetros mostrou que o tecido suporta entre 1250-4000 N de força, até ocorrerem os primeiros sinais de rutura, dependendo do diâmetro da amostra, sendo que, para um diâmetro maior, a força necessária para a rutura é também maior. Claro está que a tensão encontrada para as amostras de $\varnothing=6$ mm foi mais elevada que a encontrada para as de $\varnothing=10$ mm, uma vez que a tensão aumenta com a diminuição da área de secção da amostra (pela definição de tensão). Apesar dos dados serem um pouco dispersos e variáveis entre si, demonstram uma tensão de falha em média de 63.5 ± 34.6 MPa, o dobro do reportado por Kerin *et al.* (1998) - 35.7 ± 11.0 MPa.

Também as velocidades de ensaio mostraram diferenças consideráveis entre si. A velocidades de ensaio baixas, a cartilagem parece ajustar-se ao deslocamento que gradualmente lhe é imposto, bem como à acumulação da deformação. Quando o tecido se deforma, o fluido intersticial é gradualmente expulso da matriz sólida da cartilagem e é quando se dá a saída de todo o líquido que a força tende a aumentar e o material tende a romper. Os gráficos resultantes parecem apresentar uma zona até à rutura preferencialmente exponencial. Sob cargas dinâmicas rápidas (maior velocidade de ensaio), a cartilagem comporta-se como uma fase única de sólido linear elástico, onde não existe tempo para que o fluido se mova relativamente à matriz sólida - a força máxima é atingida rapidamente, e o material parece aumentar a sua rigidez, cuja resposta resulta em curvas praticamente lineares.

As propriedades mecânicas obtidas a partir da parte linear dos gráficos, neste tipo de ensaios, demonstram uma total incoerência com a literatura. Em mecânica dos materiais, este é o método convencional para a obtenção de propriedades mecânicas. Contudo, pelo facto do tecido em estudo ser bifásico e se comportar como uma “esponja”, estes não são os testes corretos para a determinação das suas propriedades mecânicas, pois parece que apenas são medidas as propriedades da matriz sólida.

Assim sendo, foram realizados os testes em modo tensão-relaxamento, sendo este um método mais comum para a caracterização do tecido em estudo, pois parece retratar aproximadamente o que realmente acontece no tecido aquando a imposição de cargas fisiológicas. Para a cartilagem, a fase de compressão em modo tensão-relaxamento é associada à exsudação do fluido presente no tecido, sendo que a tensão máxima é gerada através da força que o fluido cria na passagem pela ECM, compactando-a. Por outro lado, na fase seguinte, o mesmo é redistribuído através da matriz porosa do tecido, havendo um alívio da tensão gerada. A análise deste processo leva à conclusão de que em condições de carregamento fisiológico, é difícil manter níveis excessivos de tensão ao nível da cartilagem, pois o processo de tensão-relaxamento permite atenuar rapidamente as tensões geradas no tecido.

Os testes de compressão confinada e inconfina permitiram determinar (através da região linear das curvas de tensão-deformação no equilíbrio) os valores de módulo agregado à compressão e módulo de Young, respetivamente. A partir destes foi possível o cálculo do coeficiente de Poisson por um método indireto.

As dificuldades encontradas na condução do ensaio prenderam-se com a impossibilidade de reproduzir o critério de uma nova rampa de compressão segundo a literatura, devido à limitação do equipamento de teste em impor uma condição relativa ao declive da curva força-tempo. Contudo, pensa-se que o método utilizado (através do tempo de relaxamento), conseguiu reproduzir um bom ensaio, sendo que as propriedades encontradas apresentam considerável congruência entre si e com a literatura.

Na Tabela 8.1 encontram-se os valores determinados no presente estudo para cada uma das propriedades referidas, assim como a comparação com os valores encontrados na literatura. Os parâmetros mecânicos encontrados mostram-se dependentes do diâmetro da amostra, contudo, uma vez que se tratavam do mesmo tipo de tecido (cartilagem femoral), os valores do presente estudo encontrados na Tabela 8.1 referem-se à média para os dois tipos de diâmetro.

Tabela 8.1 - Comparação de propriedades mecânicas do presente estudo com a bibliografia consultada.

Referência	Tipo de amostra	E [MPa]	H _A [MPa]	Coeficiente de Poisson	
				Ótico	Indireto
Jurvelin <i>et al.</i> , 1997	Bovino	0.677	0.754	0.185	0.174
Buschmann <i>et al.</i> , 1998	Bovino	-	0.56	-	-
Korhonen <i>et al.</i> , 2002	Bovino	0.31	0.34	0.21	0.26
Jurvelin <i>et al.</i> , 2003	Humano	0.581	0.845	-	0.158
Presente estudo	Suíno	0.3886	0.4777	-	0.2552

Os resultados apresentados demonstram coerência com os dados da literatura, principalmente com o estudo de Korhonen *et al.* (2002). De notar que a maior parte da literatura encontrada testa amostras de cartilagem de bovino. Os resultados do presente estudo demonstram que a cartilagem de suíno pode ser igualmente válida na comparação com o tecido humano.

Toda a análise da resposta em equilíbrio do tecido foi baseada na suposição da isotropia do material, sendo esta uma abordagem muito comum entre os vários investigadores para os testes de compressão confinada e inconfina e que parece cumprir satisfatoriamente os requisitos. Não foram realizados os testes de indentaçã, uma vez que existiram dificuldades na recolha de cartilagem intacta (cartilagem agarrada a osso), como relatado na secçã 5.2. Contudo, Korhonen *et al.* (2002) reporta que os parâmetros elásticos são dependentes da

técnica de medida e que um modelo isotrópico não pode ser universalmente empregue na caracterização da cartilagem articular, pois, apesar da resposta em equilíbrio na compressão confinada e inconfineda ser satisfatoriamente descrita por um modelo elástico isotrópico, os seus resultados demonstram propriedades mais elevadas para o teste de indentação, assim como dependência do tamanho/diâmetro do indentador.

Posto isto, os resultados do presente estudo devem ser comparados com uma abordagem mais realista através da suposição de modelos viscoelásticos que incluam a permeabilidade do tecido, bem como a dependência do tempo relativa ao fluxo do fluido intersticial através da matriz sólida.

8.2. Simulação Numérica

Um modelo 3D de elementos finitos da articulação do joelho foi usado com o objetivo de comparar o comportamento da cartilagem articular numa situação normal e de osteoartrose, e ainda para introdução de propriedades mecânicas adquiridas através de métodos experimentais convencionais. O modelo das cartilagens foi trabalhado no sentido de aproximar a sua estrutura à da cartilagem real, sendo, por isso, dividido em três camadas representativas de três zonas distintas do tecido, que apresentam propriedades e comportamentos diferentes. O objetivo de todo o trabalho está imposto na conjugação entre a experimentação e a simulação numérica, visando a evolução no estudo do comportamento mecânico da cartilagem articular do joelho, uma vez que este tecido está naturalmente sujeito a cargas contínuas.

Foi feita uma análise estrutural estática, sendo estudadas três situações relativas a três subfases da fase de apoio do ciclo de marcha - AP, AC e AD, (Y. Guo *et al.*, 2009; Thambyah *et al.*, 2005). Uma vez que foram retirados os ligamentos, para as três situações foi utilizada a mesma geometria da articulação admitindo a perna completamente estendida, sendo apenas diferenciadas as forças de aplicação. Os resultados revelam que, ao caminhar, a situação de AP é a mais estável na zona do joelho, sendo nela que se encontram os valores mais baixos de tensão ao nível dos constituintes da articulação. Uma vez que as situações de AC e AD estão associadas a uma imposição de força superior, ao nível da articulação tíbio-femoral, as tensões geradas nestas fases são mais elevadas, pois o aumento da força aplicada leva ao aumento da tensão associada a essa força, segundo a definição de tensão. A comparação entre as três fases de estudo pode ser consultada através do gráfico da Figura 8.1.

Os valores mais críticos de tensão estão associados aos meniscos, o que seria de esperar devido à sua função de amortecimento do peso da articulação. Contudo, e como já referido, são demasiado elevados quando comparados com a literatura. Uma análise mais detalhada verifica que a distribuição é concentrada num ponto específico, nas arestas vivas da geometria, que não correspondem na realidade ao menisco. Por esta não ser a estrutura de maior interesse

no trabalho, estes valores foram desconsiderados, e provou-se que a região em contacto com as cartilagens correspondia a valores de tensão dentro do esperado.

No que diz respeito à cartilagem, verifica-se que as tensões são superiores sempre ao nível da camada superficial, quer para a cartilagem femoral, como para a tibial, pensando-se que, por esta razão, o desgaste do tecido se inicia desde a cápsula articular até ao osso subcondral, dando aparecimento a defeitos de osteoartrose.

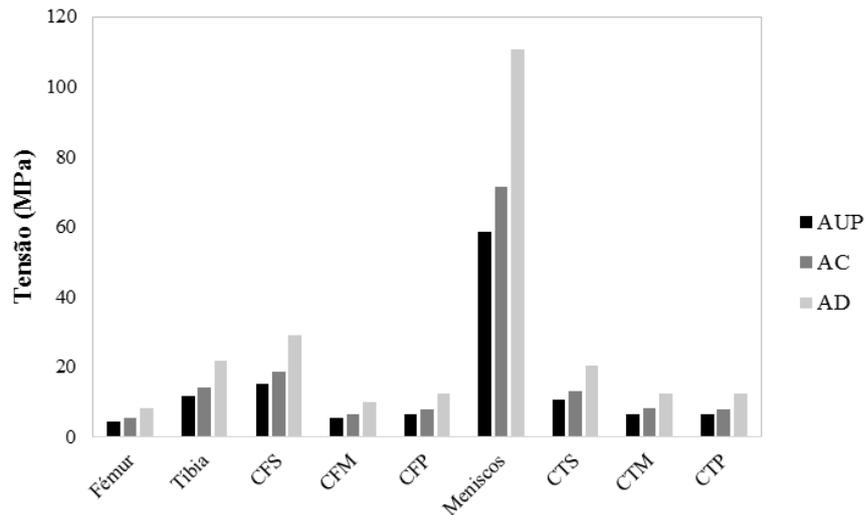


Figura 8.1 - Comparação das tensões máximas geradas em cada estrutura do joelho, para cada uma das subfases de apoio do ciclo de marcha.

As primeiras mudanças degenerativas da cartilagem são desenvolvidas principalmente na parte medial da cartilagem femoral, segundo Mononen *et al.*, (2011 e 2012). Os resultados apresentados no presente estudo não são propriamente claros, apenas pela visualização da distribuição de tensões (Figura 7.7). Por outro lado, as provas de tensão equivalente também não sugerem uma diferença considerável entre as tensões do lado medial e lateral da cartilagem femoral (Figura 7.8(a)). Contudo, atendendo ao imposto na literatura, foi feita a incorporação da iniciação de um defeito ao nível da camada superficial da cartilagem femoral, no lado medial do modelo de elementos finitos, (Abbass & Abdulateef, 2012; Mononen *et al.*, 2011 e 2012). Com isto foi possível perceber que há uma redistribuição das tensões quando a cartilagem sofre desgaste, havendo uma maior concentração das mesmas ao nível da zona afetada e, principalmente, na interface entre o tecido saudável e osteoartrítico, o que vai de encontro com os estudos de Abbass & Abdulateef (2012) e Mononen *et al.* (2011 e 2012). De notar que Mononen *et al.* (2012) utiliza um modelo constitutivo poroviscoelástico reforçado com fibras, estudando várias formas de distribuição das fibras de colagénio na estrutura da cartilagem. No presente caso de estudo, foi utilizado um modelo 3D mais simples sem a consideração das fibras de colagénio, contudo, os resultados são aproximados ao estudo

referido, o que pode significar que uma abordagem mais simples e menos complexa resulta igualmente na caracterização do tecido.

As mudanças verificadas para o caso do efeito da OA, devem-se à diminuição das propriedades mecânicas da cartilagem na zona do defeito, sendo que o tecido se torna mais propenso à degeneração, experimentando tensões mais elevadas. As camadas média e profunda não apresentam diferenças significativas quer nos máximos de tensão lida, quer na distribuição de tensão sobre a geometria. No entanto, as provas de tensão equivalente indicam um ligeiro aumento da tensão gerada ao nível da zona do defeito construído (Figura 7.11), sendo que na interface osso-cartilagem, as tensões se verificam ligeiramente superiores. Tudo isto sugere que a iniciação da OA superficialmente, afeta todo o tecido ao longo do tempo.

O objetivo de aliar uma componente experimental a um modelo de elementos finitos, visa a introdução de propriedades mecânicas que são de facto relativas ao tecido em estudo, por forma a validar o modelo testado com propriedades bibliográficas.

Desde logo se impõe a credibilidade de estabelecer tais condições, uma vez que a parte experimental do trabalho incidiu no estudo de propriedades mecânicas da cartilagem de suíno e não de humano. Salienta-se que os objetivos da utilização de cartilagem de suíno prendem-se nos seguintes aspetos: (i) validação dos métodos de ensaio; (ii) comparação com propriedades de tecido humano por forma a verificar se o tecido animal pode ser um substituto no estudo de propriedades mecânicas. Assim sendo, nesta fase de trabalho, foram introduzidas as propriedades encontradas experimentalmente para a cartilagem femoral, no modelo tridimensional de elementos finitos desta estrutura, e simuladas as mesmas condições de carregamento (situação de AP). Existe a noção de que as propriedades agora inseridas, dizem respeito a um modelo linear elástico isotrópico ao contrário daquelas inicialmente atribuídas que, para as camadas superficial e profunda, diziam respeito a um modelo isotrópico transversal, dando ênfase à dependência da direção.

De uma forma geral, as tensões são principalmente alteradas ao nível da cartilagem femoral (onde foram alteradas as propriedades mecânicas) e dos meniscos, cuja tensão máxima é superior, mas na mesma concentrada num único ponto, fora da região de interesse. As diferenças encontradas na cartilagem femoral são bem visíveis nas máximas tensões encontradas na camada superficial, sendo que a mesma diminui significativamente; bem como nas deformações encontradas para todas as camadas que aumentam em geral. Estas diferenças podem prender-se em dois factos: (i) as propriedades inseridas não serem relativas a material humano; e/ou (ii) modelo constitutivo diferente. No entanto, a prova de tensão efetuada para comparação das tensões nos mesmos pontos (Figura 7.13) demonstra que as tensões não são significativamente diferentes. Mais uma vez, pode ser colocado em causa que a aplicação de um modelo mais simples pode ser suficiente para a caracterização do tecido. E ainda, em conjunto com a concordância de resultados encontrados na fase experimental, que este pode

ser um contributo para a demonstração de que o tecido de suíno é válido para caracterização mecânica da cartilagem articular, não apresentando diferenças significativas de estrutura, propriedades mecânicas ou tensões geradas, com o tecido humano.

A comparação entre as tensões máximas calculadas para os três casos de estudo (secção 7.1., 7.2. e 7.3.) pode ser consultada através do gráfico da Figura 8.2.

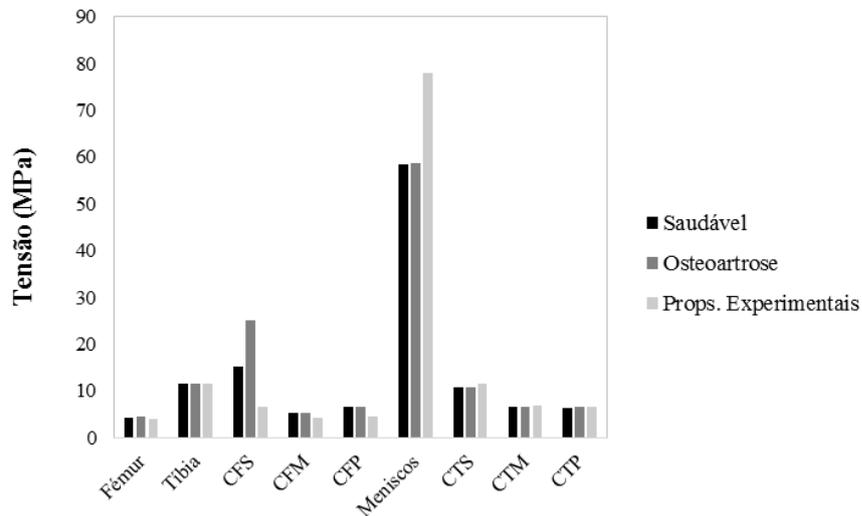


Figura 8.2 - Comparação das tensões máximas geradas em cada estrutura do joelho para cada um dos casos de estudo.

8.2.1 Validação do modelo de elementos finitos

Do ponto de vista bibliográfico, o modelo foi validado por comparação com os modelos dos trabalhos que constituíram a base do presente estudo (Abbass & Abdulateef, 2012; Dabiri & Li, 2013; Y. Guo *et al.*, 2009; John *et al.*, 2013; Kubícek & Florian, 2009; Mononen *et al.*, 2011 e 2012; Shirazi & Shirazi-Adl, 2009; Vidal *et al.*, 2007, entre outros) tendo-se verificado uma boa concordância na magnitude das tensões nas regiões de interesse, ao longo das cartilagens e ossos do joelho. Em relação aos meniscos, apesar destes apresentarem tensões máximas que saem da gama de valores apresentadas na bibliografia, as provas de tensão equivalente demonstraram que, na região de interesse (faces dos meniscos), as magnitudes das tensões geradas estão em conformidade com a literatura.

[Esta página foi intencionalmente deixada em branco]

Capítulo 9

Conclusão e Trabalho Futuro

O principal objetivo desta dissertação prendeu-se no ganho de uma compreensão mais detalhada acerca das propriedades mecânicas da cartilagem articular, por ser um tecido constantemente sujeito a cargas fisiológicas, que se degenera ao longo do tempo e no qual a regeneração é limitada. Sendo assim, a motivação de todo o trabalho focou-se em conhecer e compreender a mecânica deste tecido no seu estado saudável, considerando-se que esta é a base para o início da sua investigação experimental.

A articulação do joelho foi a escolhida por ser complexa e estar associada a um elevado número de lesões. A cartilagem articular tem no joelho um papel importante relacionado com a suavização do contacto entre os ossos, facilitando assim o movimento e distribuindo a carga.

A aliança entre uma componente experimental e uma outra de simulação numérica tridimensional mostrou-se relevante no sentido de completar a descrição do comportamento do tecido face à imposição de cargas específicas.

Muitos têm sido os autores que ao longo dos anos procuraram caracterizar a cartilagem através de ensaios de compressão em cartilagem animal e/ou humana. Sabe-se de antemão que este é um tecido heterogéneo e anisotrópico, mas a suposição do mesmo como homogéneo linear isotrópico é muitas vezes empregue. O presente estudo não foi exceção, procurando iniciar a investigação da cartilagem por via experimental por uma forma mais simples e tentando encontrar coerência com a literatura consultada.

A afinação dos ensaios mecânicos exigiu algum esforço em várias etapas como o método de recolha de amostras, construção da câmara de confinamento e cilindros de compressão porosos para a saída do fluido do tecido durante a compressão, e ainda protocolos de ensaio. Face aos resultados obtidos para os métodos de tensão-relaxamento, considera-se que o objetivo foi cumprido, uma vez que existe uma boa coerência das propriedades mecânicas

encontradas, com a literatura consultada. Já o ensaio de compressão contínua mostrou-se um desafio na compreensão dos seus resultados e impôs-se várias vezes a questão da sua utilidade na caracterização da cartilagem. Foi realizado por ser um ensaio comum na área da mecânica dos materiais, contudo, pensa-se que, neste caso, servirá apenas para perceber o comportamento do tecido em condições limite - casos raros para carregamentos fisiológicos devido ao fenómeno de tensão-relaxamento natural do tecido.

Os métodos de recolha de amostras de cartilagem intacta (cartilagem agarrada ao osso) mostraram-se também um desafio, uma vez que o encontrado como certo não é propriamente reprodutível. Sendo assim, nesta fase foi excluída a hipótese de realização de testes de indentação, uma vez que os mesmos são feitos em amostras deste tipo, e realizados aqueles que exigiam apenas discos de cartilagem (compressão confinada e inconfina).

Foi escolhida a cartilagem de suíno por não serem encontrados muitos estudos que referenciem este tecido, procurando conhecer se o mesmo poderia ser válido como substituto para a caracterização do tecido e, futuramente, para testes que envolvam a validação de métodos de reparação e regeneração do mesmo. Revelou-se que as propriedades encontradas não são significativamente diferentes das encontradas por outros autores para origens de tecido diferentes, o que indica que o presente trabalho percorreu um bom caminho neste objetivo.

A simulação numérica pelo método dos elementos finitos revelou-se uma ferramenta indispensável na demonstração do comportamento estático do joelho, uma vez que a resposta das suas estruturas foi avaliada por meio de um modelo tridimensional, que proporcionou o conhecimento das tensões e deformações que lhes estão associadas em determinadas fases de uma simples atividade quotidiana - a marcha. Também a caracterização da principal patologia associada ao tecido em foco neste trabalho (osteoartrose) sugere a necessidade de compreender como a mesma afeta os tecidos circundantes e o próprio tecido, podendo este tornar-se um método para prever antecipadamente o resultado das técnicas cirúrgicas atualmente empregues, bem como a imposição de materiais de reconstrução, quer biológicos ou artificiais. Ou seja, a validação de um modelo como este permite a introdução de novas propriedades mecânicas nos diferentes tecidos, assim como o teste de novos materiais para regeneração ou reconstrução de uma articulação danificada, o que pode ser de grande interesse para a comunidade clínica.

O presente modelo foi validado com os dados bibliográficos consultados. Esta é uma forma bastante comum de validação entre as várias áreas de investigação, contudo, sempre que possível deve ser considerada uma validação experimental.

O modelo 3D da cartilagem não se encontra ainda no seu estado mais otimizado, contudo, a abordagem adotada é considerada como uma primeira fase na construção de uma estrutura próxima ao tecido real, onde foi possível perceber a distribuição de tensões ao longo do tecido, que é composto na sua essência por três zonas distintas.

Em suma, este trabalho é um contributo na determinação de propriedades mecânicas da cartilagem articular, bem como na caracterização do seu comportamento, prevendo-se ser um ponto de partida para a criação de uma unidade funcional que permita analisar efeitos implícitos a situações específicas de carga fisiológica normal ou acidental, que pode levar à falha do tecido; bem como analisar possíveis materiais para a regeneração e/ou reconstrução da cartilagem.

9.1. Perspetivas futuras

A metodologia adotada ao longo da dissertação produziu resultados satisfatórios e promissores. No entanto, o trabalho poderá ser melhorado e enriquecido se exploradas as seguintes sugestões:

- Os métodos de recolha devem ser melhorados na medida de reproduzir um compromisso entre qualidade e quantidade de amostras. É necessário encontrar uma forma onde seja possível a obtenção de um número considerável de cilindros de cartilagem intacta com osso subcondral, tanto do fémur, como da tíbia. Salienta-se que uma boa análise estatística pressupõe um número de amostras elevado;
- Após afinação dos métodos de recolha, deve ser procedida a recolha de amostras de tecido humano e, assim, realizar a comparação entre este e tecido de suíno;
- Devem ser realizados testes de indentação com aplicação de modelos constitutivos isotrópicos, por forma a comparar com as propriedades obtidas pelos métodos de compressão confinada e inconfinaada;
- Numa fase posterior, implementar a aplicação de modelos viscoelásticos mais complexos ao estudo experimental da cartilagem.

- A geometria do modelo 3D de elementos finitos deve ser melhorada ao nível dos meniscos, pelas razões apresentadas ao longo do trabalho, bem como com a incorporação dos ligamentos que permitirá avaliar tensões quando estão implícitos ângulos específicos e rotações do joelho;
- O modelo da cartilagem deve evoluir no sentido de incorporação das fibras de colagénio com orientação específica em cada zona, por forma a perceber como as mesmas se comportam durante o carregamento, caminhando para a estrutura real do tecido;
- Estudo de situações dinâmicas;
- Incorporação de propriedades mecânicas de possíveis materiais para a reconstrução de um defeito na cartilagem.

[Esta página foi intencionalmente deixada em branco]

Anexos

Anexo A - Distribuição de tensões e deformações em joelho com diferenciação da cartilagem por camadas

A.1. Ossos

A.1.1. Situação de apoio do calcanhar

A.1.2. Situação de apoio dos dedos

A.2. Meniscos

A.2.1. Situação de apoio do calcanhar

A.2.2. Situação de apoio dos dedos

A.3. Cartilagens Tibiais

A.3.1. Situação de apoio do calcanhar

A.3.2. Situação de apoio dos dedos

A.4. Cartilagens Femorais

A.4.1. Situação de apoio do calcanhar

A.4.2. Situação de apoio dos dedos

Anexo B - Distribuição de tensões e deformações em joelho com propriedades experimentais para a cartilagem femoral (situação de AP)

B.1. Ossos

B.2. Meniscos

B.3. Cartilagens Tibiais

Anexo A - Distribuição de tensões e deformações em joelho com diferenciação da cartilagem por camadas

A.1. Ossos

A.1.1. Situação de apoio do calcânhar

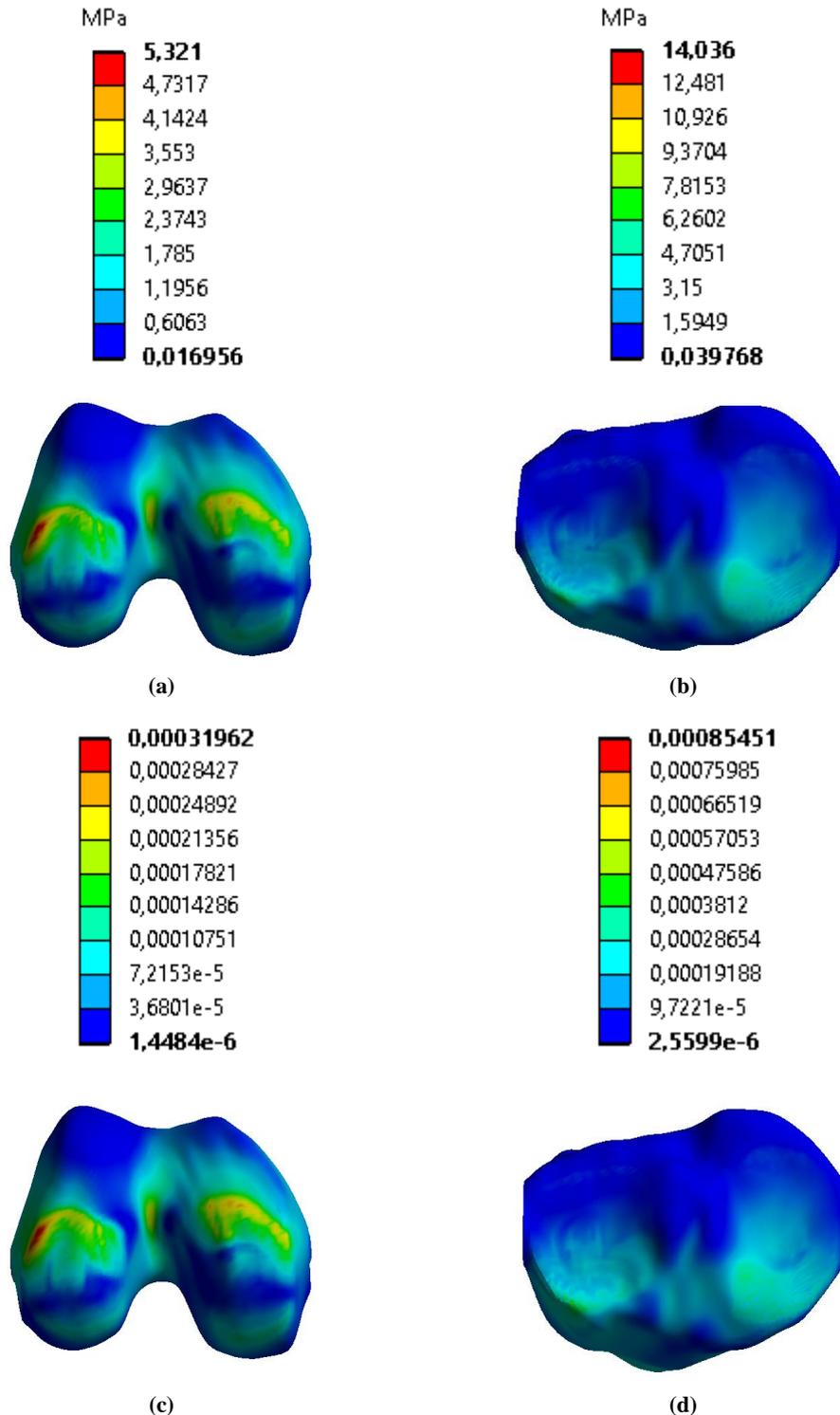


Figura A.1 - Distribuição das tensões (em cima) e deformações (em baixo) de von Mises nos ossos em joelho com diferenciação da cartilagem por camadas para a situação de AC: (a) e (c) côndilos do fêmur; (b) e (d) topo da tibia.

A.1.2. Situação de apoio dos dedos

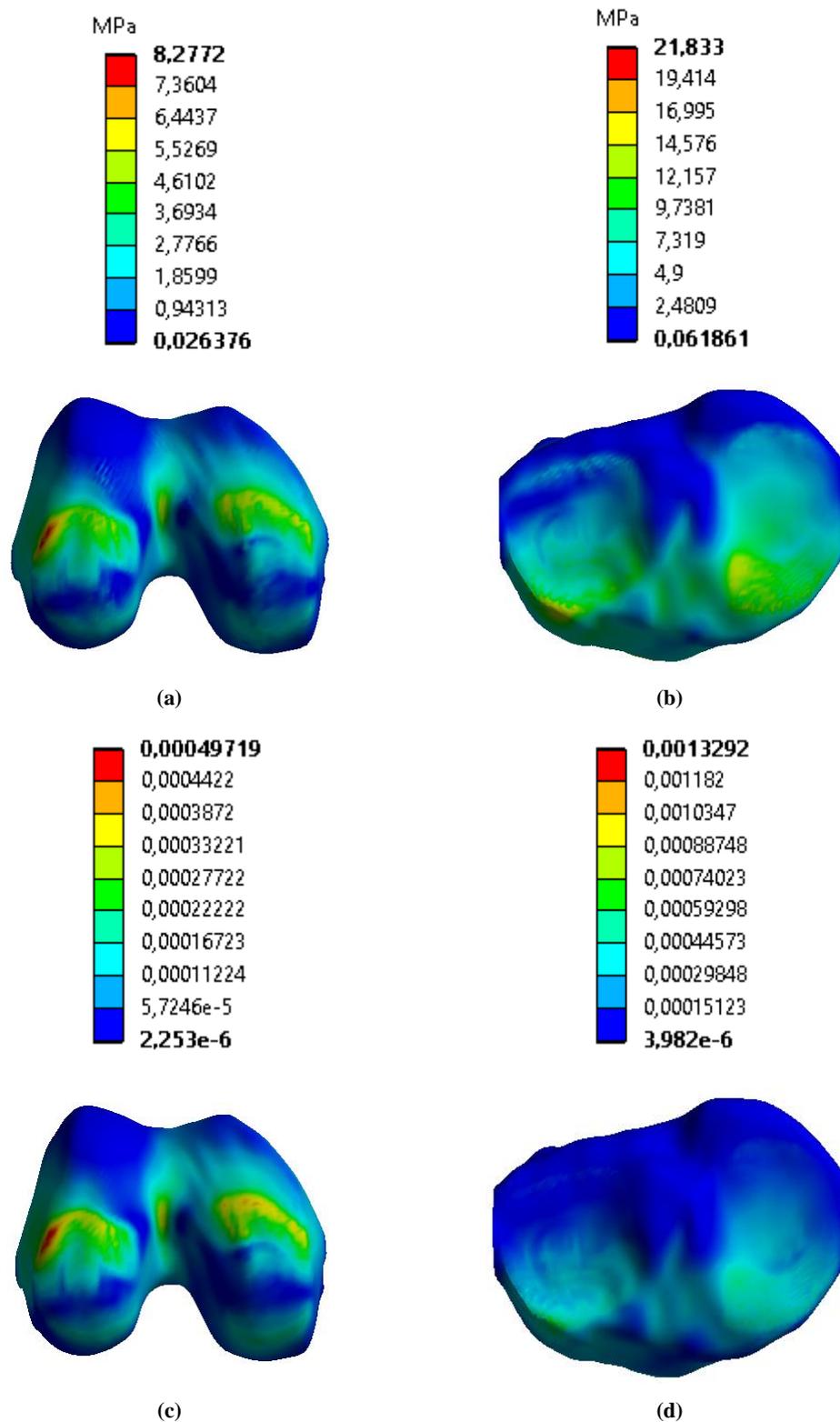


Figura A.2 - Distribuição das tensões (em cima) e deformações (em baixo) de von Mises nos ossos em joelho com diferenciação da cartilagem por camadas para a situação de AD: (a) e (c) côndilos do fêmur; (b) e (d) topo da tíbia.

A.2. Meniscos

A.2.1. Situação de apoio do calcânhar

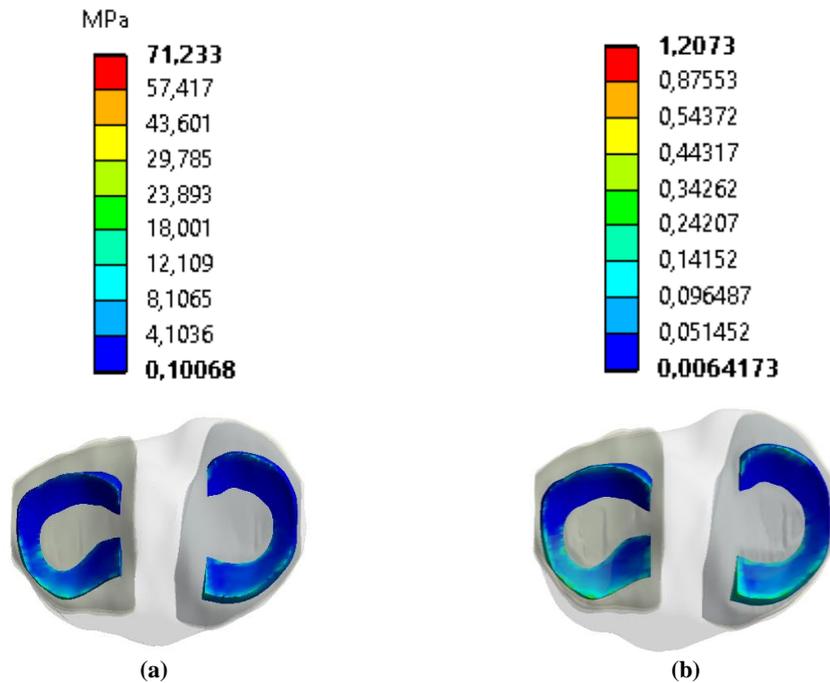


Figura A.3 - Distribuição das tensões, (a), e deformações, (b), de von Mises nos meniscos em joelho com diferenciação da cartilagem por camadas para a situação de AC.

A.2.2. Situação de apoio dos dedos

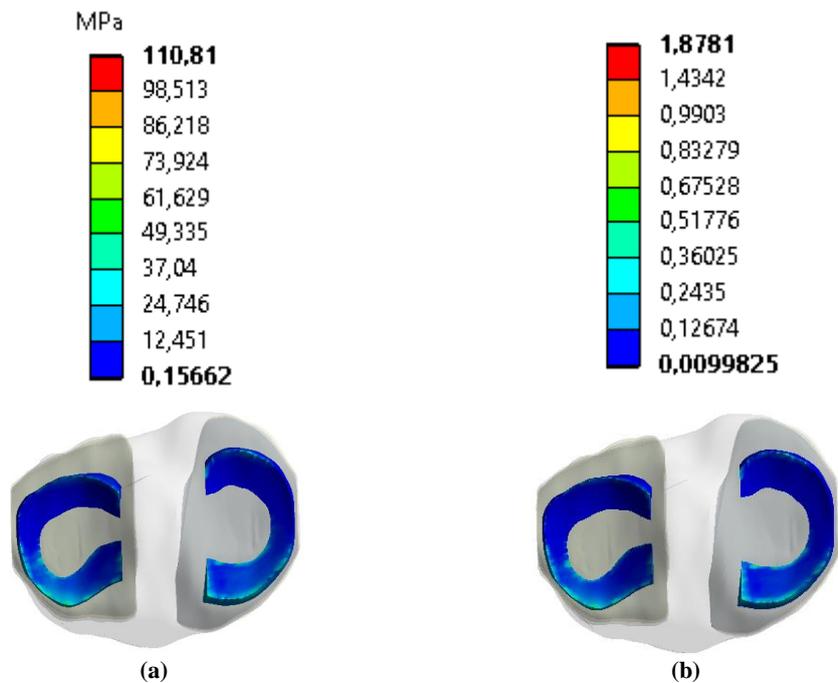


Figura A.4 - Distribuição das tensões, (a), e deformações, (b), de von Mises nos meniscos em joelho com diferenciação da cartilagem por camadas para a situação de AD.

A.3. Cartilagens Tibiais

A.3.1. Situação de apoio do calcânhar

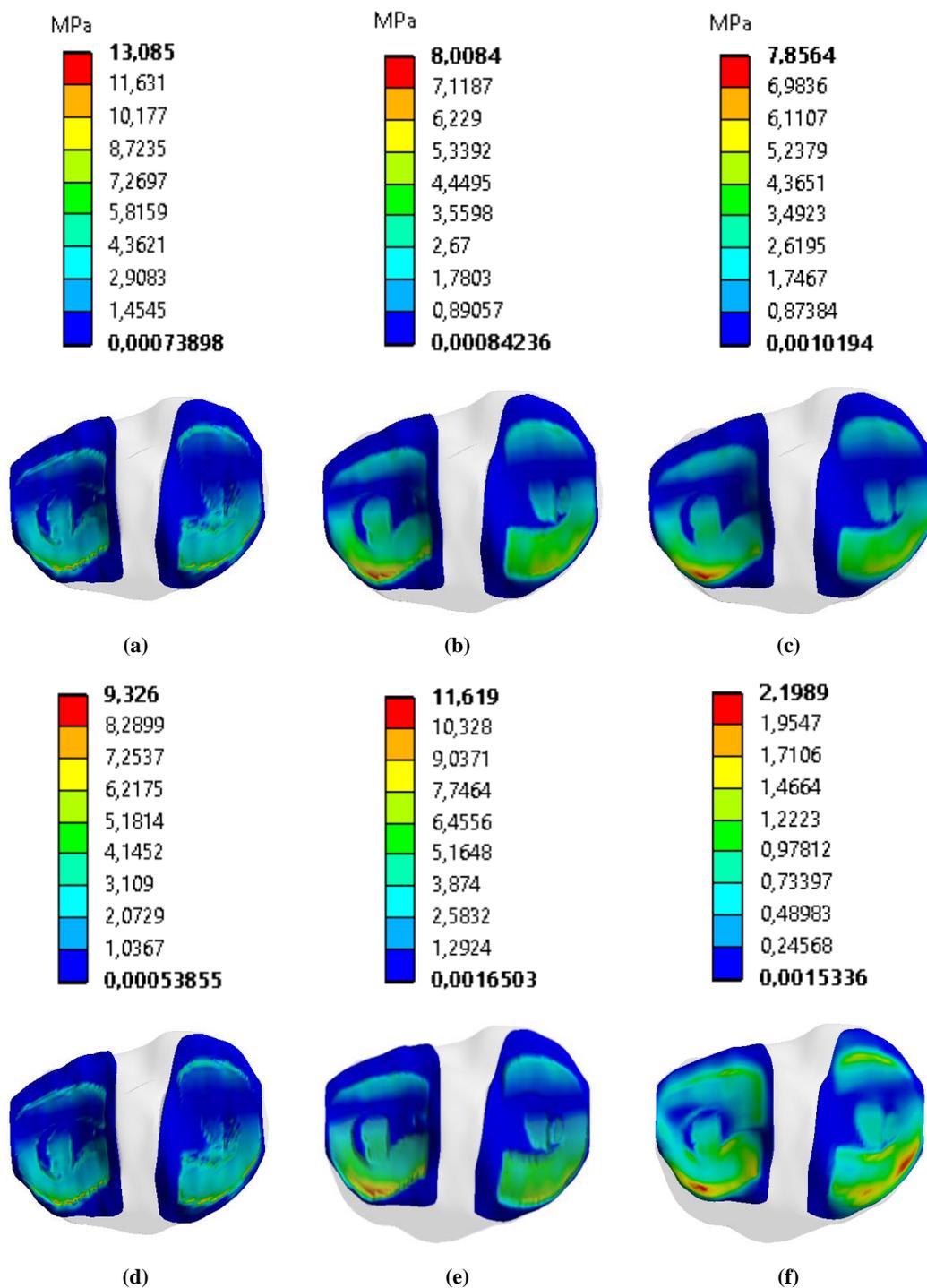


Figura A.5 - Distribuição das tensões (em cima) e deformações (em baixo) de von Mises nas cartilagens tibiais em joelho com diferenciação da cartilagem por camadas para a situação de AC: (a) e (d) camada superficial; (b) e (e) camada média; (c) e (f) camada profunda.

A.3.2. Situação de apoio dos dedos

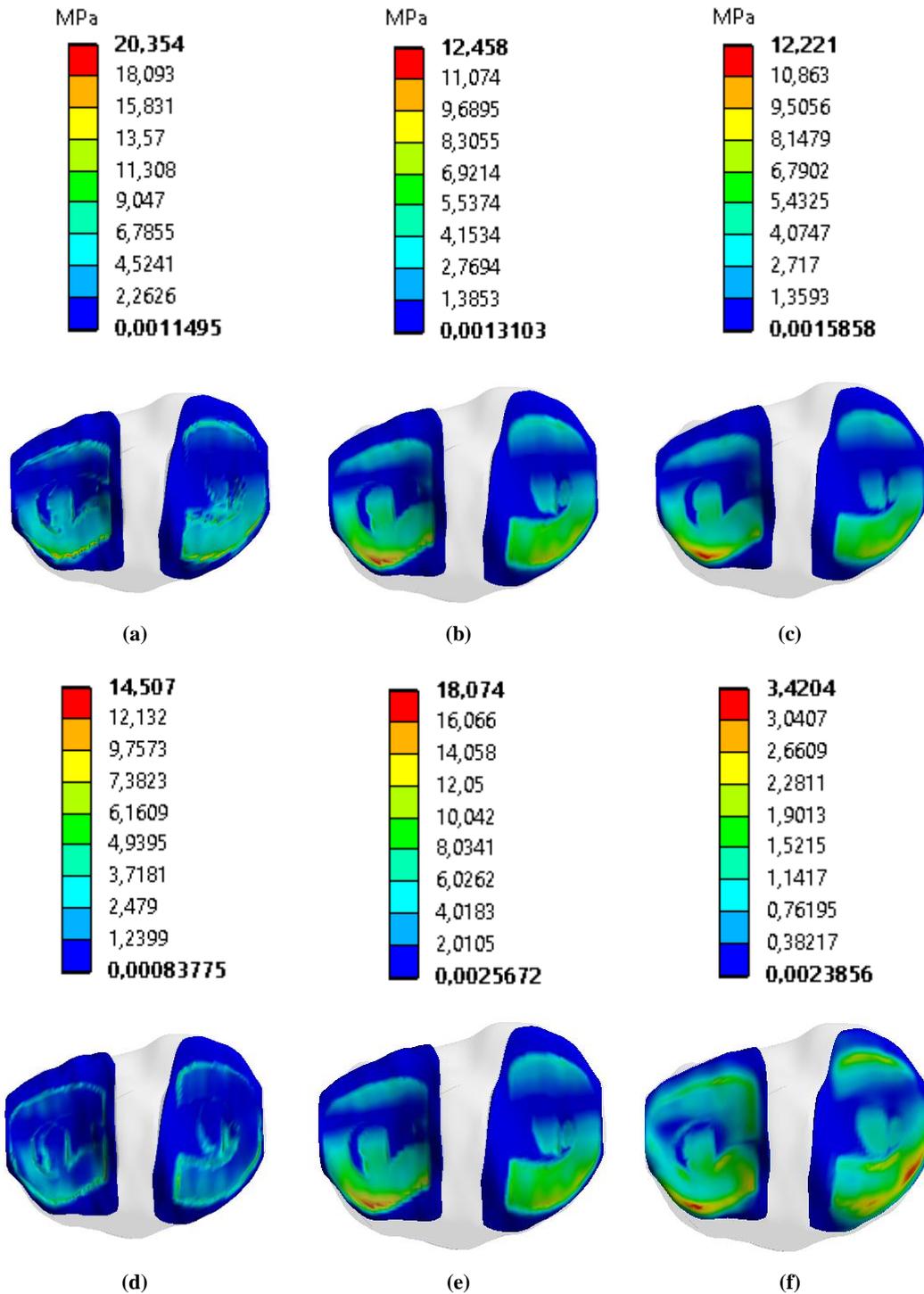


Figura A.6 - Distribuição das tensões (em cima) e deformações (em baixo) de von Mises nas cartilagens tibiais em joelho com diferenciação da cartilagem por camadas para a situação de AD: (a) e (d) camada superficial; (b) e (e) camada média; (c) e (f) camada profunda.

A.4. Cartilagens Femorais

A.4.1. Situação de apoio do calcânhar

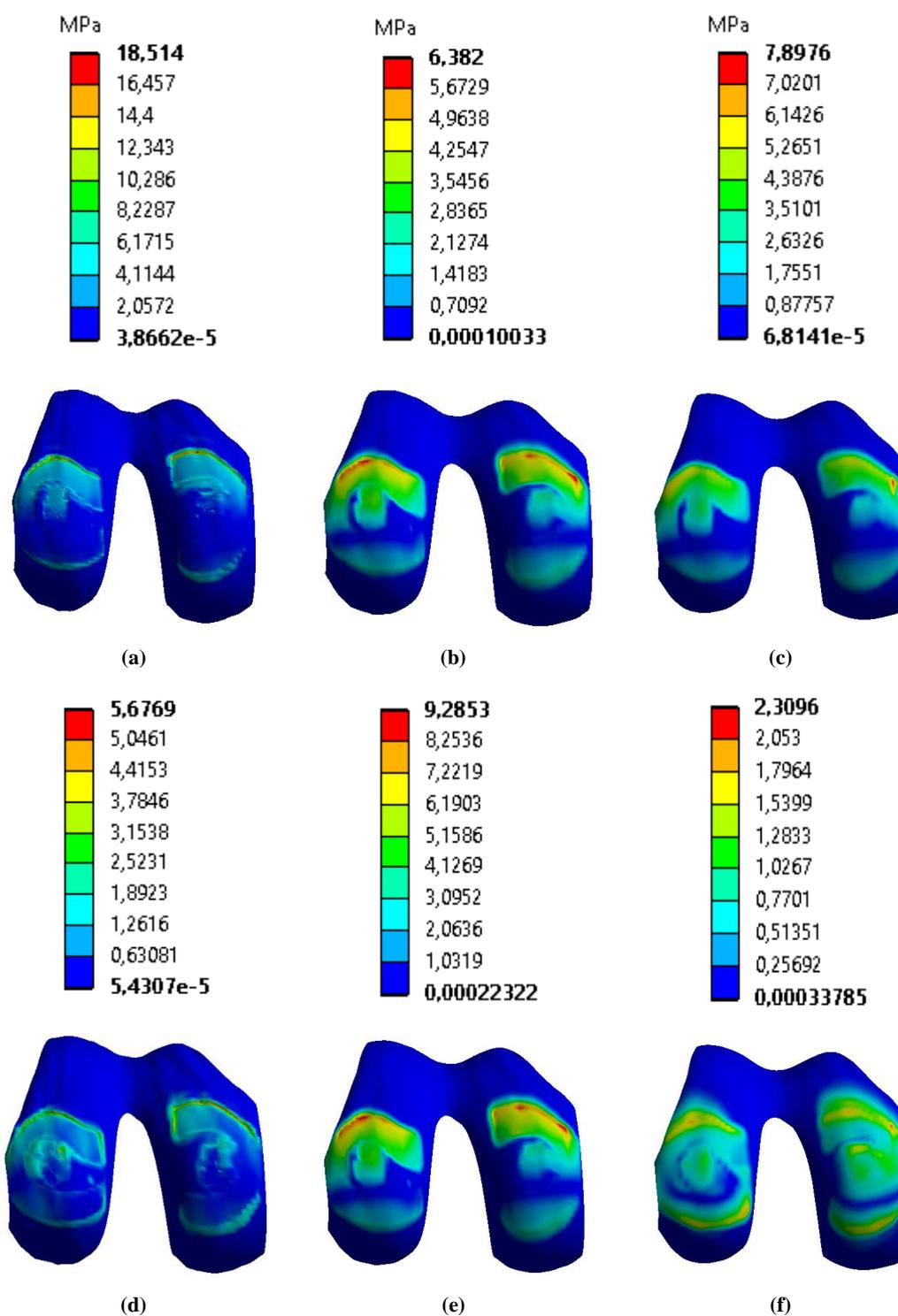


Figura A.7 - Distribuição das tensões (em cima) e deformações (em baixo) de von Mises nas cartilagens femorais em joelho com diferenciação da cartilagem por camadas para a situação de AC: (a) e (d) camada superficial; (b) e (e) camada média; (c) e (f) camada profunda.

A.4.2. Situação de apoio dos dedos

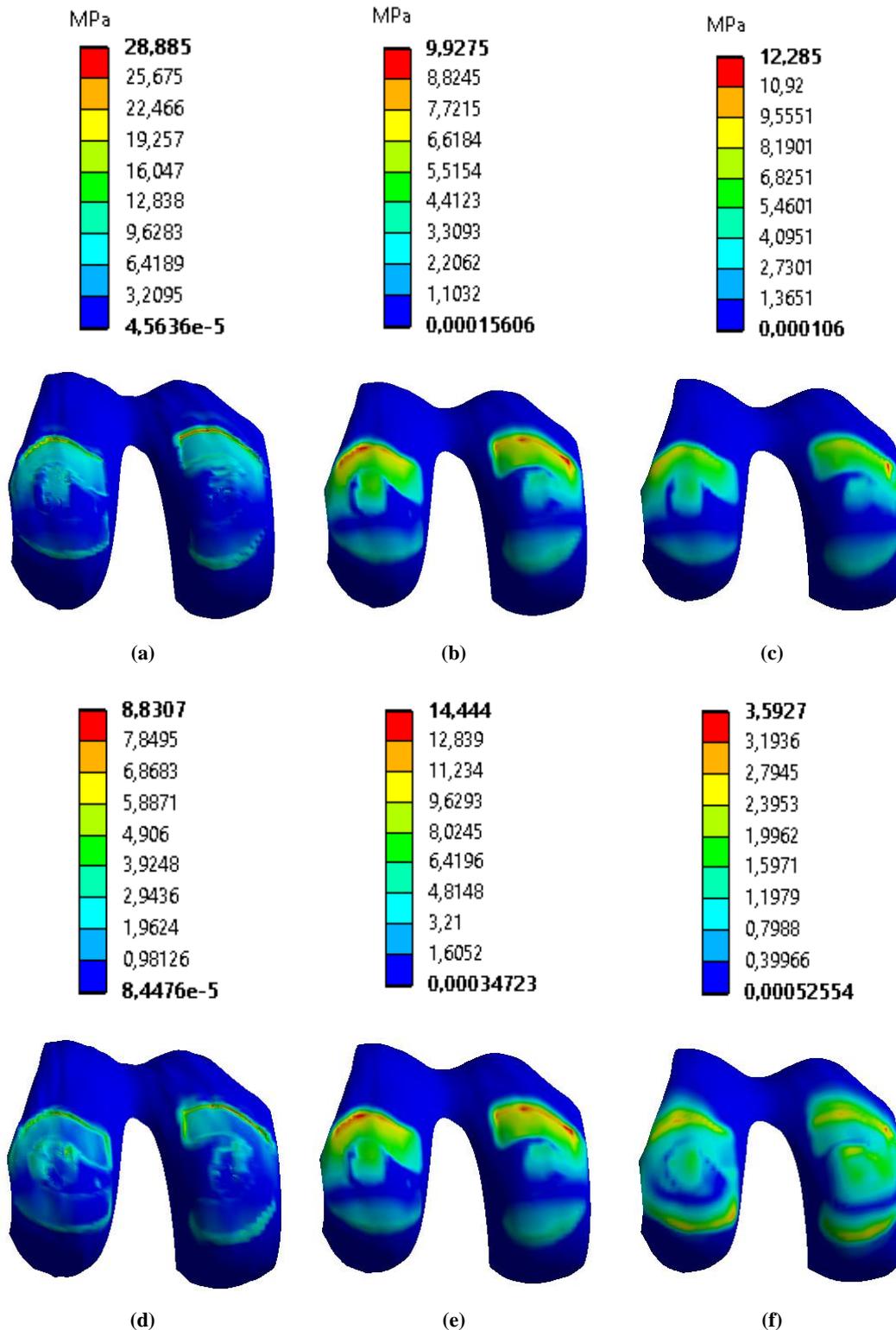


Figura A.8 - Distribuição das tensões (em cima) e deformações (em baixo) de von Mises nas cartilagens femorais em joelho com diferenciação da cartilagem por camadas para a situação de AD: (a) e (d) camada superficial; (b) e (e) camada média; (c) e (f) camada profunda.

Anexo B - Distribuição de tensões e deformações em joelho com propriedades experimentais para a cartilagem femoral (situação de AP)

B.1. Ossos

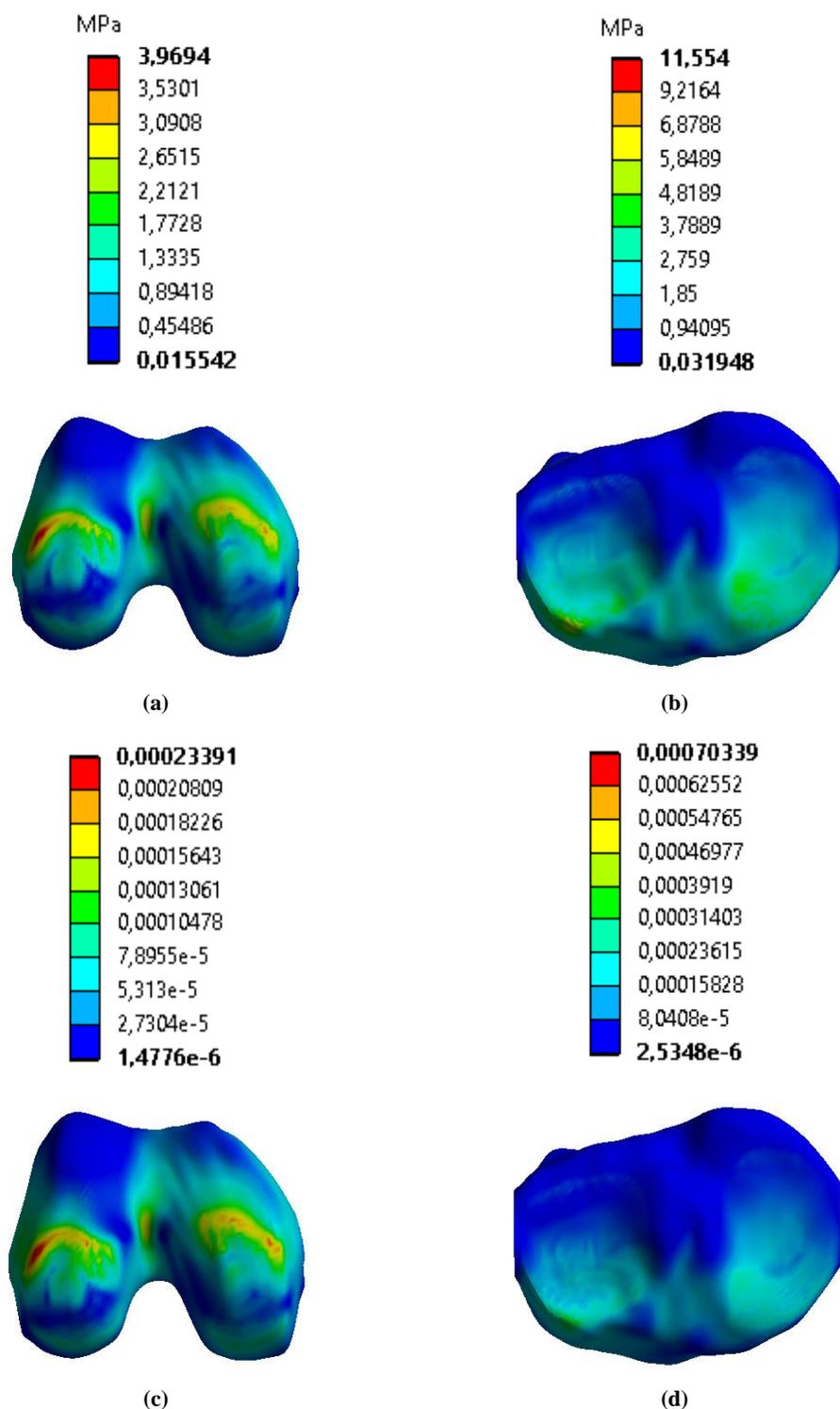


Figura B.1 - Distribuição das tensões (em cima) e deformações (em baixo) de von Mises nos ossos em joelho com propriedades experimentais para a situação de AP: (a) e (c) côndilos do fêmur; (b) e (d) topo da tíbia.

B.2. Meniscos

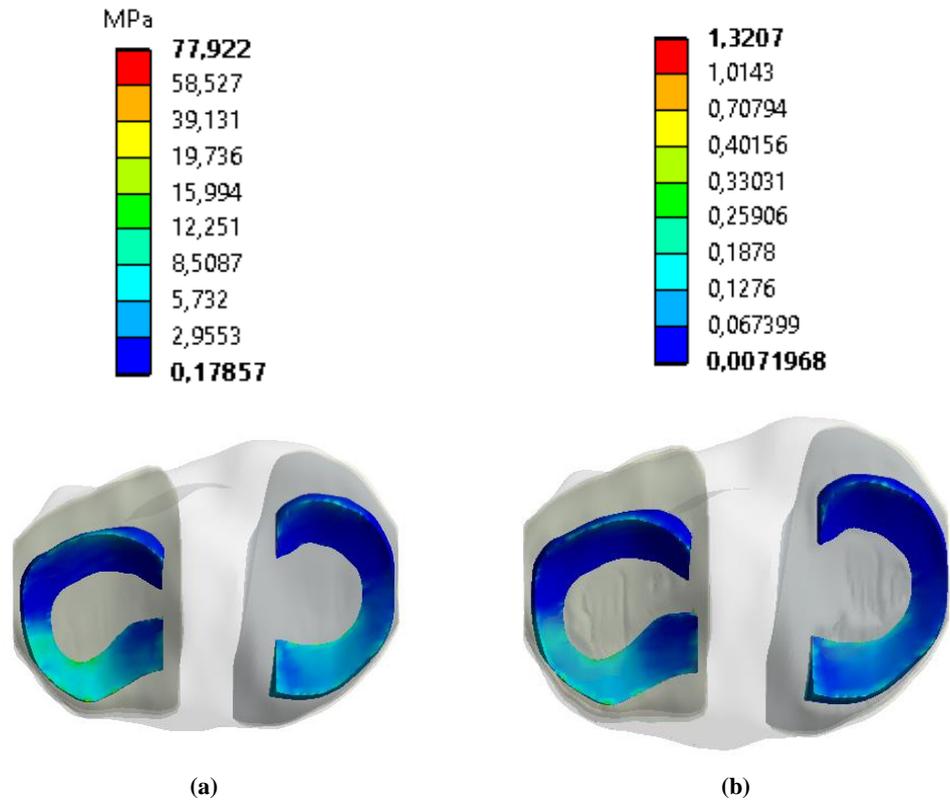


Figura B.2 - Distribuição das tensões, (a), e deformações, (b), de von Mises nos meniscos em joelho com propriedades experimentais para a situação de AP.

B.3. Cartilagens Tibiais

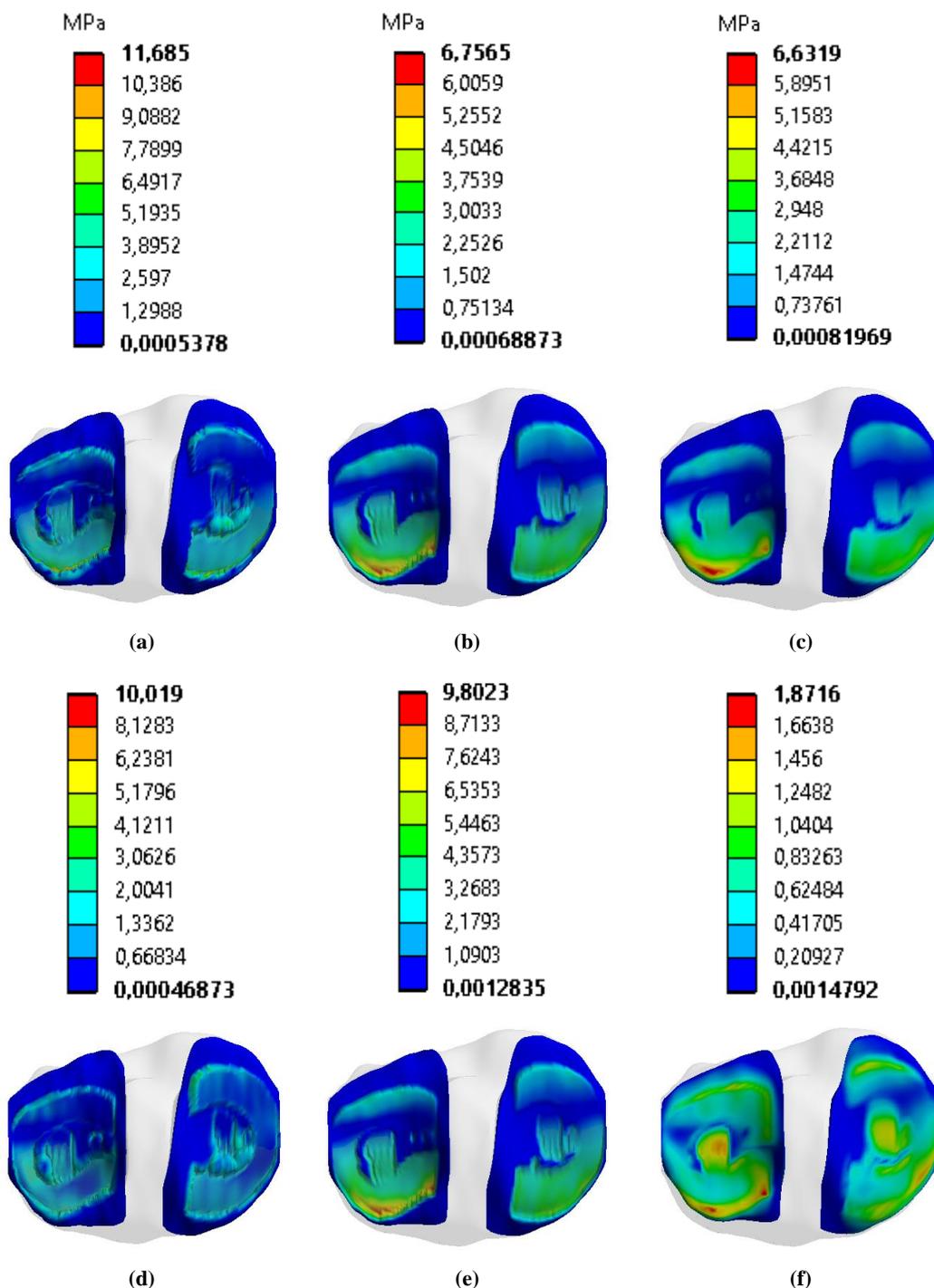


Figura B.3 - Distribuição das tensões (em cima) e deformações (em baixo) de von Mises nas cartilagens tibiais em joelho saudável para a situação de AP: (a) e (d) camada superficial; (b) e (e) camada média; (c) e (f) camada profunda.

[Esta página foi intencionalmente deixada em branco]

Glossário de Termos

Termo	Definição
Ácido Hialurônico	Bio polímero de textura viscosa existente no líquido sinovial sendo importante na constituição da articulação; possui a capacidade de se associar a proteínas para formar agregados moleculares.
Anisotropia	Comportamento apresentado por um material ou substância cujas propriedades físicas ou mecânicas variam com a direção.
Artrite	Inflamação das articulações.
Colagênio	Proteína de importância fundamental na constituição da matriz extracelular do tecido conjuntivo, sendo responsável por grande parte das suas propriedades físicas.
Epidemiologia	Ciência que estuda quantitativamente a distribuição dos fenômenos de saúde/doença, bem como as suas causas, na população humana.
Exsudação	Saída de líquidos orgânicos através das paredes de tecidos ou membranas celulares.
Fibrilação	Alterações degenerativas iniciais da doença de osteoartrose, marcada pelo amolecimento da cartilagem e desenvolvimento de fissuras verticais.
Isotropia	Comportamento apresentado por um material ou substância cujas propriedades físicas ou mecânicas são constantes independentemente da direção considerada.
Material Elástico	Material que tem a capacidade de voltar à forma original após uma deformação.
Material Plástico	Material que se deforma irreversivelmente; não apresenta capacidade de voltar à forma inicial após aplicação de uma deformação.
Meniscectomia	Excisão cirúrgica de um menisco.
Ortogonal	Sinônimo de perpendicular.
Ortotropia	Comportamento apresentado num material cujas propriedades são diferentes em direções perpendiculares entre si, ou seja, existe simetria de propriedades em relação aos três planos ortogonais.
Osteófito	Proliferação anormal do tecido ósseo na vizinhança de uma inflamação (geralmente nas artrites).
Polianiónico	Relativo a múltiplas cargas negativas.
Proteoglicano	Proteína intracelular ligada a glicosaminoglicanos, sendo que estes apresentam carga negativa atraindo cátions e proporcionando a função de manter hidratada a matriz extracelular.
Valgo	Que apresenta um desvio para fora (relativo a deformidades nos joelhos).
Varo	Virado ou curvado para dentro, em relação ao eixo do corpo (relativo a deformidades nos joelhos).

[Esta página foi intencionalmente deixada em branco]

Referências Bibliográficas

- Abbass, S. J., & Abdulateef, F. M. (2012). Finite Element Analysis of Human and Artificial Articular Cartilage. *Journal of Engineering*, 18(4), 443–458.
- Abdi, M., & Karimi, A. (2014). Stress distribution analysis in healthy and pathologic knee joint: A finite element study. *iJABSE*, 1(1), 1–16.
- Abo-Alhol, T. R., Fitzpatrick, C. K., Clary, C. W., Cyr, A. J., Maletsky, L. P., Laz, P. J., & Rullkoetter, P. J. (2014). Patellar mechanics during simulated kneeling in the natural and implanted knee. *Journal of Biomechanics*, 47(5), 1045–1051.
- Adouni, M., Shirazi-Adl, A., & Shirazi, R. (2012). Computational biodynamics of human knee joint in gait: from muscle forces to cartilage stresses. *Journal of Biomechanics*, 45(12), 2149–2156.
- ANSYS Workbench Help. (2014). *SOLID185 - Element Description*. Release 15.0.
- Arendt-Nielsen, L., Nie, H., Laursen, M. B., Laursen, B. S., Madeleine, P., Simonsen, O. H., & Graven-Nielsen, T. (2010). Sensitization in patients with painful knee osteoarthritis. *Journal of International Association for the Study of Pain*, 149(3), 573–581.
- Arsene, C. T. C., & Gabrys, B. (2013). Probabilistic finite element predictions of the human lower limb model in total knee replacement. *Medical Engineering & Physics*, 35(8), 1116–1132.
- Athanasίου, K. A., Darling, E. M., DuRaine, G. D., Hu, J. C., & Reddi, A. H. (2013). *Articular Cartilage*. Taylor & Francis Group.
- Athanasίου, K. A., Rosenwasser, M. P., Buckwalter, J. A., Malinin, T. I., & Mow, V. C. (1991). Interspecies comparisons of in situ intrinsic mechanical properties of distal femoral cartilage. *Journal of Orthopaedic Research*, 9(3), 330–340.
- Augusto, F. (2014). Osteoartrose afecta mais de 2 milhões de pessoas. *Público*. Retrieved from <http://www.publico.pt/sociedade/noticia/osteoartrose-afecta-mais-de-2-milhoes-de-pessoas-1659045>
- Azevedo, Á. F. M. (2003). *Método dos Elementos Finitos* (1ª ed.). Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- Bae, J. Y., Park, K. S., Seon, J. K., Kwak, D. S., Jeon, I., & Song, E. K. (2012). Biomechanical analysis of the effects of medial meniscectomy on degenerative osteoarthritis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 50(1), 53–60.
- Baldwin, M. A., Clary, C. W., Fitzpatrick, C. K., Deacy, J. S., Maletsky, L. P., & Rullkoetter, P. J. (2012). Dynamic finite element knee simulation for evaluation of knee replacement mechanics. *Journal of Biomechanics*, 45(3), 474–483.

- Baquedano, E. P. (2004). *Estudio Biomecánico de la Articulación de la Rodilla: Aplicación al Análisis de Lesiones Meniscales y Ligamentosas y de la Cirugía Asociada*. Tesis Doctoral en Ingeniería Industrial, Centro Politécnico Superior de La Universidad de Zaragoza, Zaragoza.
- Bendjaballah, M. Z., Shirazi-Adl, A., & Zukor, D. J. (1995). Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis. *The Knee*, 2(2), 69–79.
- Bennell, K. L., & Hinman, R. S. (2011). A review of the clinical evidence for exercise in osteoarthritis of the hip and knee. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 14(1), 4–9.
- Blagojevic, M., Jinks, C., Jeffery, A., & Jordan, K. P. (2010). Risk factors for onset of osteoarthritis of the knee in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*, 18(1), 24–33.
- Blankevoort, L., Kuiper, J. H., Huiskes, R., & Grootenboer, H. J. (1991). Articular contact in a three-dimensional model of the knee. *Journal of Biomechanics*, 24(11), 1019–1031.
- Boschetti, F., Pennati, G., Gervaso, F., Peretti, G. M., & Dubini, G. (2004). Biomechanical properties of human articular cartilage under compressive loads. *Biorheology*, 41(3), 159–166.
- Brekelmans, W. A., Poort, H. W., & Slooff, T. J. (1972). A New Method to Analyse the Mechanical Behaviour of Skeletal Parts. *Acta Orthopaedica*, 43(5), 301–317.
- Buckwalter, J. A., Mankin, H. J., & Grodzinsky, A. J. (2005). Articular Cartilage and Osteoarthritis. *Instructional Course Lectures - American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 54, 465–480.
- Buschmann, M. D., Soulhat, J., Shirazi-adl, A., Jurvelin, J. S., & Hunziker, E. B. (1998). Confined compression of articular cartilage: Linearity in ramp and sinusoidal tests and the importance of interdigitation and incomplete confinement. *Journal of Biomechanical Engineering*, 31(2), 171–178.
- Campos, A. (1994). *Determinação da geometria do filme lubrificante, da distribuição de pressão e das tensões de corte num contacto Elastohidrodinâmico - Aplicação a rolamentos de rolos*. Dissertação de Mestrado em Engenharia Estrutural, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto.
- Carter, D. R., & Wong, M. (2003). Modelling cartilage mechanobiology. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 358(1437), 1461–1471.
- Chiravambath, S. S. (2012). *Finite Element Modeling of Articular Cartilage at different length scales*. Doctoral Dissertation, University of Minnesota.
- Completo, A., & Fonseca, F. (2011). *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*. Publindústria.
- Cortez, S., Completo, A., & Alves, J. L. (2015). Análise computacional da reorientação das fibras de colagénio na cartilagem articular. In *6º Congresso Nacional de Biomecânica*.
- Dabiri, Y., & Li, L. P. (2013). Influences of the depth-dependent material inhomogeneity of articular cartilage on the fluid pressurization in the human knee. *Medical Engineering & Physics*, 35(11), 1591–1598.

- Dange, J. J., Ansari, M. A., & Madvi, J. B. (2013). Extraction and Analysis of Knee Joint Parameters by using CAD base Solid Modelling Techniques. *International Journal of Computer Applications*, 21–25.
- Deneweth, J. M. (2013). *Mapping the Biomechanical Properties of Human Knee Cartilage*. Doctoral Dissertation, University of Michigan.
- Donahue, T. L., Hull, M. L., Rashid, M. M., & Jacobs, C. R. (2002). A Finite Element Model of the Human Knee Joint for the Study of Tibio-Femoral Contact. *Journal of Biomechanical Engineering*, 124(3), 273–280.
- Dong, Y. F., Hu, G. H., Zhang, L. L., Hu, Y., Dong, Y. H., & Xu, Q. R. (2011). Accurate 3D reconstruction of subject-specific knee finite element model to simulate the articular cartilage defects. *Journal of Shanghai Jiaotong University*, 16(5), 620–627.
- Donzelli, P. S., Spilker, R. L., Ateshian, G. A., & Mow, V. C. (1999). Contact analysis of biphasic transversely isotropic cartilage layers and correlations with tissue failure. *Journal of Biomechanics*, 32(10), 1037–1047.
- Duarte, H. E. (2009). *Anatomia Humana*. Florianópolis, Brasil: Universidade Federal de Santa Catarina.
- eOrthopod: Medical Multimedia Group. (2001). Articular Cartilage Problems of the Knee. Retrieved October 16, 2014, from <http://www.eorthopod.com/articular-cartilage-problems-of-the-knee/topic/60>
- eOrthopod: Medical Multimedia Group. (2012). Knee Anatomy Animated Tutorial. Retrieved February 16, 2015, from https://www.youtube.com/watch?v=_q-Jxj5sT0g&index=1&list=FL4isk-Xw5yLai1KGNdv4CDA
- Erdemir, A., & Sibole, S. (2010). *Open Knee: A Three Dimensional Finite Element Representation of the Knee Joint (User's Guide - Version 1.0.0)*. Computational Biomodeling Core & Department of Biomedical Engineering, Lerner Research Institute, Cleveland Clinic.
- Erglelet, C., & Mandelbaum, B. R. (2008). *Principles of Cartilage Repair*. Springer.
- Filardo, G., Kon, E., Buda, R., Timoncini, A., Di Martino, A., Cenacchi, A., ... Marcacci, M. (2011). Platelet-rich plasma intra-articular knee injections for the treatment of degenerative cartilage lesions and osteoarthritis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19(4), 528–35.
- Footlogics. (2015). Lower Limb Biomechanics. Retrieved March 30, 2015, from <http://www.footlogics-medical.com.au/lower-limb-biomechanics.html>
- Freutel, M., Schmidt, H., Dürselen, L., Ignatius, A., & Galbusera, F. (2014). Finite element modeling of soft tissues: material models, tissue interaction and challenges. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 29(4), 363–72.
- Fuss, F. K. (1991). Anatomy and function of the cruciate ligaments of the domestic pig (*Sus scrofa domestica*): a comparison with human cruciates. *Journal of Anatomy*, 178, 11–20.
- Goldring, M. B., & Goldring, S. R. (2010). Articular cartilage and subchondral bone in pathogenesis of osteoarthritis. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1192(1), 230–237.

- Goldring, S. R. (2012). Alterations in periarticular bone and cross talk between subchondral bone and articular cartilage in osteoarthritis. *Therapeutic Advances in Musculoskeletal Disease*, 4(4), 249–258.
- Gu, K. B., & Li, L. P. (2011). A human knee joint model considering fluid pressure and fiber orientation in cartilages and menisci. *Medical Engineering & Physics*, 33(4), 497–503.
- Guo, H., Maher, S. a, & Spilker, R. L. (2013). Biphasic finite element contact analysis of the knee joint using an augmented Lagrangian method. *Medical Engineering & Physics*, 35(9), 1313–20.
- Guo, Y., Zhang, X., & Chen, W. (2009). Three-Dimensional Finite Element Simulation of Total Knee Joint in Gait Cycle. *Acta Mechanica Solida Sinica*, 22(4), 347–351.
- Halloran, J. P., Petrella, A. J., & Rullkoetter, P. J. (2005). Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics. *Journal of Biomechanics*, 38(2), 323–331.
- Halonen, K. S., Mononen, M. E., Jurvelin, J. S., Töyräs, J., & Korhonen, R. K. (2013). Importance of depth-wise distribution of collagen and proteoglycans in articular cartilage - a 3D finite element study of stresses and strains in human knee joint. *Journal of Biomechanics*, 46(6), 1184–1192.
- Haut Donahue, T. L., Hull, M. L., Rashid, M. M., & Jacobs, C. R. (2003). How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibio-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee joint. *Journal of Biomechanics*, 36(1), 19–34.
- Hayes, W. C., Keer, L. M., Herrmann, G., & Mockros, L. F. (1972). A mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage. *Journal of Biomechanics*, 5(5), 541–551.
- Heegaard, J., Leyvraz, P. F., Curnier, A., Rakotomanana, L., & Huiskes, R. (1995). The biomechanics of th human patella during passive knee flexion. *Journal of Biomechanics*, 28(11), 1265–1279.
- Herlihy, B., & Maebius, N. K. (2002). *Anatomia e Fisiologia do Corpo Humano Saudável e Enfermo* (1ª Ed. BR.). Manole.
- Horvai, A. (2011). Anatomy and Histology of Cartilage. In T. M. Link (Ed.), *Cartilage Imaging - Significance, Techniques and New Developments* (pp. 1–10). Springer.
- Houard, X., Goldring, M. B., & Berenbaum, F. (2013). Homeostatic Mechanisms in Articular Cartilage and Role of Inflammation in Osteoarthritis. *Current Rheumatology Reports*, 15(11), 1–10.
- Huang, C.-Y., Stankiewicz, A., Ateshian, G. A., & Mow, V. C. (2005). Anisotropy, inhomogeneity, and tension-compression nonlinearity of human glenohumeral cartilage in finite deformation. *Journal of Biomechanics*, 38(4), 799–809.
- Jin, H., & Lewis, J. L. (2003). Determination of Poisson's ration of Articular Cartilage in Indentation Test using different sized indenters. In *Summer Bioengineering Conference*. Florida.
- John, D., Pinisetty, D., & Gupta, N. (2013). Image Based Model Dvelopment and Analysis of the Human Knee Joint. *Biomedical Imaging and Computational Modeling in Biomechanics*, 55–79.
- Johnson, K. L. (1985). *Contact Mechanics*. Cambridge University Press.
- Junqueira, L. C., & Carneiro, J. (2004). Tecido Cartilaginoso. In *Histologia Básica* (Décima., pp. 130–135). Guanabara S. A.

- Jurvelin, J. S., Buschmann, M. D., & Hunziker, E. B. (1997). Optical and mechanical determination of Poisson's ratio of adult bovine humeral articular cartilage. *Journal of Biomechanics*, 30(3), 235–241.
- Jurvelin, J. S., Buschmann, M. D., & Hunziker, E. B. (2003). Mechanical anisotropy of the human knee articular cartilage in compression. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 217(3), 215–219.
- Kazemi, M., Dabiri, Y., & Li, L. P. (2013). Recent Advances in Computational Mechanics of the Human Knee Joint. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*.
- Kazemi, M., Li, L. P., Savard, P., & Buschmann, M. D. (2011). Creep behavior of the intact and meniscectomy knee joints. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(7), 1351–1358.
- Kerin, A. J., Wisnom, M. R., & Adams, M. A. (1998). The compressive strength of articular cartilage. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 212(4), 273–280.
- Klisch, S. M., & Lotz, J. C. (2000). A Special Theory of Biphasic Mixtures and Experimental Results for Human Annulus Fibrosus Tested in Confined. *Journal of Biomechanics*, 122(2), 180–188.
- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics* (2nd ed.). Springer.
- Ko, C.-C., Rocha, E. P., & Larson, M. (2012). Past, Present and Future of Finite Element Analysis in Dentistry. In D. Maratal (Ed.), *Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments* (pp. 3–24). InTech.
- Korhonen, R. K., Laasanen, M. S., Töyräs, J., Rieppo, J., Hirvonen, J., Helminen, H. J., & Jurvelin, J. S. (2002). Comparison of the equilibrium response of articular cartilage in unconfined compression, confined compression and indentation. *Journal of Biomechanics*, 35(7), 903–909.
- Korhonen, R. K., & Saarakkala, S. (2011). Biomechanics and Modeling of Skeletal Soft Tissues. In V. Klika (Ed.), *Theoretical Biomechanics* (pp. 113–132). InTech.
- Kubíček, M., & Florian, Z. (2009). Stress strain analysis of knee joint. *Engineering Mechanics*, 16(5), 315–322.
- Kumbhalkar, M. A., Nawghare, U., Ghode, R., Deshmukh, Y., & Armarkar, B. (2013). Modeling and Finite Element Analysis of Knee Prosthesis with and without Implant. *Universal Journal of Computational Mathematics*, 1(2), 56–66.
- Laasanen, M. S., Töyräs, J., Korhonen, R. K., Rieppo, J., Saarakkala, S., Nieminen, M. T., ... Jurvelin, J. S. (2003). Biomechanical properties of knee articular cartilage. *Biorheology*, 40(1), 133–140.
- Landínez-Parra, N. S., Garsón-Alvarado, D. A., & Vanegas-Acosta, J. C. (2012). Mechanical Behaviour of Articular Cartilage. In D. T. Goswami (Ed.), *Injury and Skeletal Biomechanics* (pp. 197–216). InTech.
- LeRoux, M. A., & Setton, L. A. (2002). Experimental and biphasic FEM determinations of the material properties and hydraulic permeability of the meniscus in tension. *Journal of Biomechanical Engineering*, 124(3), 315–321.

- Li, L. P., Buschmann, M. D., & Shirazi-Adl, A. (2003). Strain-rate Dependent Stiffness of Articular Cartilage in Unconfined Compression. *Journal of Biomechanical Engineering*, *125*(2), 161–168.
- Lotti, R. S., Machado, A. W., Mazzeiro, Ê. T., & Júnior, J. L. (2006). Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Revista Dental Press de Ortodontia E Ortopedia Facial*, *11*(2), 35–43.
- Lu, X. L., Miller, C., Chen, F. H., Guo, X. E., & Mow, V. C. (2007). The generalized triphasic correspondence principle for simultaneous determination of the mechanical properties and proteoglycan content of articular cartilage by indentation. *Journal of Biomechanics*, *40*(11), 2434–41.
- Lu, X. L., & Mow, V. C. (2008). Biomechanics of articular cartilage and determination of material properties. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *40*(2), 193–9.
- Mansour, J. M. (2003). Biomechanics of Cartilage. In *Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement* (pp. 66–79).
- Meyer, U., & Wiesmann, H. P. (2006). *Bone and Cartilage Engineering*. Springer.
- Meyers, M. A., & Chawla, K. K. (2009). *Mechanical Behaviour of Materials*. Cambridge University Press.
- Miller, G. J., & Morgan, E. F. (2010). Use of microindentation to characterize the mechanical properties of articular cartilage: comparison of biphasic material properties across length scales. *Osteoarthritis and Cartilage*, *18*(8), 1051–7.
- Mononen, M. E., Julkunen, P., Töyräs, J., Jurvelin, J. S., Kiviranta, I., & Korhonen, R. K. (2011). Alterations in structure and properties of collagen network of osteoarthritic and repaired cartilage modify knee joint stresses. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, *10*(3), 357–369.
- Mononen, M. E., Mikkola, M. T., Julkunen, P., Ojala, R., Nieminen, M. T., Jurvelin, J. S., & Korhonen, R. K. (2012). Effect of superficial collagen patterns and fibrillation of femoral articular cartilage on knee joint mechanics—a 3D finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, *45*(3), 579–587.
- Mow, V. C., Gibbs, M. C., Lai, W. M., Zhu, W. B., & Athanasiou, K. A. (1989). Biphasic Indentation of Articular Cartilage - II. A Numerical Algorithm and an Experimental Analysis. *Journal of Biomechanics*, *22*(8), 853–861.
- Mow, V. C., & Guo, X. E. (2002). Mechano-electrochemical properties of articular cartilage: their inhomogeneities and anisotropies. *Annual Review of Biomedical Engineering*, *4*(1), 175–209.
- Nissi, M. J., Töyräs, J., Laasanen, M. S., Rieppo, J., Saarakkala, S., Lappalainen, R., ... Nieminen, M. T. (2004). Proteoglycan and collagen sensitive MRI evaluation of normal and degenerated articular cartilage. *Journal of Orthopaedic Research*, *22*(3), 557–564.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2012). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System* (4th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- ONDOR. (2005). Relatório de atividades. *Observatório Nacional Das Doenças Reumáticas*.

- Peña, E., Calvo, B., Martínez, M. A., & Doblaré, M. (2006). A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint. *Journal of Biomechanics*, *39*(9), 1686–1701.
- Peña, E., Calvo, B., Martínez, M. A., & Doblaré, M. (2007). Effect of the size and location of osteochondral defects in degenerative arthritis. A finite element simulation. *Computers in Biology and Medicine*, *37*(3), 376–387.
- Peña, E., Calvo, B., Martínez, M. A., & Doblaré, M. (2008). Computer simulation of damage on distal femoral articular cartilage after meniscectomies. *Computers in Biology and Medicine*, *38*(1), 69–81.
- Peña, E., Calvo, B., Martínez, M. A., Palanca, D., & Doblaré, M. (2005). Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *20*(5), 498–507.
- Popov, V. L. (2010). *Contact Mechanics and Friction - Physical Principles and Applications*. Springer.
- Proffen, B. L., McElfresh, M., Fleming, B. C., & Murray, M. M. (2012). A comparative anatomical study of the human knee and six animal species. *The Knee*, *19*(4), 493–499.
- Putz, R. (2006). *Sobotta - Atlas of Human Anatomy, Volume 2: Trunk, Viscera, Lower Limb*. (R. Putz & R. Pabst, Eds.) (14th ed.). Elsevier GmbH.
- Ringdahl, E., & Pandit, S. (1998). Treatment of knee osteoarthritis. *American Family Physician*, *83*(11), 1287–1292.
- Ronken, S. (2012). *Dynamic stiffness of articular cartilage and potential repair materials*. Doctoral Dissertation, University of Basel.
- Ronken, S., Arnold, M. P., Ardura García, H., Jeger, A., Daniels, a. U., & Wirz, D. (2012). A comparison of healthy human and swine articular cartilage dynamic indentation mechanics. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, *11*(5), 631–639.
- Seeley, R. R., VanPutte, C., Regan, J., & Russo, A. (2014). *Seeley's Anatomy & Fisiology* (10th ed.). McGraw-Hill.
- Sharpe, W. M. (Ed.). (2008). *Springer Handbook of Experimental Solid Mechanics*.
- Shirazi, R., & Shirazi-Adl, A. (2009). Computational biomechanics of articular cartilage of human knee joint: effect of osteochondral defects. *Journal of Biomechanics*, *42*(15), 2458–2465.
- Shirazi, R., Shirazi-Adl, A., & Hurtig, M. (2008). Role of cartilage collagen fibrils networks in knee joint biomechanics under compression. *Journal of Biomechanics*, *41*(16), 3340–3348.
- Simões, D., Monjardino, T., Lucas, R., & Barros, H. (2013). Panorama da doença reumática em Portugal: 4.º Inquérito Nacional de Saúde. In *Dez anos de Observatório Nacional das Doenças Reumáticas: 2003-2013* (pp. 213–246). Observatório Nacional das Doenças Reumáticas.
- Spilker, R. L., Donzelli, P. S., & Mow, V. C. (1992). A transversely isotropic biphasic finite element model of the meniscus. *Journal of Biomechanics*, *25*(9), 1027–1045.
- Taffetani, M., Gottardi, R., Gastaldi, D., Raiteri, R., & Vena, P. (2014). Poroelastic response of articular cartilage by nanoindentation creep tests at different characteristic lengths. *Medical Engineering & Physics*, *36*(7), 850–858.

- Taylor, S. J. G., Walker, P. S., Perry, J. S., Cannon, S. R., & Woledge, R. (1998). The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *Journal of Arthroplasty*, 13(4), 428–435.
- Teixeira Dias, F., Pinho da Cruz, A., Valente, R. A., & Alves de Sousa, R. J. (2010). *Método dos Elementos Finitos - Técnicas de Simulação Numérica em Engenharia*. Lisboa: ETEP - Edições Técnicas e Profissionais (Grupo LIDEL).
- Thambyah, A., Goh, J. C. H., & Das De, S. (2005). Contact stresses in the knee joint in deep flexion. *Medical Engineering and Physics*, 27(4), 329–335.
- Vadher, S. P., Nayeb-Hashemi, H., Canavan, P. K., & Warner, G. M. (2006). Finite element modeling following partial meniscectomy: effect of various size of resection. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 28th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 2098–2101). IEEE.
- Vaziri, A., Nayeb-Hashemi, H., Singh, A., & Tafti, B. A. (2008). Influence of meniscectomy and meniscus replacement on the stress distribution in human knee joint. *Annals of Biomedical Engineering*, 36(8), 1335–1344.
- Vidal, A., Lesso, R., Rodríguez, R., García, S., & Daza, L. (2007). Analysis, simulation and prediction of contact stresses in articular cartilage of knee joint. In C. A. Brebbia (Ed.), *Modelling in Medicine and Biology VII* (pp. 51–60). Wessex Institute of Technology, UK.
- Vidal, A., Lesso, R., Saúl, A., Molina, D., Vera, G., & Benitez, L. D. (2008). Nonlinear Analysis of the Phenomenon in Osteoarthritis of the Knee Joint Using ANSYS®. *International ANSYS Conference*.
- Wall, A., & Board, T. (2014). The biological effect of continuous passive motion on the healing of full-thickness defects in articular cartilage. An experimental investigation in rabbit. In *Classic Papers in Orthopaedics* (pp. 437–439). Springer, London.
- Wang, C. C.-B., Chahine, N. O., Hung, C. T., & Ateshian, G. A. (2010). Optical Determination of Anisotropic Material Properties of Bovine Articular Cartilage in Compression. *Journal of Biomechanics*, 36(3), 339–353.
- Wang, C. C.-B., Hung, C. T., & Mow, V. C. (2001). An analysis of the effects of depth-dependent aggregate modulus on articular cartilage stress-relaxation behavior in compression. *Journal of Biomechanics*, 34(1), 75–84.
- Wang, Y., Fan, Y., & Zhang, M. (2014). Comparison of stress on knee cartilage during kneeling and standing using finite element models. *Medical Engineering and Physics*, 36(4), 439–447.
- Wilson, W., van Donkelaar, C. C., van Rietbergen, B., Ito, K., & Huiskes, R. (2004). Stresses in the local collagen network of articular cartilage: a poroviscoelastic fibril-reinforced finite element study. *Journal of Biomechanics*, 37(3), 357–366.
- Wilson, W., Van Rietbergen, B., Van Donkelaar, C. C., & Huiskes, R. (2003). Pathways of load-induced cartilage damage causing cartilage degeneration in the knee after meniscectomy. *Journal of Biomechanics*, 36(6), 845–851.

- Xerogeanes, J. W., Fox, R. J., Takeda, Y., Kim, H. S., Ishibashi, Y., Carlin, G. J., & Woo, S. L. (1998). A functional comparison of animal anterior cruciate ligament models to the human anterior cruciate ligament. *Annals of Biomedical Engineering*, 26(3), 345–52.
- Yao, J., Salo, A. D., Barbu-McInnis, M., & Lerner, A. L. (2003). Finite Element Modeling of Knee Joint Contact Pressures and Comparison to Magnetic Resonance Imaging of the Loaded Knee. In *ASME 2003 International Mechanical Engineering Congress and Exposition* (pp. 247–248). American Society of Mechanical Engineers.
- Zheng, H. G., Huang, R. Y., Xu, Q., & Zheng, H. D. (2011). Effects of different double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions on femur stress. In *Industrial Electronics and Applications (ICIEA), 2011 6th IEEE Conference* (pp. 1766–1770). IEEE.