



M 2015

U. PORTO
FEUP FACULDADE DE ENGENHARIA
UNIVERSIDADE DO PORTO

ESTUDO BIOMECÂNICO DOS MENISCOS DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO HUMANO

DIANE CARVALHO

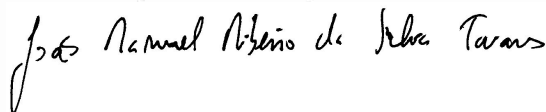
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO APRESENTADA
À FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO EM
ÁREA CIENTÍFICA

A Dissertação intitulada

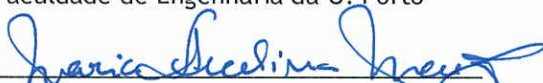
“Estudo biomecânico dos meniscos na articulação do joelho humano”

foi aprovada em provas realizadas em 14-07-2015

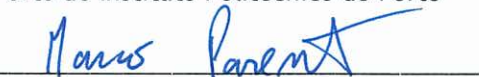
o júri



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 Marco Paulo Lages Parente
Professor Auxiliar Convocado 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 - Diane Carvalho

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Estudo biomecânico dos meniscos na articulação
do joelho humano**

Diane Carvalho

Julho de 2015

Página em branco

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



Estudo biomecânico dos meniscos na articulação do joelho humano

Diane Carvalho

VERSÃO FINAL

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: Doutor Marco Parente - INEGI

Julho de 2015

Página em branco

© Diane Carvalho, 2015

Resumo

O aumento da esperança de vida do ser humano trouxe consigo um aumento dos pedidos de instrumentos médicos, de novos implantes e de fármacos, bem como o aparecimento e desenvolvimento de tecnologias médicas de última geração. Tudo isto levou a novas exigências de formação e de investigação e, sobretudo, a um novo perfil de profissionais que conjugam aspetos médicos com Engenharia numa disciplina recente, contudo de grande futuro, como é a Engenharia Biomédica.

Entre a grande variedade de aplicações que compõem a Engenharia Biomédica, conhece-se a Biomecânica como sendo a disciplina que estuda a aplicação da Mecânica à Biologia, tentando prever o comportamento mecânico dos seres vivos. Esta ciência ajuda a compreender o funcionamento normal dos organismos, a caracterizar o comportamento de tecidos e de órgãos do ponto de vista mecânico, a prever as mudanças que ocorrem devido a várias alterações e a analisar métodos de intervenção artificial, como transplantes de órgãos, substituição dos mesmos por órgãos artificiais ou implantes protésicos.

O joelho é uma das articulações mais complexas do corpo humano e de extrema importância na locomoção, sendo necessário recorrer à Biomecânica para entender o seu funcionamento e poder avaliar quais os limites de cargas e de amplitude de movimentos que não originem lesões. Deste modo, é necessário construir um modelo tridimensional desta articulação de modo a poder simular o seu comportamento sem recorrer à experimentação prática em tecidos vivos.

Palavras-chave:

Método de Elementos Finitos; Articulação do joelho; Menisco Medial; Menisco Lateral; Cartilagens; Ligamentos; Lesões meniscais.

Página em branco

Abstract

The increase in life expectancy of human beings has brought an increase in requests for medical instruments, implants and new drugs, as well as the appearance and development of next-generation medical technologies. All this has led to new demands for training and research, and especially to new profile professionals who combine medical aspects with a recent engineering discipline, yet great future, as is the Biomedical Engineering.

Among the wide variety of applications that make up the Biomedical Engineering, Biomechanics is known as the discipline that plans the implementation of the Mechanical to Biology, trying to predict the mechanics compartment of living beings. This science helps to understand the normal functioning of organisms to characterize the behavior of tissues and organs of the mechanical point of view, to predict the changes that occur due to various changes and analyze methods of artificial intervention, such as organ transplants, replacement of ourselves by artificial organs or prosthetic implants.

The knee is one of the most complex joints in the human body and of utmost importance in locomotion, and therefore it is necessary to use biomechanics to understand its functions and to assess the limits to the loads and the range of motion that do not cause injury. Thus, it is necessary to construct a three dimensional model of the knee joint in order to simulate its behavior without resorting to practical experimentation on living tissues.

Key-Words:

Finite Element Method; Knee Joint; Medial Meniscus, Lateral Meniscus; Cartilages; Ligaments; Meniscal Lesions.

Página em branco

Résumé

L'augmentation de l'espérance de vie des êtres humains a permis une augmentation des demandes pour de nouveaux instruments médicaux, de nouveaux implants et de nouveaux médicaments, ainsi que l'apparition et le développement des technologies médicales de prochaine génération. Tout cela a conduit à de nouvelles exigences en matière de formation et de recherche, et en particulier à un nouveau profil de professionnels qui combinent des aspects médicaux avec une discipline d'ingénierie récente, avec un grand avenir, comme l'ingénierie biomédicale.

Parmi la grande variété d'applications qui composent l'ingénierie biomédicale, la biomécanique est connue comme le plan de la discipline de la mise en oeuvre de la mécanique à la biologie, en essayant de prévoir les comportements mécaniques des êtres vivants. Cette science permet de comprendre le fonctionnement normal des organismes, de caractériser le comportement des tissus et organes du point de vue mécanique, pour prédire les changements qui se produisent en raison de divers changements et analyser les méthodes d'intervention artificielle, tels que la transplantation d'organes, leur remplacement par des organes artificiels ou par des implants prothétiques.

Le genou est une des articulations les plus complexes du corps humain et de la plus haute importance dans la locomotion, et il est donc nécessaire utiliser la biomécanique pour comprendre ses activités et d'évaluer ce qui limite leurs charges et l'amplitude de mouvement sans se produire de dommages et de lésions. Ainsi, il est nécessaire de construire un modèle tridimensionnel de l'articulation du genou de manière à pouvoir simuler leur comportement sans avoir recours à une expérimentation pratique sur les tissus vivants.

Mots-Clés:

Méthode des éléments finis; Articulation du genou; Ménisque Médial; Ménisque Lateral; Cartilages; Ligaments; Lésions Meniscales.

Página em branco

Agradecimentos

Ao terminar esta dissertação, desejo agradecer a todas as pessoas e entidades que contribuíram direta ou indiretamente para o meu estudo.

Com os melhores agradecimentos ao meu orientador, Doutor Marco Parente, pela inteira disponibilidade, compreensão, orientação, visão otimista e pela sua ajuda, pelo que sem ele não teria sido possível concluir esta etapa da minha vida.

Ao Dr. Miguel Marta pela sua ajuda em termos médicos quando surgiram dúvidas clínicas e anatómicas. Graças a ele, foi possível aliar a parte de engenharia com aprovação médica para o meu modelo.

Ao Professor Doutor José Carlos Noronha, cirurgião ortopédico do hospital da Ordem da Trindade, por me ter possibilitado a oportunidade de assistir a uma operação de substituição do ligamento cruzado anterior e visualização de uma lesão degenerativa do menisco medial.

Ao meu Noivo, por nunca me ter deixado desistir e me ter acompanhado nesta minha longa jornada, aturando muitas vezes o meu mau feitio. A ele lhe dedico todo o meu empenho e dedicação.

Aos meus amigos de Mestrado pela sua amizade, pelo apoio nos momentos mais árduos e por todos os bons momentos passados.

A todos os elementos do grupo do Joelho, Joana Silva e Joana Machado, pela força e ajuda dada nos momentos mais penosos e de desmotivação. Obrigado Meninas.

À minha Amiga de Licenciatura, Joana Maciel, por me ter aturado nos momentos mais difíceis e pela sua amizade que ainda perdura.

Aos meus amigos de longa data, pela sua amizade incondicional e conselhos.

Aos meus colegas de trabalho, pela boa disposição diária e motivação.

Por último, e não menos importantes, aos meus pais e ao meu irmão, pela minha existência enquanto Mulher, e por nunca terem descurado o mesmo amor, carinho e apoio em todo o meu percurso académico.

A todos, o meu sincero Obrigado!

Diane Carvalho

Página em branco

Índice

Resumo	5
Abstract	7
Résumé	9
Agradecimentos	11
Índice	13
Lista de figuras	17
Lista de tabelas	23
Abreviaturas, Acrónimos e Símbolos	25

PARTE I - INTRODUÇÃO

Capítulo 1 - Enquadramento	27
Capítulo 2 - Objetivos	29
Capítulo 3 - Metodologia	31
Capítulo 4 - Estrutura	33

PARTE II - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Capítulo 1 - Morfologia do Esqueleto Humano	1
1. Introdução	1
2. O esqueleto humano e as suas funções	1
3. Planos e eixos anatómicos de referência	3
4. Estrutura de um osso	5
Capítulo 2 - Articulações do Corpo Humano	9

1.	Classificação das articulações sinoviais	11
2.	Tipos de movimento das articulações sinoviais	13
Capítulo 3 - Articulação do Joelho		15
1.	Descrição, Características e Funções do Joelho	15
2.	Estruturas anatómicas constituintes do joelho	17
2.1.	Ossos	17
2.2.	Ligamentos.....	19
2.3.	Cartilagens articulares.....	22
2.4.	Meniscos	23
Capítulo 4 - Biomecânica do Joelho.....		27
1.	Estado da Arte	27
2.	Eixos, Movimentos e Cinemática da Articulação do Joelho.....	28
3.	Deslocamento dos meniscos durante o movimento	30
Capítulo 5 - Biomecânica dos Meniscos do Joelho		31
1.	Introdução	31
2.	Biologia dos meniscos medial e lateral.....	32
3.	Propriedades mecânicas dos meniscos	35
 PARTE III - TRABALHO PRÁTICO		
Capítulo 1 - Modelo Numérico 3D de Elementos Finitos do Joelho		41
1.	Origem do Modelo.....	41
2.	Modelo de Elementos Finitos do Joelho	42
Capítulo 2 - Validação do Modelo Tridimensional de Elementos Finitos e Propriedades Mecânicas do Modelo		49
1.	Malha dos Ligamentos do Joelho	49
2.	Malha dos Meniscos do Joelho	53
2.1.	Meniscos Saudáveis Homogêneos	54
2.2.	Meniscos Saudáveis com Fibras de Colagénio.....	55
2.3.	Meniscos com lesões	58
3.	Materiais, Condições fronteira e Movimento aplicado.....	61
3.1.	Materiais.....	61
3.2.	Condições Fronteira	62
3.3.	Movimento aplicado ao modelo da articulação do joelho	65
Capítulo 3 - Resultados e Discussão		67
1.	Introdução	67
2.	Simulações Numéricas Efetuadas.....	67
2.1.	Pré-tensionamento dos ligamentos da articulação do joelho.....	68
2.2.	Simulação dos meniscos saudáveis, sem fibras de colagénio	71
2.3.	Simulação do menisco medial patológico com lesões	88
2.4.	Simulação dos meniscos saudáveis, com fibras de colagénio	92
3.	Conclusões relativas às simulações	94

PARTE IV - CONCLUSÕES E PERSPETIVAS DE TRABALHO FUTURO

Conclusões e Perspetivas de Trabalho Futuro	97
Referências Bibliográficas.....	99

Página em branco

Lista de figuras

Figura 1 - Vista anterior e posterior da estrutura óssea do esqueleto humano adulto [1].	2
Figura 2 - Planos anatômicos de referência do corpo humano [2].	4
Figura 3 - Definição dos planos de secção anatômica em relação à tíbia [3].	4
Figura 4 - Classificação das formas dos diferentes tipos de ossos do corpo humano [1].	5
Figura 5 - Composição de um osso longo adulto com as linhas epifisárias [1].	6
Figura 6 - Estrutura geral de uma articulação sinovial [1].	10
Figura 7 - Superfícies articulares das articulações sinoviais. 1) Representação de uma articulação plana. 2) Representação de uma articulação gínglimo (dobradiça). 3) Representação de uma articulação trocóide. 4) Representação de uma articulação selar. 5) Representação de uma articulação condilar. 6) Representação de uma articulação esferóide [2].	12
Figura 8 - Classificação dos principais movimentos permitidos pelas articulações sinoviais do corpo humano - adaptado de [1].	14
Figura 9 - Principais constituintes da articulação do joelho.	15
Figura 10 - Articulação do joelho, vista anterior [6].	16
Figura 11 - Articulação do joelho em flexão de 90°, após remoção da cápsula articular e dos ligamentos laterais. Vista anterior [7].	16
Figura 12 - Estrutura anatômica do fêmur. (a) Vista anterior, (b) Vista posterior [1].	17
Figura 13 - Estrutura anatômica da tíbia e do perônio, Vista anterior [1].	18
Figura 14 - Localização dos ligamentos na articulação do joelho. Vista anterior [9].	19
Figura 15 - Ligamentos cruzados anterior e posterior, cruzados em "X". Vista anterior [10].	20
Figura 16 - Rotação do fêmur sobre a tíbia e efeitos sobre os ligamentos cruzados e colaterais. (A) Rotação externa. (B) Rotação neutra. (C) Rotação interna [10].	20
Figura 17 - Ligamento transverso do joelho. Vista anterior [10].	21

Figura 18 - Vista posterior do joelho, sendo visível o ligamento meniscofemoral [7].	22
Figura 19 - Cartilagem articular do fémur [12].	23
Figura 20 - Meniscos após a divisão transversal da cápsula articular, ligamentos cruzados e laterais. Vista superior [7].	23
Figura 21 - Vista superior de um planalto tibial dissecado com régua graduada em centímetros onde são bem visíveis os meniscos [16].	24
Figura 22 - Suprimento arterial dos meniscos. Vista superior [7].	25
Figura 23 - Eixos dos componentes da articulação do joelho [12].	28
Figura 24 - Deslocamento angular (graus) das articulações do quadril e do joelho durante a marcha. Linha vertical indica <i>toe-off</i> (retirada dos dedos do pé do chão) [31].	29
Figura 25 - Ciclo de marcha de uma pessoa normal [32].	29
Figura 26 - Deslocamento médio dos meniscos (em milímetros) no prato tibial durante uma flexão do joelho. ANT, anterior; POST, posterior; P/A é a proporção da translação meniscal de posterior para anterior durante a flexão [35].	30
Figura 27 - Lesão condral com gancho palpador a avaliar o osso subcondral [39].	32
Figura 28 - Microscopia da fibrocartilagem [12].	32
Figura 29 - Feixes de colagénio organizados radialmente (r) na superfície e circunferencialmente (d) em profundidade [40].	33
Figura 30 - Algumas fibras radiais (r) estão em profundidade. (s) fibras superficiais, (c) fibras circunferenciais [40].	34
Figura 31 - Constituição da cadeia de glicosaminoglicanos ligada à proteína central dos proteoglicanos [40].	34
Figura 32 - Menisco anisotrópico à compressão [40].	35
Figura 33 - Boa resistência à tensão dos meniscos graças aos feixes de colagénio radiais. Nas zonas dos meniscos com menos fibras, há menor resistência à tensão [40].	36
Figura 34 - Ruturas verticais derivadas de forças de corte no plano vertical, paralelas aos feixes de colagénio circunferenciais nos meniscos. 1) Desunião das fibras radiais, 2) Rutura das fibras radiais, 3) Diástase das fibras radiais [40].	36
Figura 35 - Lesão degenerativa do menisco derivada de uma rutura das fibras de colagénio [43].	37
Figura 36 - Módulo de Young média por regiões para o menisco medial humano adulto [12].	38
Figura 37 - Imagens de RM nos planos Coronal, Transversal e Sagital.	42
Figura 38 - Modelo geométrico inicial do joelho, importado no Abaqus.	43
Figura 39 - Vista anterior do joelho humano.	43
Figura 40 - Vista posterior do joelho humano.	43

Figura 41 - Malha de elementos finitos do fémur (estrutura superior) e da tíbia (estrutura inferior).	44
Figura 42 - Malha de elementos finitos da cartilagem femoral.	45
Figura 43 - Malha de elementos finitos das cartilagens tibiais esquerda (a) e direita (b).	46
Figura 44 - Malha de elementos finitos dos ligamentos cruzados e colaterais: o ligamento rosa é o lca, o ligamento azul é o lcp, o ligamento verde é o mcl e o ligamento amarelo é o lcl.	46
Figura 45 - Malha de elementos finitos do menisco lateral (rosa) e do menisco medial (azul).	48
Figura 46 - (a) Representação da perspetiva anterior do joelho direito, (b) Perspetiva medial em extensão, (c) e flexão [50].	50
Figura 47 - Organização hierárquica do colagénio em ligamentos como o ligamento cruzado anterior [50].	50
Figura 48 - Microscopia eletrónica de varrimento de uma secção transversal das fibras paralelas e verticais de colagénio do ligamento do joelho. Microscopia eletrónica de varrimento (SEM), a barra da escala indica 50 µm [51].	52
Figura 49 - Vista frontal das fibras dos ligamentos do joelho no Abaqus, sem tensão.	52
Figura 50 - Fibras dos ligamentos cruzados (anterior e posterior) e dos ligamentos colaterais (medial e lateral) do joelho humano com inserção no fémur e na tíbia, sem tensão. ...	53
Figura 51 - Representação gráfica dos meniscos do joelho [11].	54
Figura 52 - Estrutura dos meniscos homogéneos vistos no Abaqus, sem tensão.	54
Figura 53 - Desenho esquemático de um menisco mostrando o colagénio e a sua orientação dependente da sua localização [11].	55
Figura 54 - Microscopia eletrónica de varrimento do interior do menisco com as suas fibras de colagénio [48].	55
Figura 55 - Representação do modelo complexo do menisco [48].	57
Figura 56 - Fibras radiais e circunferenciais dos meniscos no Abaqus, sem tensão.	57
Figura 57 - Fibras dos meniscos medial e lateral do joelho humano, sem tensão.	57
Figura 58 - Exemplo de mecanismo de lesão nos meniscos [12].	58
Figura 59 - Classificação das lesões meniscais. (a) Lesão vertical longitudinal, (b) Lesão oblíqua, (c) Lesão degenerativa, (d) Lesão transversa (radial) e (e) Lesão horizontal [12].	59
Figura 60 - Condições Fronteira aplicadas com a função <i>Boundary</i> aos ligamentos (cruzado anterior e colateral lateral).	62
Figura 61 - Aplicação da função <i>Tie</i> dos meniscos medial e lateral às cartilagens tibial direita e cartilagem tibial esquerda, respetivamente.	63
Figura 62 - Definição da superfície de contacto entre a cartilagem femoral e os meniscos medial e lateral.	64

Figura 63 - Ilustração do momento aplicado no nó de referência do fémur. Adaptado de [58].	65
Figura 64 - Curva de comportamento das fibras de colagénio dos ligamentos do joelho quando sujeito a tensão inicial [62].	69
Figura 65 - Ligamentos da articulação do joelho, (a) sem pré-tensão e (b) com pré-tensão. .	69
Figura 66 - Ligamento Cruzado Anterior pré-tensionado, Vista anterior.	70
Figura 67 - Magnitude do deslocamento em relação ao eixo de rotação para um ângulo de 15°.	72
Figura 68 - Tensões gerais da articulação do joelho humano quando sujeito a uma rotação de 15°.	72
Figura 69 - Pressões de contacto entre os meniscos e a cartilagem femoral, com um ângulo de rotação de 15°.	73
Figura 70 - Tensão máxima principal nos meniscos para um ângulo de rotação de 15°.	73
Figura 71 - Tensões no menisco medial, para um ângulo de rotação de 15°.	74
Figura 72 - Pressão de contacto entre a cartilagem femoral e os meniscos, para uma rotação de 15°.	75
Figura 73 - Tensões na cartilagem femoral, para um ângulo de rotação de 15°.	75
Figura 74 - Magnitude do deslocamento em relação ao eixo de rotação para um ângulo de 30°.	76
Figura 75 - Tensões na articulação do joelho humano quando sujeito a uma rotação de 30°.	76
Figura 76 - Tensão máxima principal nos meniscos para um ângulo de rotação de 30°.	77
Figura 77 - Pressões de contacto entre os meniscos e a cartilagem femoral, com um ângulo de rotação de 30°.	77
Figura 78 - Tensão máxima principal no menisco medial, para um ângulo de rotação de 30°.	78
Figura 79 - Pressão de contacto entre a cartilagem femoral e os meniscos, para uma rotação de 30°.	78
Figura 80 - Tensões na cartilagem femoral, para um ângulo de rotação de 30°.	79
Figura 81 - Magnitude do deslocamento em relação ao eixo de rotação para um ângulo de 45°.	79
Figura 82 - Tensões na articulação do joelho humano quando sujeito a uma rotação de 45°.	80
Figura 83 - Tensão máxima principal nos meniscos para um ângulo de rotação de 45°.	80
Figura 84 - Pressões de contacto entre os meniscos e a cartilagem femoral, com um ângulo de rotação de 45°.	81

Figura 85 - Pressão de contacto entre a cartilagem femoral e os meniscos, para uma rotação de 45°.	81
Figura 86 - Tensões na cartilagem femoral, para um ângulo de rotação de 45°.	82
Figura 87 - Magnitude do deslocamento em relação ao eixo de rotação para um ângulo de 67°.	82
Figura 88 - Tensões gerais da articulação do joelho humano quando sujeito a uma rotação de 67°.	83
Figura 89 - Tensão máxima principal nos meniscos para um ângulo de rotação de 67°.	83
Figura 90 - Pressões de contacto entre os meniscos e a cartilagem femoral, com um ângulo de rotação de 67°.	84
Figura 91 - Pressão de contacto entre a cartilagem femoral e os meniscos, para uma rotação de 67°.	84
Figura 92 - Tensões na cartilagem femoral, para um ângulo de rotação de 67°.	85
Figura 93 - Ângulo de rotação em função do tempo.	85
Figura 94 - Momento em função do tempo.	86
Figura 95 - Ângulo de rotação em função do momento fletor.	86
Figura 96 - Tensão máxima principal nos meniscos em função do tempo.	87
Figura 97 - Tensão máxima principal nos meniscos em função do ângulo de rotação.	87
Figura 98 - Fase inicial da lesão radial do menisco do joelho [9].	88
Figura 99 - Representação da lesão radial introduzida no modelo da articulação do joelho, sem tensão.	89
Figura 100 - Tensões máximas principais no menisco medial com lesão radial, para um ângulo de rotação de 67°.	89
Figura 101 - Pormenor da lesão radial no menisco medial.	90
Figura 102 - Fase inicial da lesão longitudinal do menisco do joelho [9].	90
Figura 103 - Representação da lesão longitudinal introduzida no modelo da articulação do joelho, sem tensão.	91
Figura 104 - Tensões máximas principais no menisco medial com lesão longitudinal, para um ângulo de rotação de 67°.	91
Figura 105 - Pormenor da lesão longitudinal no menisco medial.	92
Figura 106 - Tensão máxima principal nos meniscos lateral e medial sem fibras, com rotação do fémur de 67°.	92
Figura 107 - Tensão máxima principal nas fibras dos meniscos medial e lateral, para um ângulo de rotação de 67°.	93
Figura 108 - Tensão máxima no nó 85338, nas fibras circunferenciais do menisco medial, para uma rotação do fémur de 67°.	93

Lista de tabelas

Tabela 1 - Dimensões dos meniscos laterais e mediais [6].	24
Tabela 2 - Propriedades mecânicas da cartilagem articular e dos meniscos na zona superficial (s), na superfície (m) e na zona profunda (d) [44].	37
Tabela 3 - Módulo de Young dos meniscos segundo vários autores e valor médio calculado... 38	
Tabela 4 - Numeração dos nós e dos elementos que constituem o fêmur.	44
Tabela 5 - Numeração dos nós e dos elementos que constituem a tíbia.	44
Tabela 6 - Numeração dos nós e dos elementos que constituem a cartilagem femoral.	45
Tabela 7 - Numeração dos nós e dos elementos que constituem as cartilagens tibais esquerda e direita.	45
Tabela 8 - Numeração dos nós e dos elementos que constituem os ligamentos cruzados (anterior e posterior) e os ligamentos colaterais (medial e lateral).	47
Tabela 9 - Numeração dos nós e dos elementos que constituem os meniscos medial e lateral.	47
Tabela 10 - Matrizes de suporte das fibras de colagénio dos ligamentos do joelho e fibras de colagénio alinhadas verticalmente, em que (a) é matriz de suporte do ligamento cruzado anterior, (b) é a matriz de suporte do ligamento cruzado posterior, (c) é a matriz de suporte do ligamento colateral medial, (d) é a matriz de suporte do ligamento colateral lateral, (e) são as fibras de colagénio do lca, (f) são as fibras do lcp, (g) são as fibras do mcl e (h) são as fibras do lcl.	51
Tabela 11 - Matrizes de suporte das fibras de colagénio dos meniscos do joelho e fibras de colagénio alinhadas radialmente e circunferencialmente, em que (a) é matriz de suporte do menisco medial, (b) é a matriz de suporte do menisco lateral, (c) são as fibras de colagénio do menisco medial, e (d) são as fibras do menisco lateral.	56
Tabela 12 - Representação do modelo usado do menisco medial com uma lesão vertical longitudinal severa. (a) é o menisco lesionado, (b) é o pedaço de menisco que foi danificado.	59

Tabela 13 - Representação do modelo usado do menisco medial com uma lesão transversa (radial). (a) é o menisco medial lesionado e (b) é o pedaço de menisco que foi danificado.	60
Tabela 14 - Modelo do menisco medial com lesão versus Esquema de representação da lesão, em que (a) e (b) são lesões longitudinais, (c) e (d) são lesões radiais.	60
Tabela 15 - Propriedades mecânicas dos principais componentes do modelo da articulação do joelho humano.	61

Abreviaturas, Acrónimos e Símbolos

Lista de abreviaturas e acrónimos

3D	Tridimensional
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
ECM	Matriz Extracelular Especializada
FEA	<i>Finite Element Analysis</i>
g	Gramas
LCA	Ligamento Cruzado Anterior
LCP	Ligamento Cruzado Posterior
LCL	Ligamento Colateral Lateral
MLC	Ligamento Colateral Medial
m	Metro
MEF	Método dos Elementos Finitos
N	Newton
Pa	Pascal
RM	Ressonância Magnética
TC	Tomografia Computorizada

Lista de símbolos

E	Módulo de elasticidade
ν	Coeficiente de Poisson
°	Grau
μ	Micro
M	Mega
m	Mili
k	Quilo

PARTE I - INTRODUÇÃO

Capítulo 1 - Enquadramento

Capítulo 2 - Objetivos

Capítulo 3 - Metodologia

Capítulo 4 - Estrutura

Capítulo 1 - Enquadramento

A construção de um modelo computacional de uma articulação, num modelo numérico, de elementos finitos ou similar pode ser uma condição prévia para o conhecimento correto do seu funcionamento. Estes modelos permitem a simulação do funcionamento da articulação de forma virtual, sem experimentação humana ou animal, incluindo a simulação de alteração das características da articulação, tais como simulação de diferentes características geométricas, anatómicas ou mecânicas dos seus ligamentos, técnicas de substituição cartilágnea ou meniscal, ou mesmo artroplastia.

Para a construção correta desse modelo não basta a determinação das características geométricas, já que é necessário conhecer e aplicar ao modelo as propriedades diversas dos vários constituintes da articulação, incluindo as propriedades mecânicas e de organização estrutural.

Pretende-se com este trabalho de dissertação a construção de um modelo do joelho com os seus respetivos constituintes anatómicos, tal como o fémur, a tibia, as cartilagens femorais e tibiais e os meniscos mediais e laterais.

A escolha da articulação do joelho, para além de ser uma estrutura ainda não completamente conhecida e patologicamente muito importante, deve-se ao facto de ser constituída por componentes com características diferentes e ser uma articulação com anatomia e funcionamento complexo.

Este trabalho de dissertação que visa o estudo biomecânico dos meniscos do joelho humano faz parte de um trabalho mais abrangente sobre o joelho, alvo de estudo pelo 'Grupo do Joelho', sendo composto por três elementos. Os ligamentos são objeto de estudo da Joana Silva e as cartilagens da Joana Machado.

Página em branco

Capítulo 2 - Objetivos

O presente trabalho foi realizado com o objetivo principal de estudar o funcionamento do joelho humano, mais particularmente o comportamento dos meniscos medial e lateral quando sujeitos a esforços normais, do dia-a-dia, e com a existência de lesões meniscais, lesão radial e lesão longitudinal do menisco medial.

Outro principal objetivo é a inserção de fibras de colagénio no modelo de modo a obter um modelo tridimensional de elementos finitos da articulação do joelho mais real, com características que se aproximam da verdadeira constituição dos diferentes elementos, principalmente dos ligamentos cruzados anterior e posterior, dos ligamentos colaterais medial e lateral e, por fim, dos meniscos medial e lateral.

Página em branco

Capítulo 3 - Metodologia

A primeira etapa para a realização desta dissertação incidiu na recolha de informação generalizada sobre o joelho e os meniscos, visto que este é o tema base para o estudo que se pretende desenvolver. Dada a facilidade em encontrar bibliografia sobre esta informação, a recolha baseou-se essencialmente em livros e artigos académicos. Desta forma, obteve-se uma grande quantidade de informação, o que levou a um cruzamento de referências, de modo a validar a informação retirada, tendo em conta a fiabilidade da mesma.

Após esta pesquisa mais generalizada, a investigação prosseguiu com a recolha de informação relativa aos componentes do joelho, nomeadamente os ligamentos, as cartilagens, e os meniscos, e as suas diferentes características. Assim sendo, esta pesquisa baseou-se não só em livros académicos mas também em artigos publicados.

De seguida houve a necessidade de uma procura sobre a biomecânica do joelho como um todo com a compreensão dos movimentos realizados por ele. Esta pesquisa baseou-se essencialmente em artigos académicos. Após esta pesquisa e por indicação clínica, iniciou-se uma investigação aprofundada sobre o joelho e os meniscos, desde a sua constituição, biomecânica, lesões que podem ocorrer nestas estruturas, e classificação das mesmas. Para tal a informação derivou maioritariamente de artigos publicados.

Numa etapa seguinte a investigação centralizou-se no método de elementos finitos e na definição do modelo das diferentes estruturas anatómicas, com a recolha de informação em livros, artigos e algumas dissertações.

Numa fase final, foram efetuadas as diversas simulações da articulação do joelho, foram retirados os resultados e conclusões necessárias. Também foram avaliadas as potenciais melhorias que poderiam ser feitas ao modelo em eventuais trabalhos futuros.

Página em branco

Capítulo 4 - Estrutura

A presente dissertação encontra-se estruturada em quatro partes. Numa primeira parte denominada de Introdução, é feito o enquadramento temático, definidos os objetivos a atingir, descrita a metodologia de abordagem adotada e a presente estrutura.

Na segunda parte, é apresentada toda a revisão bibliográfica necessária à fundamentação da dissertação desenvolvida em cinco capítulos, abordando toda a anatomia da articulação do joelho, e dos seus diversos constituintes, a biomecânica do joelho e um estudo mais específico sobre os meniscos.

Na terceira parte, apresenta-se, de forma desenvolvida, todo o trabalho prático efetuado em três capítulos, nomeadamente, a recolha e afinação do modelo numérico tridimensional (3D) saudável, com e sem fibras nas diferentes estruturas; a construção do modelo patológico dos meniscos; a validação do modelo 3D e por último os resultados e a discussão relativa.

Numa quarta e última parte, tecem-se as considerações finais, como as conclusões que foram possíveis retirar durante o desenvolvimento da presente dissertação e ainda algumas perspetivas de um trabalho futuro.

PARTE II - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Capítulo 1 - Morfologia do Esqueleto Humano

Capítulo 2 - Articulações do Corpo Humano

Capítulo 3 - Articulação do Joelho

Capítulo 4 - Biomecânica do Joelho

Capítulo 5 - Biomecânica dos Meniscos

Capítulo 1 - Morfologia do Esqueleto Humano

1. Introdução

Neste capítulo, é abordada toda a morfologia do esqueleto humano, bem como as suas funções de estrutura, suporte, proteção, movimento, armazenamento, e produção de células sanguíneas, os planos e eixos anatómicos de referência do corpo humano, a definição dos planos de secção anatómica em relação à tibia, e a estrutura dos ossos longos, planos, curtos e irregulares.

Assim, é necessário estudar alguns conceitos básicos relativamente à anatomia do corpo humano.

2. O esqueleto humano e as suas funções

O sistema esquelético é constituído por quatro elementos: ossos, cartilagens, tendões e ligamentos. O esqueleto é geralmente considerado como a estrutura do corpo humano, mas este tem muitas outras funções, tais como:

- Suporte - Rígido, ossos fortes são bem adequados para o suporte do peso e é o principal suporte dos tecidos do corpo. A cartilagem fornece um suporte firme, porém flexível, dentro de certas estruturas, como o nariz, a orelha externa, a caixa torácica e a traqueia. Os ligamentos são tiras de tecido conjuntivo fibroso forte que ligam aos ossos e mantêm-nos juntos.
- Proteção - O osso é duro e protege os órgãos que circundam. Por exemplo, o crânio envolve e protege o cérebro, e as vértebras rodeiam a medula espinhal. A caixa torácica protege o coração, pulmões e outros órgãos do tórax.

- **Movimento** - Os músculos esqueléticos são ligados aos ossos pelos tendões, que são tiras fortes de tecido conjuntivo. A contração dos músculos esqueléticos move os ossos, produzindo os movimentos do corpo. As articulações, que são formadas quando dois ou mais ossos se juntam, permitem os movimentos entre os ossos. A cartilagem lisa cobre as extremidades dos ossos dentro de algumas articulações, permitindo que os ossos se movam livremente, como no caso do joelho. Os ligamentos permitem algum movimento entre os ossos mas evitam movimentos excessivos.
- **Armazenamento** - Alguns minerais do sangue são absorvidos para os ossos e armazenados. Quando os níveis desses minerais no sangue diminuí, os minerais são libertados dos ossos para o sangue. Os principais minerais armazenados são o cálcio e o fósforo, dois minerais essenciais para muitos processos fisiológicos. O tecido adiposo também é armazenado no interior de cavidades ósseas. Se necessário, os lípidos são libertados no sangue e utilizados por outros tecidos como fonte de energia.
- **Produção de células sanguíneas** - Muitos ossos contêm cavidades cheias de medula óssea vermelha, o que dá origem a células sanguíneas e plaquetas [1].

De acordo com a Figura 1, o esqueleto humano adulto tem em média 206 ossos.

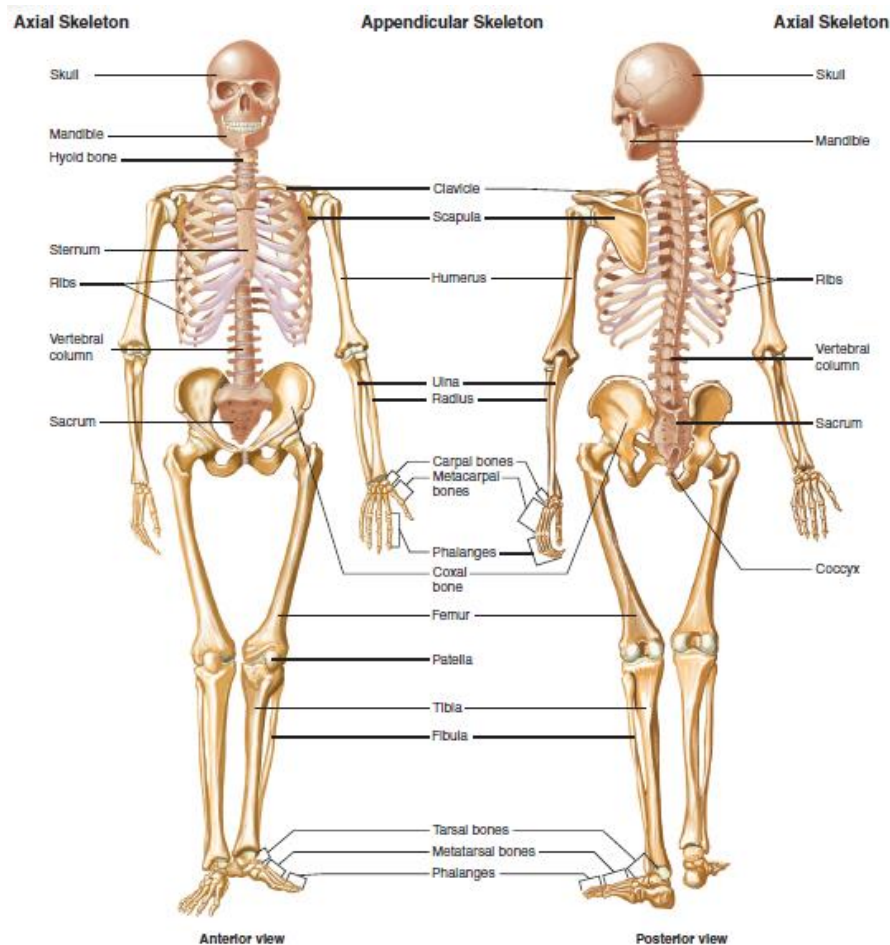


Figura 1 - Vista anterior e posterior da estrutura óssea do esqueleto humano adulto [1].

Apesar de este ser o número tradicional (206), o número atual de ossos varia de pessoa para pessoa e decresce com a idade uma vez que alguns ossos se fundem.

3. Planos e eixos anatômicos de referência

Os anatomistas usam vários termos comuns para descrever as características dos ossos. A maior parte destas características envolvem a relação entre os ossos e os tecidos moles associados. Se um osso possui um tubérculo ou uma projeção, o mais provável é que um ligamento ou tendão foi ligado ao tubérculo durante a vida.

Se um osso tiver uma superfície lisa articular, essa superfície era parte de uma articulação e era coberta por cartilagem articular. Se o osso tiver um forâmen no seu interior, então este foi a abertura através da qual um vaso sanguíneo ou nervo passou [1].

Os ossos do esqueleto são divididos em porções axiais e apendiculares de modo a se ter uma terminologia e planos de referência universais. Assim, surge a necessidade de se usarem planos de secção anatômica.

Os planos de secção anatômica são planos que dividem o corpo em partes mais pequenas. A Figura 2 ilustra os quatro planos de secção fundamental do corpo humano.

O plano mediano é um plano vertical que divide o corpo em duas metades, aparentemente semelhantes, direita e esquerda.

Os planos sagitais são aqueles planos de secção do corpo feitos paralelamente ao plano mediano.

O plano frontal ou coronal são todas aquelas secções paralelas aos planos ventral ou dorsal que dividem o corpo em duas partes: uma anterior, ventral, e a outra posterior, dorsal.

O plano transversal corresponde a todas àquelas secções paralelas aos planos superior ou inferior. Este plano de secção divide o corpo em duas partes: superior e inferior [2].

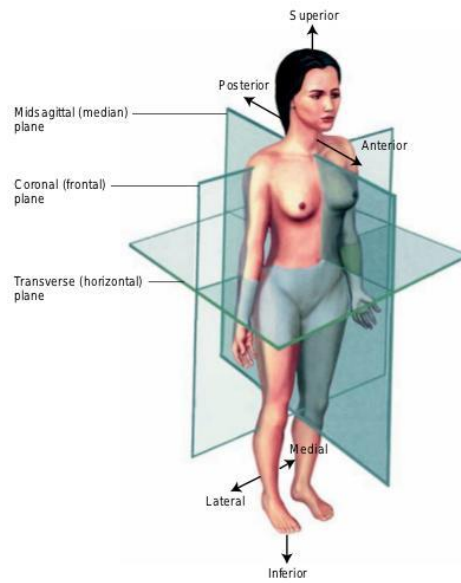


Figura 2 - Planos anatômicos de referência do corpo humano [2].

Por conseguinte, considerando estes planos de secção anatómica aplicados ao joelho, é então possível obter uma definição destes em relação à tíbia.

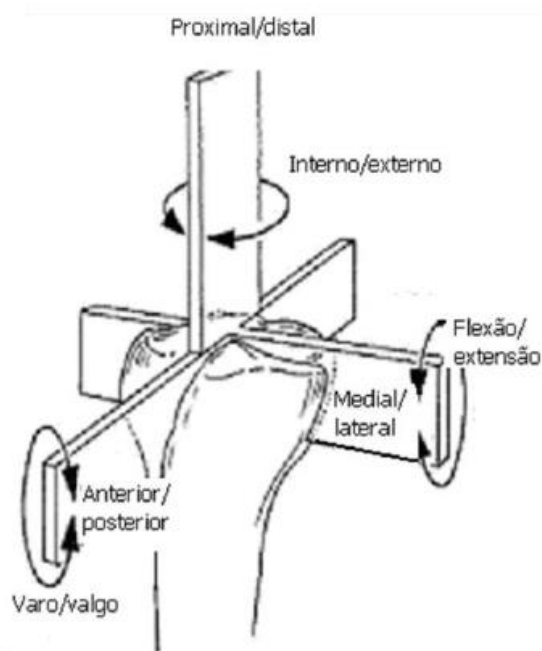


Figura 3 - Definição dos planos de secção anatómica em relação à tíbia [3].

4. Estrutura de um osso

Os ossos individuais são classificados de acordo com a sua forma: longo, plano, curto ou irregular. Os ossos longos são mais longos do que largos. A maioria dos ossos dos membros inferiores e superiores são considerados ossos longos.

Os ossos planos têm uma espessura relativamente fina e achatada, e são geralmente curvos, como por exemplo, certos ossos do crânio, as costelas, e as omoplatas.

Os ossos curtos são redondos ou quase em forma de cubo, como exemplificado pelos ossos do punho (ossos do carpo) e do tornozelo (ossos do tarso).

Os ossos irregulares, tais como as vértebras e os ossos da face, possuem formas que não permitem classificá-los de acordo com as três categorias anteriores [1].

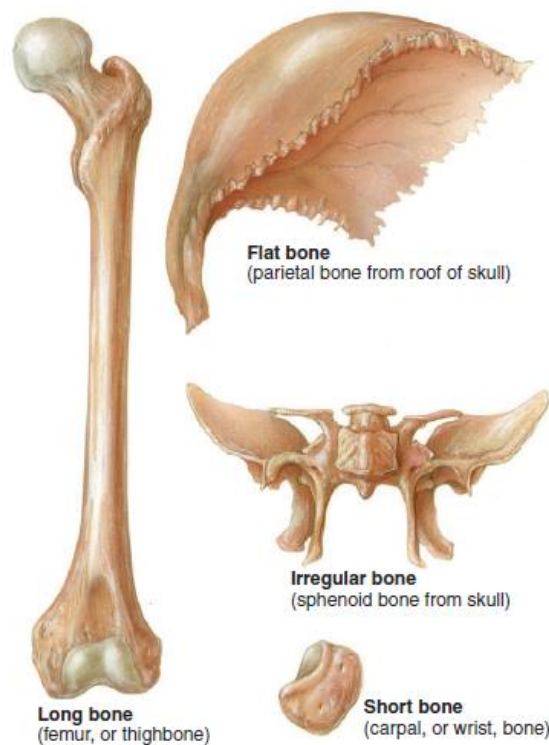


Figura 4 - Classificação das formas dos diferentes tipos de ossos do corpo humano [1].

O osso comprido serve como um modelo conveniente para a visão geral da estrutura óssea. A diáfise é composta principalmente de osso compacto, mas também pode conter algum osso esponjoso. A extremidade de um osso longo é na sua maior parte constituída de osso esponjoso, com uma camada externa de osso compacto. Quando se tratam de articulações, a terminação de um osso longo é coberta com cartilagem hialina chamada de cartilagem articular.

Durante a formação e o crescimento dos ossos, estes desenvolvem-se a partir de centros de ossificação sendo que o centro de ossificação primário é na diáfise. Uma epífise é a parte

de um osso longo que se desenvolve a partir de um centro de ossificação distinto da diáfise. Cada osso longo do braço, antebraço, coxa, e perna tem uma ou mais epífises em cada extremidade do osso. Cada osso longo da mão e do pé tem uma epífise, que está localizado na extremidade proximal ou distal do osso.

A placa epifisária, também chamada de placa de crescimento, separa a epífise da diáfise. O crescimento em comprimento do osso ocorre na placa epifisária. Consequentemente, este crescimento dos ossos longos do braço, antebraço, coxa, e perna ocorre em ambas as extremidades da diáfise, ao passo que o crescimento dos ossos das mãos e dos pés ocorre apenas numa das extremidades da diáfise. Quando um osso cessa de crescer em comprimento, a placa epifisária torna-se ossificada e é chamada de linha epifisária.

Para além dos pequenos espaços dentro do osso esponjoso e do osso compacto, a diáfise de um osso longo pode conter um amplo espaço interno chamado de cavidade medular. As cavidades do osso esponjoso e a cavidade medular são preenchidas com medula óssea. A medula vermelha é o local de formação de células de sangue e a medula amarela é principalmente tecido adiposo.

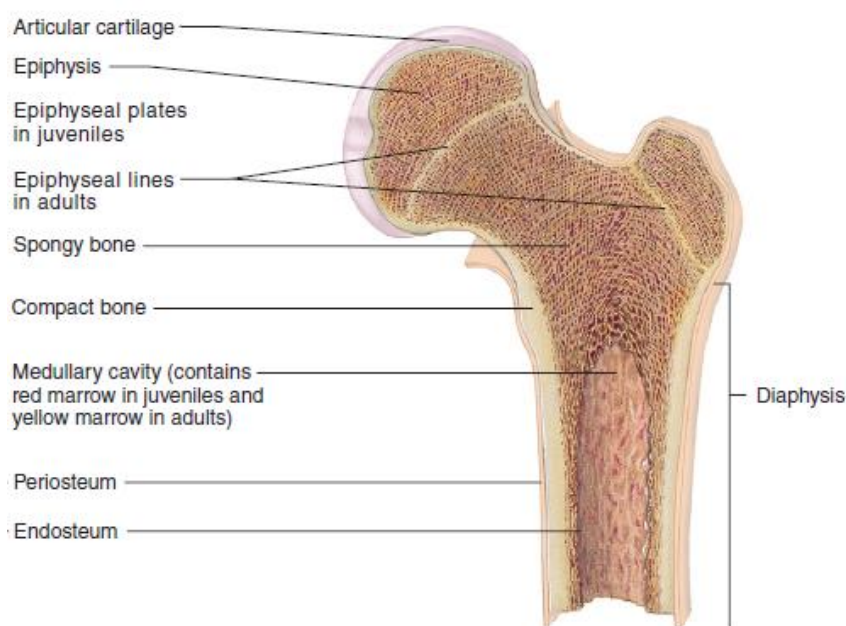


Figura 5 - Composição de um osso longo adulto com as linhas epifisárias [1].

No feto, os espaços dentro dos ossos são preenchidos com medula óssea vermelha. A conversão de medula vermelha para medula amarela começa pouco antes do nascimento e continua na idade adulta. A medula amarela substitui completamente a medula vermelha nos ossos longos dos membros, com exceção de alguma medula vermelha na parte proximal dos ossos do braço e da coxa.

Noutros locais, diferentes proporções de medula amarela e vermelha são encontrados, sendo que a medula vermelha pode ser completamente substituída pela medula amarela, como

também pode haver uma mistura de medula vermelha e amarela. Por exemplo, uma parte do osso ilíaco pode conter 50% de medula vermelha e 50% de medula amarela.

O perióstio é uma membrana de tecido conjuntivo que reveste a superfície exterior do osso. A camada fibrosa externa é tecido conjuntivo com colagénio, irregular e denso, que contém vasos sanguíneos e nervos. A camada interna é uma camada simples de células ósseas, incluindo osteoblastos, osteoclastos, e células progenitoras osteocondrais.

No local de anexação dos tendões e dos ligamentos ao osso, as fibras de colagénio do tendão ou do ligamento tornam-se contínuas com as do perióstio. Para além disso, algumas das fibras de colagénio dos tendões ou dos ligamentos penetram no perióstio na parte exterior do osso. Esses feixes de fibras de colagénio são chamados de fibras perfurantes, ou fibras de *Sharpey*, e reforçam a fixação dos tendões ou dos ligamentos ao osso.

O endóstio é uma camada única de células que reveste as superfícies internas de todas as cavidades no interior dos ossos, tais como a cavidade medular da diáfise e as cavidades menores em osso esponjoso e compacto. O endóstio inclui osteoblastos, osteoclastos e células progenitoras osteocondrais.

Relativamente aos ossos planos, estes contêm uma estrutura interna de osso esponjoso “ensanduichada” entre duas camadas de osso compacto. Os ossos curtos e irregulares têm uma composição semelhante às epífises dos ossos longos, em que superfícies de osso compacto rodeiam o centro de osso esponjoso com pequenos espaços que são normalmente preenchidos com medula óssea. Os ossos curtos e irregulares não são alongados e não possuem diáfise, no entanto, algumas regiões desses ossos têm placas de crescimento epifisárias e, portanto, pequenas epífises.

Página em branco

Capítulo 2 - Articulações do Corpo Humano

As articulações do corpo humano são o meio de união que existe entre os ossos ou as cartilagens. A maioria das articulações entre os ossos é móvel, o que permite que determinadas partes (ou mesmo o corpo inteiro) se movimentem conforme a atuação dos músculos sobre elas.

As articulações são classificadas estruturalmente como fibrosas, cartilaginosas ou sinoviais, de acordo com o tipo principal de tecido conjuntivo que liga os ossos uns aos outros e da existência de uma cápsula articular cheia de líquido.

Estas também podem ser classificadas de acordo com o seu grau de mobilidade como sinartroses (sem movimento da articulação), anfiartroses (ligeira mobilidade) ou diartroses (movimento livre da articulação).

Numa articulação fibrosa, os ossos são unidos por tecido fibroso, possuem pouco ou nenhum movimento e não tem nenhuma cavidade articular. As articulações pertencentes a este grupo podem ser por sua vez divididas nas estruturas básicas de suturas, sindesmoses ou gonfoses.

Nas articulações cartilaginosas, dois ossos são conectados por cartilagem hialina ou fibrocartilagem e permitem movimentos limitados. As articulações que possuem cartilagem hialina são chamadas de sincondroses, enquanto as articulações que contêm fibrocartilagem são chamadas de sínfises.

A articulação sinovial une os ossos pela cápsula articular contendo líquido sinovial, e apresenta grandes amplitudes de movimentos. Estas articulações são anatomicamente mais complexas do que as fibrosas e as cartilaginosas. A maior parte das articulações que unem os ossos do esqueleto humano são as sinoviais, refletindo a grande capacidade de mobilidade do esqueleto apendicular comparado com o esqueleto axial.

A superfície articular dos ossos nas articulações sinoviais são cobertas com uma fina camada de cartilagem hialina, chamada de cartilagem articular, a qual proporciona uma superfície suave onde os ossos se encontram. Em algumas articulações sinoviais, uma placa plana ou um bloco de fibrocartilagem, chamado de disco articular, situa-se entre as cartilagens articulares dos ossos. A circunferência do referido disco está ligada à cápsula fibrosa. Articulações com

discos articulares são, por exemplo, a temporomandibular, a esternoclavicular, e a acromioclavicular.

Um menisco é um bloco de fibrocartilagem na articulação que se encontra no joelho e no pulso, este é quase como um disco articular, só que com um orifício no centro, e está ligado à cápsula fibrosa da articulação.

As superfícies articulares dos ossos que estão em contacto com a articulação sinovial estão enclaustradas dentro da cavidade sinovial da articulação, sendo esta circundada pela cápsula articular. Esta cápsula consiste em duas camadas: uma cápsula fibrosa externa e uma membrana sinovial interna.

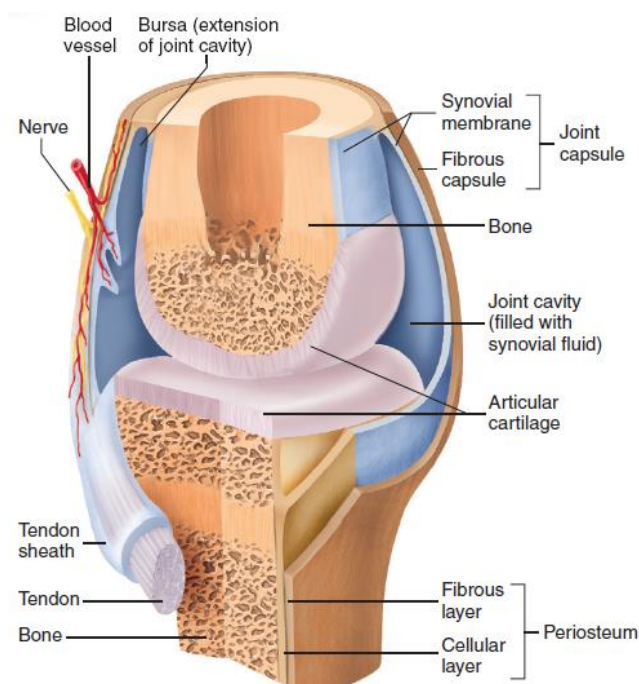


Figura 6 - Estrutura geral de uma articulação sinovial [1].

A cápsula fibrosa é constituída por tecido conjuntivo irregular denso e é contínua com a camada fibrosa do periósteo que cobre os ossos unidos na articulação. Algumas porções da cápsula fibrosa podem engrossar, e as fibras de colagénio podem tornar-se dispostas regularmente de modo a formar ligamentos. Para além disso, ligamentos e tendões podem estar presentes no exterior da cápsula fibrosa, contribuindo assim para a resistência e a estabilidade da articulação, enquanto limitam o movimento em algumas direções.

A membrana sinovial circunda a cavidade articular, exceto a cartilagem articular e os discos articulares, sendo que esta fina e delicada membrana consiste num conjunto de células de tecido conjuntivo modificado, misturado com parte da cápsula fibrosa ou separado dela por uma camada de tecido adiposo. A membrana produz um líquido sinovial, que é uma película fina lubrificante que recobre as superfícies da articulação. O líquido sinovial consiste num soro filtrado (fluido sanguíneo) e secreções de células sinoviais. É uma mistura complexa de polissacarídeos, proteínas, lípidos e células, sendo que a maioria dos polissacarídeos (ácido

hialurónico) proporcionam muito da consistência escorregadia e das qualidades lubrificantes do líquido sinovial [1].

Sumariando, pode-se afirmar que são elementos constantes das articulações sinoviais: a cartilagem articular, a cápsula articular, o líquido sinovial e a cavidade articular e são elementos inconstantes: os discos, os meniscos, os lábios e os ligamentos [2].

1. Classificação das articulações sinoviais

As articulações sinoviais podem ser classificadas de acordo com diversos critérios listado posteriormente.

Quanto ao **número de ossos articulados**, as articulações sinoviais são classificadas em simples e compostas. São consideradas simples quando ocorrem entre dois ossos, e compostas entre três ou mais ossos.

Quanto ao **eixo de movimento**, as articulações sinoviais são classificadas em monoaxiais, biaxiais e triaxiais. Esses tipos de articulações realizam o movimento em torno de um, dois ou três eixos, respetivamente. Existe um quarto grupo classificado como não axial (ou anaxial) que apenas realiza o movimento de deslizamento de uma superfície óssea sobre a outra. Por exemplo, a articulação úmero-ulnar é um exemplo de articulação monoaxial, pois realiza apenas os movimentos de flexão e extensão. Já a articulação do punho representa uma articulação biaxial, porque realiza os movimentos de flexão, extensão, adução e abdução. Por outro lado, as articulações escápulo-umeral e quadril são triaxiais, porque realizam os movimentos de flexão, extensão, adução, abdução e rotação.

Quanto ao **funcionamento**, as articulações sinoviais são classificadas em dependentes e independentes. As articulações dependentes dependem da integridade de uma outra articulação para realizar o movimento, e as articulações independentes não dependem da integridade de uma outra articulação para se movimentar.

Quanto à **forma das superfícies articulares**, as articulações sinoviais são classificadas como plana, gínglimo, trocóide, selar, condilar e esferóide [2].

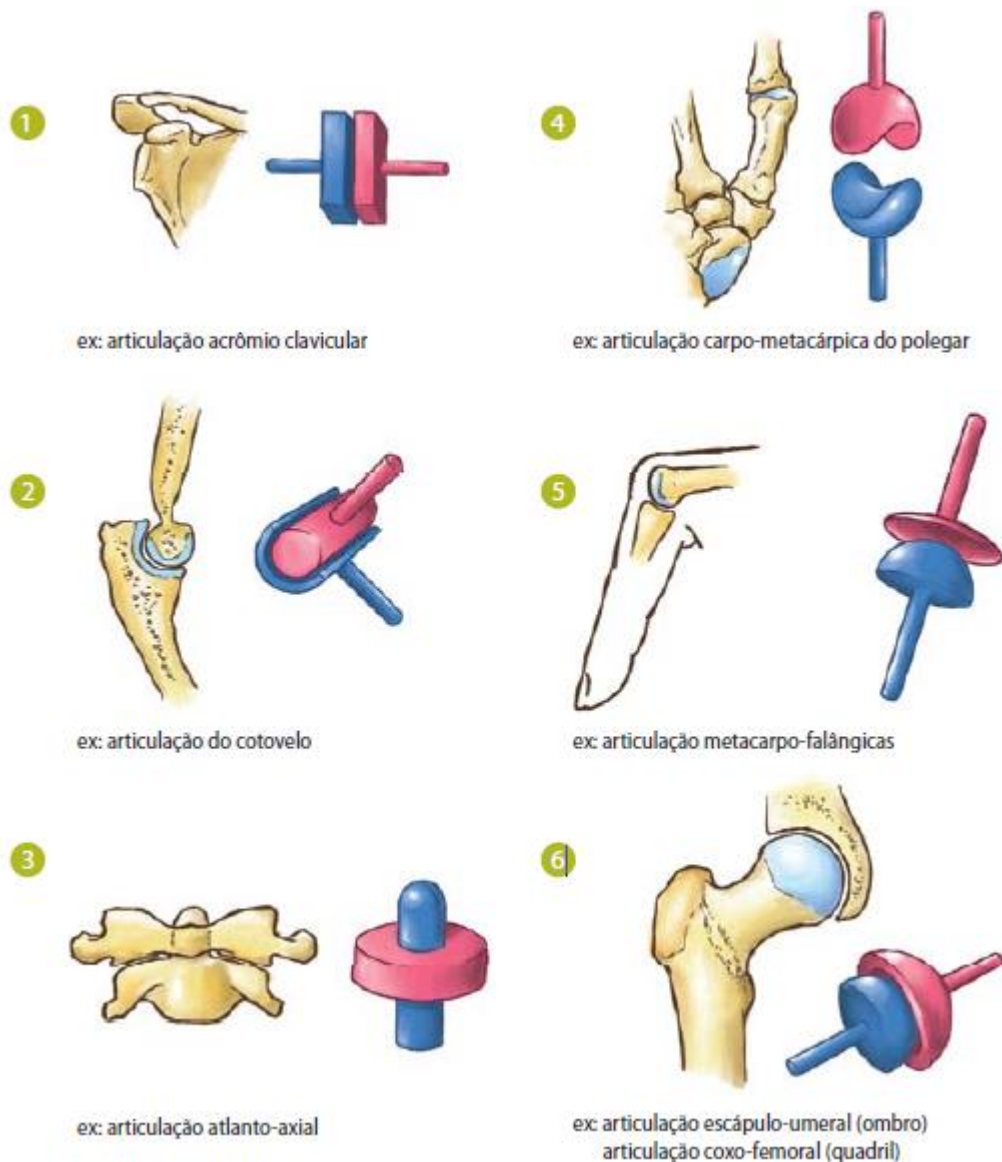


Figura 7 - Superfícies articulares das articulações sinoviais. 1) Representação de uma articulação plana. 2) Representação de uma articulação gínglimo (dobradiça). 3) Representação de uma articulação trocóide. 4) Representação de uma articulação selar. 5) Representação de uma articulação condilar. 6) Representação de uma articulação esferóide [2].

Na **articulação plana**, as superfícies de contato são planas ou ligeiramente planas, permitindo apenas o movimento de deslizamento entre os ossos e, por isso, são articulações não axiais. Este tipo de articulação é encontrado entre o acrômio e a clavícula, na articulação acrômio-clavicular.

Na **articulação gínglimo**, também chamada de dobradiça, as superfícies articulares têm uma tal forma que os movimentos possíveis são a flexão e a extensão. Esses tipos de articulações são encontrados no cotovelo e entre as falanges nos dedos.

Na **articulação trocóide**, as superfícies articulares são cilíndricas, isto é, têm a forma de pivô. São monoaxiais e permitem a rotação. Como exemplo, pode-se citar a articulação radioulnar proximal, em que a pronação e a supinação são os únicos movimentos possíveis.

Na **articulação selar**, as superfícies articulares têm a forma de sela. São biaxiais e permitem os movimentos de flexão e extensão, adução e abdução. A articulação carpometacárpica, na base do 1º dedo (polegar), é um exemplo de articulação selar.

Na **articulação condilar**, há uma superfície articular ligeiramente côncava e outra levemente convexa. São biaxiais e permitem os movimentos de flexão e extensão, adução e abdução e circundução. Encontramos esse tipo de articulação entre o rádio e o carpo, denominada de articulação radiocárpica ou punho.

Na **articulação esferóide**, as superfícies ósseas são formadas por uma cabeça esférica de um osso contrapondo-se a uma cavidade em forma de taça do outro. São triaxiais e permitem os movimentos de flexão e extensão, adução e abdução, rotação lateral e medial e circundução. Há somente duas articulações esferóides no corpo: a do ombro (articulação escápulo-umeral) e a do quadril [2].

2. Tipos de movimento das articulações sinoviais

As articulações do ombro, do cotovelo, do punho, do quadril, do joelho, do tornozelo, do pé e da mão são exemplos de articulações sinoviais. Essas articulações realizam grandes movimentos e, ao mesmo tempo, estão em maior número no corpo humano.

A figura 8 ilustra os principais movimentos realizados pelas articulações sinoviais. Esses movimentos são classificados de:

- **Flexão** - quando os ossos articulados se aproximam, diminuindo o ângulo da articulação;
- **Extensão** - quando os ossos articulados se afastam, aumentando o ângulo da articulação;
- **Adução** - quando os membros superiores ou inferiores se aproximam do plano mediano;
- **Abdução** - quando os membros superiores ou inferiores se afastam do plano mediano;
- **Rotação** - quando os ossos articulados giram em torno dos seus próprios eixos.

A **supinação** e **pronação** correspondem aos movimentos de rotação lateral e rotação medial do antebraço, e a **circundução** é a somatória de flexão, abdução, extensão e adução no espaço [2].

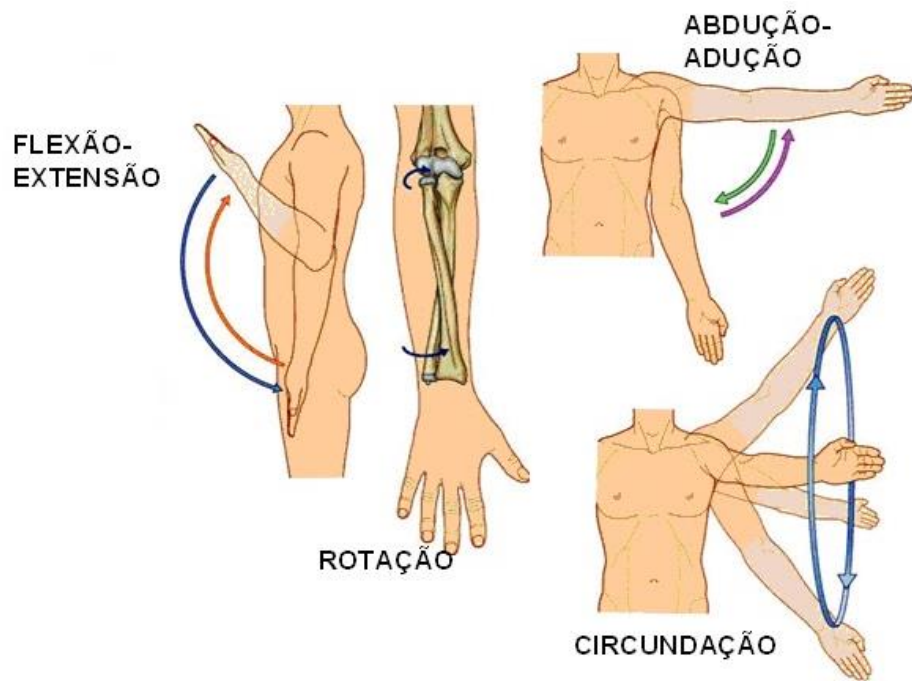


Figura 8 - Classificação dos principais movimentos permitidos pelas articulações sinoviais do corpo humano - adaptado de [1].

Capítulo 3 - Articulação do Joelho

1. Descrição, Características e Funções do Joelho

O joelho é uma das articulações mais importantes dos membros inferiores e que está sujeita a receber um grande número de impactos no decorrer de atividades físicas e, até mesmo, durante as atividades diárias. É essa articulação que propicia mobilidade e estabilidade aos membros inferiores com a capacidade de realização dos movimentos de extensão, flexão e rotação [4].

A articulação do joelho humano distingue-se pela sua complexa geometria tridimensional e pelas várias articulações que geram respostas mecânicas múltiplas sob cargas fisiológicas. A *compliance* da articulação do joelho e a estabilidade necessária para a função diária ideal são provenientes de várias articulações, meniscos, ligamentos e forças musculares [5].

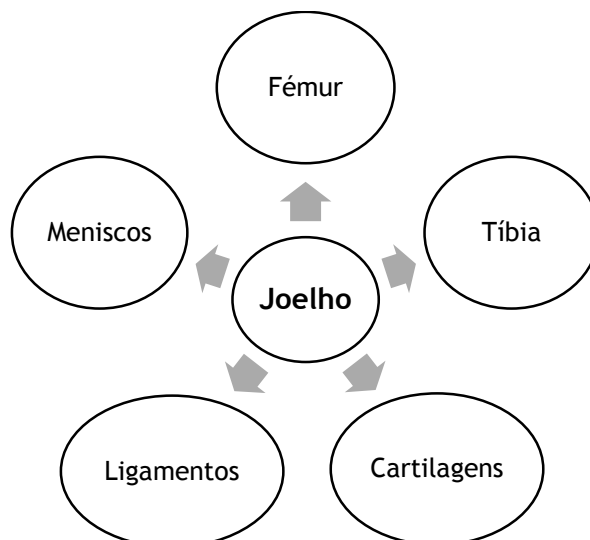


Figura 9 - Principais constituintes da articulação do joelho.

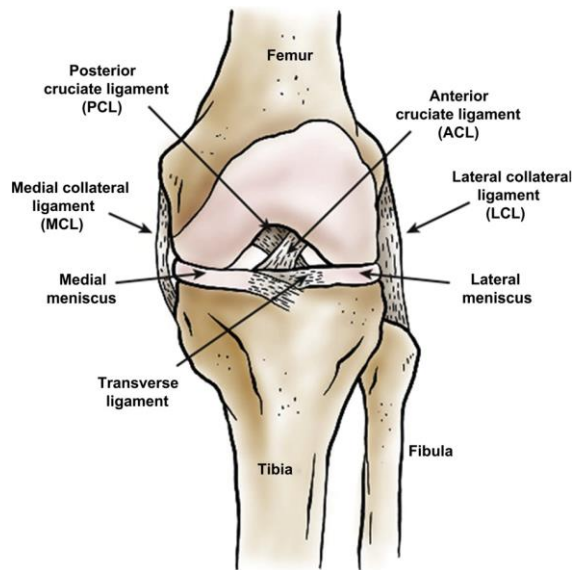


Figura 10 - Articulação do joelho, vista anterior [6].

Assim, o joelho combina três articulações: tibiofemoral medial, tibiofemoral lateral e patelofemoral, que partilham uma bainha sinovial comum. Anteriormente, estende-se para cada lado da patela e uma quantidade considerável proximal para o pólo superior. Esta porção, a bolsa suprapatelar, encontra-se mais profunda ao músculo quadríceps.

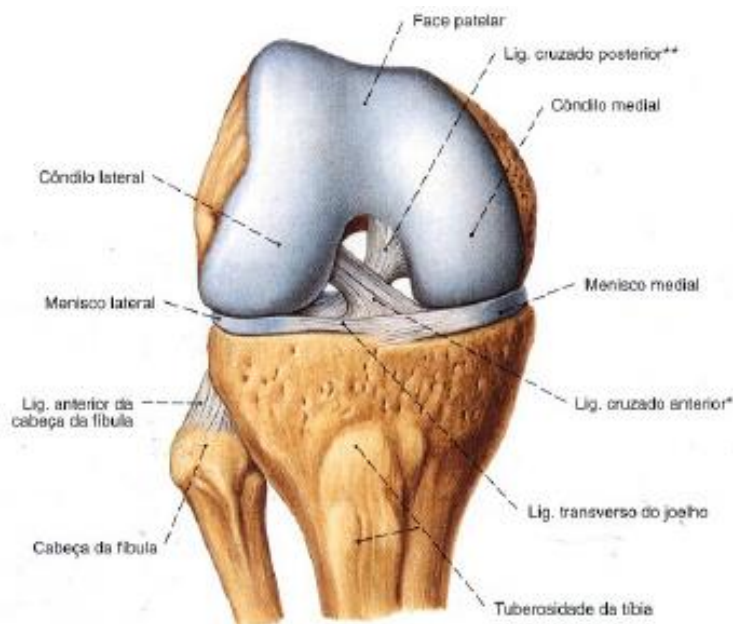


Figura 11 - Articulação do joelho em flexão de 90°, após remoção da cápsula articular e dos ligamentos laterais. Vista anterior [7].

Denota-se uma pequena congruência entre a superfície articular da tíbia e o fêmur; como resultado, existe um sistema muito bem desenvolvido de ligamentos para dar estabilidade ao joelho e um arranjo dos meniscos intra-articular para reduzir os pontos de contatos entre o fêmur e a tíbia, como se pode ver na Figura 10 [8].

Deste modo, a articulação do joelho é designada de articulação trocóide (ou gínglimo) conferindo-lhe potencialidades de movimentação: flexão, extensão, rotação medial, e rotação lateral, sendo que estas duas últimas rotações apenas podem ser executadas na posição fletida [7].

2. Estruturas anatómicas constituintes do joelho

2.1. Ossos

A articulação do joelho é tradicionalmente classificada como uma articulação gínglimo (de dobradiça) modificada e está localizada entre o fêmur e a tíbia. Na verdade, é uma articulação elipsoide complexa que permite a flexão, extensão, e uma pequena rotação da perna.

O fêmur tem uma proeminente cabeça arredondada, articulando-se com o acetábulo e um pescoço bem definido; ambos estão localizados a um ângulo oblíquo em relação ao eixo do fêmur. O eixo proximal apresenta duas projeções laterais: um trocânter maior para o pescoço e um menor, denominado de trocânter menor, inferior e posterior ao pescoço. Ambos os trocânteres são locais de ligação para os músculos que prendem o quadril à coxa [1].

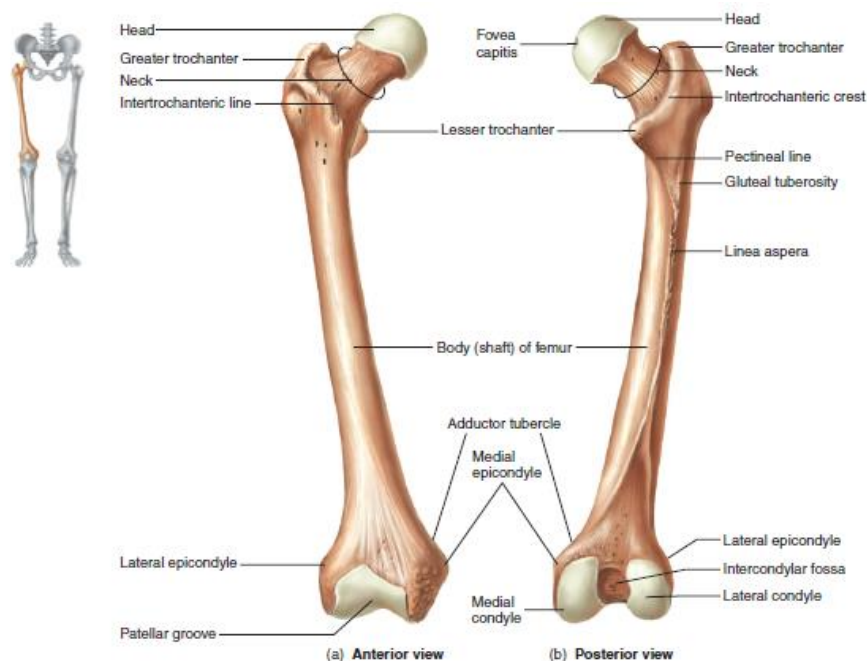


Figura 12 - Estrutura anatómica do fêmur. (a) Vista anterior, (b) Vista posterior [1].

O trocânter maior e os seus músculos ligados formam uma protuberância que pode ser vista como a parte mais larga dos quadris. A extremidade distal do fêmur tem côndilos mediais e laterais, sendo superfícies arredondadas, que se articulam com a tíbia. Localizados

proximamente dos côndilos, estão os epicôndilos mediais e laterais, sendo estes locais importantes de fixação de ligamentos. Um tubérculo adutor, ao qual se ligam os músculos, é proximal ao epicôndilo medial.

O membro inferior entre o joelho e o tornozelo é constituído por dois ossos: a tíbia e o perónio.

A tíbia, sendo a maior dos dois ossos, suporta a maior parte do peso da perna. A tuberosidade tibial, que é o ponto de fixação para o grupo de músculos dos quadríceps femorais, pode facilmente ser vista e sentida logo inferiormente à patela. A crista anterior constitui a canela.

A extremidade proximal da tíbia é constituída pelos côndilos planos mediais e laterais, que se articulam com os côndilos do fémur referidos anteriormente. Localizada entre os côndilos, encontra-se a eminência intercondilar, que é um cume entre as duas superfícies articulares da tíbia proximal.

A extremidade distal da tíbia é ampliada para formar o maléolo medial, o que ajuda a formar o lado medial da articulação do tornozelo.

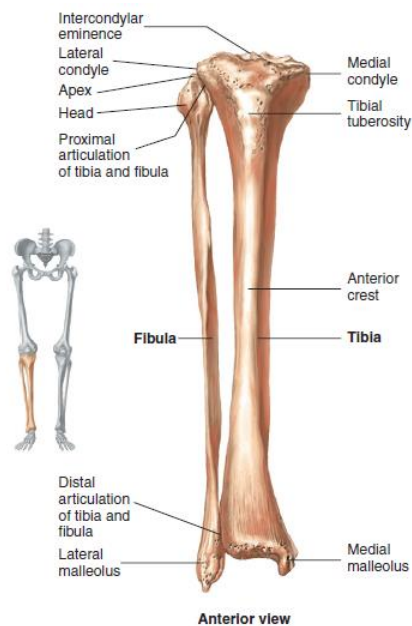


Figura 13 - Estrutura anatómica da tíbia e do perónio, Vista anterior [1].

O perónio não se articula com o fémur, no entanto possui uma pequena cabeça proximal que se articula com a tíbia. A extremidade distal do perónio também é ligeiramente desenvolvida, como o maléolo lateral, para criar a parede lateral da articulação do tornozelo.

Os maléolos lateral e medial podem ser sentidos e vistos como caroços proeminentes em ambos os lados do tornozelo. A mais fina e mais fraca parte do perónio é logo proximal ao maléolo lateral.

2.2. Ligamentos

A articulação do joelho possui ligamentos fortes que são fundamentais para a sua biomecânica e a sua fisiologia. Estes são estruturas em forma de fita modelada rica em fibras de colagénio e elásticas que ajudam na fixação dos ossos articulados. Os ligamentos são de origens musculares ou capsulares, podem-se localizar na substância da cápsula articular (capsular), dentro da cápsula articular (intracapsular) ou por fora da cápsula articular (extracapsular). Estes desempenham funções de coesão ou adesão, e reprimem ou limitam os movimentos articulares [2].

Os principais ligamentos do joelho que lhe dão estabilidade articular são os ligamentos cruzados e os colaterais.

Os dois ligamentos cruzados estendem-se entre a eminência intercondilar da tíbia e a fossa do fémur. O ligamento cruzado anterior impede o deslocamento anterior da tíbia em relação ao fémur, e o ligamento cruzado posterior impede o deslocamento posterior da tíbia.

Os ligamentos colaterais medial (tíbia) e lateral (perónio) estabilizam os lados medial e lateral do joelho, respetivamente [1].

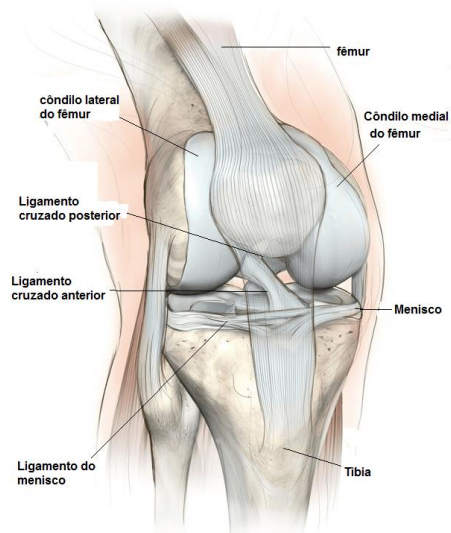


Figura 14 - Localização dos ligamentos na articulação do joelho. Vista anterior [9].

O ligamento cruzado anterior (LCA) encaixa-se a nível da tíbia antes da espinha tibial e termina na face medial do côndilo externo. O LCA não é muito vascularizado e é definido como sendo muito frágil porque está sujeito a lesões mais frequentes do que o ligamento cruzado posterior (LCP). O LCA desempenha um papel fundamental em manter estável a articulação do joelho limitando a rotação interna e hiperextensão. Quando sujeito a esforços de extensão, o LCA reduz a deslocação para a frente da tíbia em relação aos côndilos femorais. O ligamento cruzado posterior tem origem na cavidade intercondilar tibial e encaixa-se no lado interno do côndilo medial do fémur, sendo este bem mais robusto do que o LCA. Os ligamentos cruzados anterior e posterior cruzam-se em forma de “X” em todas as três dimensões do espaço como visualizado a seguir na Figura 15.

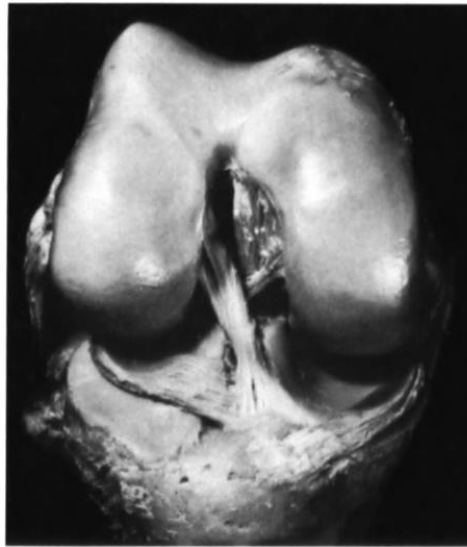


Figura 15 - Ligamentos cruzados anterior e posterior, cruzados em "X". Vista anterior [10].

Externamente, no joelho existem dois ligamentos: o ligamento colateral lateral (LCL) e o ligamento colateral medial (LCM).

O primeiro tem origem no epicôndilo lateral do fêmur e encaixa-se na parte externa da cabeça do perônio. O LCL é dividido numa camada profunda e numa superficial e não se junta à cápsula ou aos meniscos. O ligamento colateral medial origina-se na superfície externa do côndilo medial e insere-se na superfície interna da tíbia.

Os ligamentos colaterais são importantes porque bloqueiam os movimentos de inclinação lateral da tíbia no joelho. As extremidades dos dois ligamentos chegam a máxima tensão no joelho estendido, enquanto durante a flexão estes não têm tensão.

Para além das suas funções sinérgicas, os ligamentos cruzados e colaterais exercem uma função antagonista básica durante a rotação:

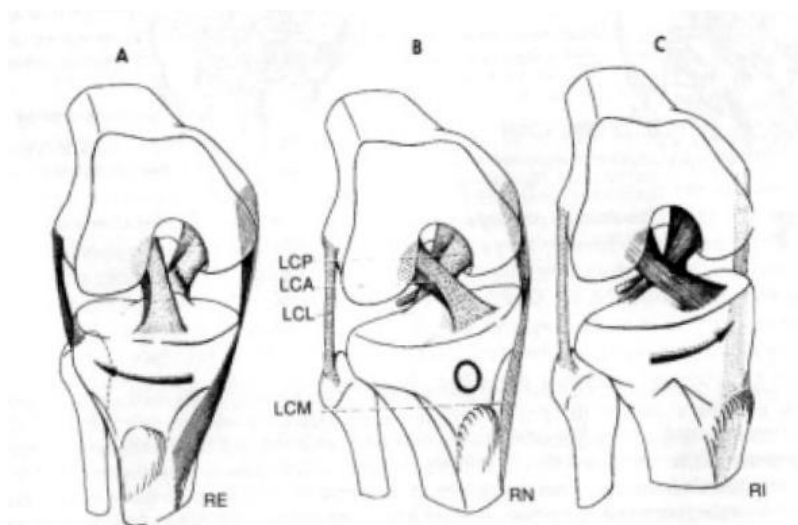


Figura 16 - Rotação do fémur sobre a tíbia e efeitos sobre os ligamentos cruzados e colaterais. (A) Rotação externa. (B) Rotação neutra. (C) Rotação interna [10].

Em rotação externa, são os ligamentos colaterais que se distendem e inibem a rotação excessiva, por cruzarem-se espacialmente. Em rotação neutra, nenhum dos quatro ligamentos se encontra sob tensão incomum. Em rotação interna, os ligamentos colaterais verticalizam-se mais e estão mais relaxados, enquanto os ligamentos cruzados se enrolam (um em torno do outro) e ficam sob forte tensão [10].

Para além destes quatro ligamentos essenciais para a estabilidade geral do joelho, existem outros pequenos ligamentos que auxiliam outras estruturas na sua firmeza, como é o caso do ligamento transverso e dos ligamentos meniscofemorais anterior e posterior.

O ligamento transverso do joelho conecta as porções anteriores dos meniscos lateral e medial entre eles, e conectando também o menisco medial com a área intercondilar [1].

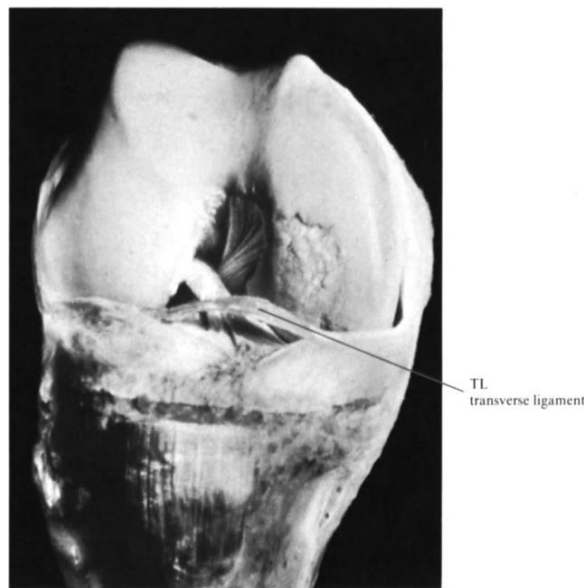


Figura 17 - Ligamento transverso do joelho. Vista anterior [10].

Os ligamentos meniscofemorais são formados pelo ligamento anterior, ou ligamento de Humphrey, e pelo ligamento posterior, ou ligamento de Wrisberg. Estes são ligamentos “acessórios” do joelho que atracam ao côndilo femoral medial na região do ligamento cruzado posterior, sendo que as suas presenças e os seus tamanhos são variáveis.

O ligamento meniscofemoral posterior (ligamento de Wrisberg) surge a partir do corno posterior do menisco lateral, tibia posterior, ou cápsula posterior e cruza obliquamente, posteriormente ao ligamento cruzado posterior a um local de inserção distinta no côndilo femoral medial [1] [11].

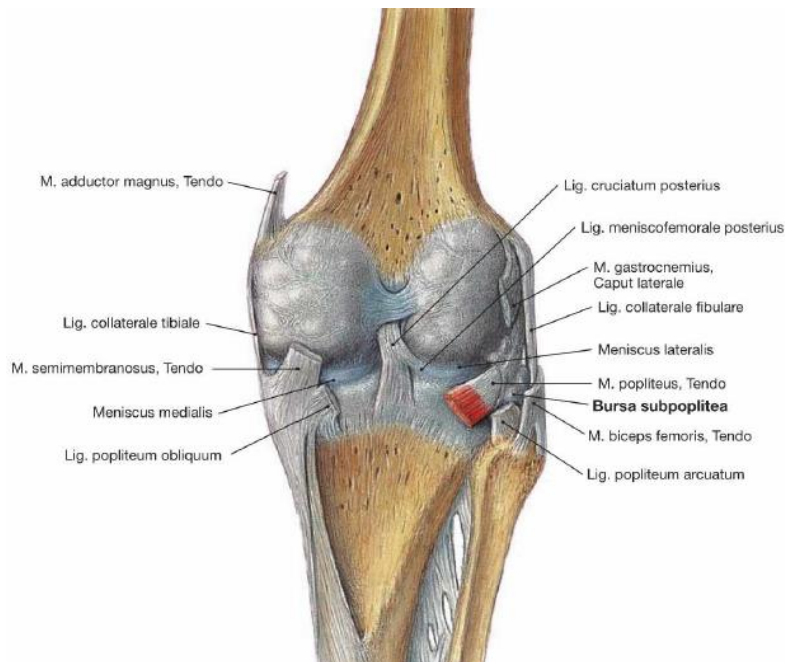


Figura 18 - Vista posterior do joelho, sendo visível o ligamento meniscofemoral [7].

O ligamento meniscofemoral anterior (ligamento de Humphrey) surge a partir do corno posterior do menisco lateral e passa ao longo da face anterior do ligamento cruzado posterior para inserir-se no côndilo femoral medial. Embora o ligamento meniscofemoral possa servir como uma restrição menor para a translação posterior da tíbia após o corte do ligamento cruzado posterior, acredita-se que os ligamentos desempenhem um papel importante na cinemática meniscal normal. Estes aumentam a congruência entre o menisco lateral e o côndilo femoral lateral durante a flexão, extensão e rotação do joelho [11].

2.3. Cartilagens articulares

A cartilagem articular desempenha uma função essencial no joelho saudável, sendo que é responsável por estabelecer um ambiente com atritos mínimos e ajuda a dissipar as cargas articulares. É também sua função absorver choques e proporcionar uma superfície lisa para facilitar o movimento. A cartilagem articular depende da sua fisiologia única e propriedades mecânicas para manter a mobilidade articular indolor.

No joelho, existem duas cartilagens que recobrem os dois ossos constituintes da articulação, sendo então a cartilagem femoral que cobre as extremidades do fêmur e a cartilagem tibial que cobre o início da tíbia, sendo estas visíveis na Figura 6 e na Figura 19.

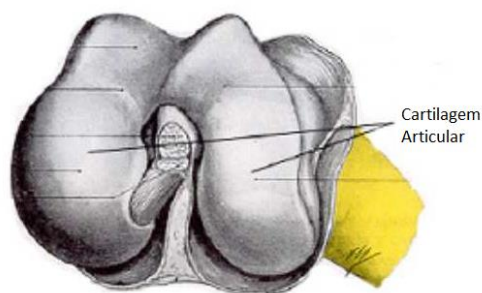


Figura 19 - Cartilagem articular do fêmur [12].

2.4. Meniscos

Um componente multifuncional importante do joelho são os meniscos. Estes são um sistema biomecânico complexo em si mesmo, com um papel fundamental na transmissão de carga, na absorção de impactos, na propriocepção, na melhoria da estabilidade e de lubrificação [13].

Contudo, a principal e mais importante função dos meniscos é a de transmitir as cargas tibiofemorais e reduzir as pressões na cartilagem articular [14].

De modo a realizar estas funcionalidades de forma adequada, o seu comportamento é completamente mecânico, pelo que estes distribuem as forças de contato sobre as superfícies articulares aumentando a área de contato da articulação. A disposição de cargas sobre uma superfície incongruente da articulação é redistribuída pelos meniscos, tentando manter a máxima congruência possível [15].

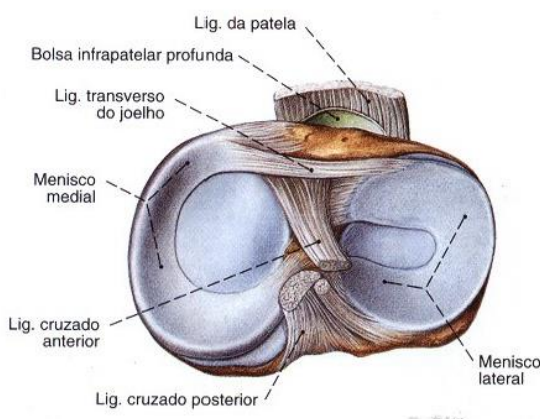


Figura 20 - Meniscos após a divisão transversal da cápsula articular, ligamentos cruzados e laterais. Vista superior [7].

A funcionalidade dos meniscos e o seu papel na transmissão de carga no joelho já tem vindo a ser discutida por diversos autores, tentando estes entender o seu comportamento, bem como a forma como são distribuídas as forças e cargas durante o movimento, com e sem lesões destas estruturas.

Os meniscos podem ser descritos como sendo uma estrutura fibrocartilaginosa em forma de meia-lua, como um disco incompleto, agindo como amortecedores de peso e permitindo a estabilização da articulação do joelho, como referido anteriormente.

Os meniscos, formados por uma componente medial e outra lateral, estão situados entre o côndilo femoral e o planalto tibial. Trata-se de um tecido branco brilhante, complexo, composto por células, com moléculas da matriz extracelular especializadas (ECM), bem como inervação e vascularização específicas da região. Ambos os meniscos são considerados componentes críticos de uma articulação do joelho saudável [6].

Os meniscos medial e lateral do ser humano possuem dimensões distintas, tal como se pode visualizar na Tabela 1.

Tabela 1 - Dimensões dos meniscos laterais e mediais [6].

	Comprimento (mm)	Largura (mm)
Menisco medial	40,5-45,5	27
Menisco lateral	32,4-35,7	26,6-29,3



Figura 21 - Vista superior de um planalto tibial dissecado com régua graduada em centímetros onde são bem visíveis os meniscos [16].

Apesar de ambos os meniscos serem aproximadamente em forma de cunha e semilunar, os meniscos laterais exibem maior variedade em termos de tamanho, forma, espessura e mobilidade do que os meniscos mediais. Os meniscos laterais também cobrem uma parcela maior do planalto tibial (75-93% lateralmente) em comparação com os meniscos mediais (51-74% medialmente).

A vascularização neste tecido é de grande relevância. Desde o desenvolvimento pré-natal até pouco depois do nascimento, o menisco é totalmente vascularizado. Depois disso, a vascularização tende a diminuir. Aos 10 anos de idade, está presente em cerca de 10-30% do menisco, e na maturidade o menisco contém vasos sanguíneos e nervos só na periferia em 10-25% do tecido. Subsequentemente podem-se distinguir duas regiões distintas desta estrutura:

- A região externa vascularizada (zona *red-red*);

- A região interna não vascularizada (zona *white-white*).

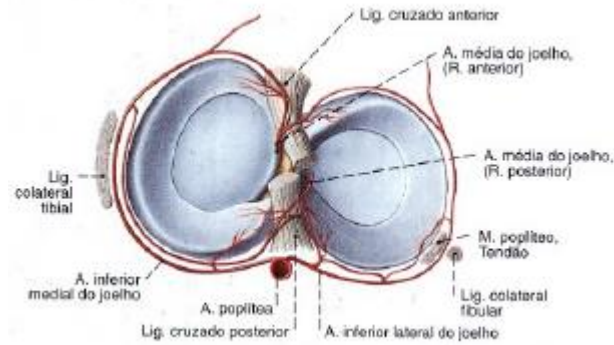


Figura 22 - Suprimento arterial dos meniscos. Vista superior [7].

Estas duas áreas são separadas pela região *red-white*, a qual apresenta propriedades de ambas as regiões interna e externa.

A capacidade de cicatrização de cada área está diretamente relacionada com a circulação sanguínea, deixando a região *white* suscetível a lesões pós-traumáticas e degenerativas permanentes [6].

Página em branco

Capítulo 4 - Biomecânica do Joelho

1. Estado da Arte

A biomecânica do sistema músculo-esquelético do corpo humano tem vindo a ser estudada ao longo dos anos a níveis cada mais altos de complexidade, na tentativa de entender melhor o comportamento e as interações entre as suas componentes. Um grande número de componentes tem sido objeto de estudo tanto de forma experimental como teórica, individualmente ou em conjunto. A articulação do joelho e os discos intervertebrais são componentes do corpo humano muito estudados no campo da mecânica computacional.

Na articulação do joelho, a articulação femoropatelar foi a primeira a ser estudada em profundidade por Goodfellow et al. [17], que estudaram a possível associação entre esta articulação e as suas patologias. Matthews et al. [18] e Huberti et al. [19] analisaram o padrão de contacto da articulação e as pressões de contacto que aparecem na cartilagem articular respetivamente. Mais tarde, Ahmed et al. [20] determinaram as forças que aparecem sobre a articulação e Kampen et al. [21] fizeram um estudo experimental sobre a cinemática da articulação. Heegard et al. [22] desenvolveram um modelo computacional tridimensional para analisar a biomecânica do joelho durante a flexão da articulação.

Numerosos estudos computacionais têm decorrido até à atualidade para prever o comportamento biomecânico da articulação femorotibial do joelho [5] [23] [24] [25] e outros mais específicos sobre os meniscos [26] [15] [27].

O projeto americano *Open Knee Project* veio trazer algumas novidades sobre a articulação do joelho, publicando um modelo desta articulação com todas as estruturas anatómicas, isto é, contendo a articulação femorotibial, com respetivas cartilagens, ligamentos cruzados e colaterais, e meniscos [25] [28].

O mais recente estudo publicado sobre o joelho por Yuxing Wang et al., em Janeiro de 2014, avalia a distribuição de forças na cartilagem femoral e tibial, em contacto com a cartilagem da patela e com os meniscos (medial e lateral), em duas posições anatómicas diferentes, de pé e de joelhos [29].

2. Eixos, Movimentos e Cinemática da Articulação do Joelho

O movimento principal que se realiza no joelho é uma flexão-extensão de amplitude entre 130° e 150°, em torno de um eixo transversal XX que passa pelos côndilos do fêmur no sentido horizontal [30], como se pode ver na figura seguinte.

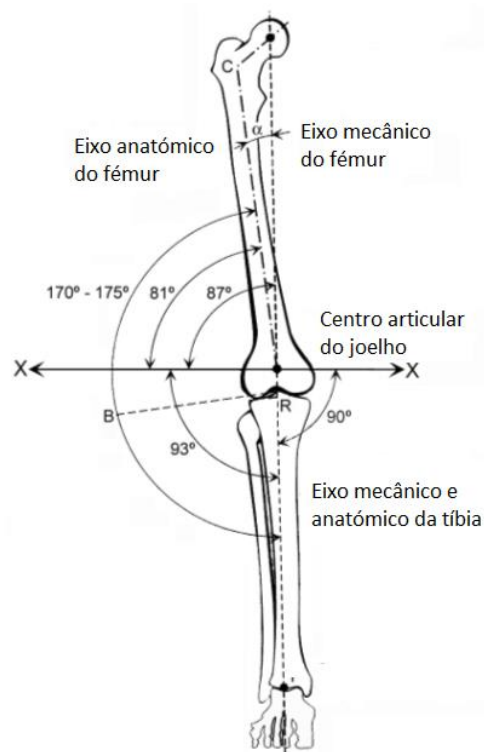


Figura 23 - Eixos dos componentes da articulação do joelho [12].

Relativamente ao ciclo de marcha, no contacto inicial, o joelho está praticamente em extensão, no plano sagital (Figura 24). De seguida, vai fletindo gradualmente até cerca de 20° no final do período de duplo apoio (10% ciclo de marcha), retornando à extensão completa por volta de 40% do ciclo de marcha. A partir daqui, o joelho volta a fletir até cerca de 40° na proximidade da elevação do pé, continuando a flexão até um máximo de 60-70° já no período de balanço, voltando após este pico ao movimento de extensão e atingindo a extensão completa na fase final do ciclo de marcha.

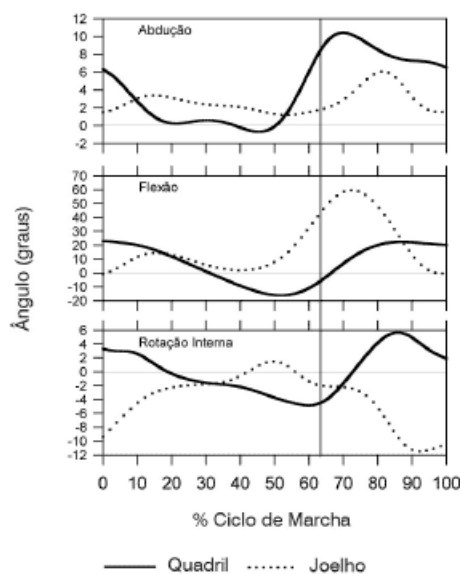


Figura 24 - Deslocamento angular (graus) das articulações do quadril e do joelho durante a marcha. Linha vertical indica *toe-off* (retirada dos dedos do pé do chão) [31].

No plano frontal, o movimento de adução-abdução é estável em torno da posição neutra, devido à restrição imposta pelas superfícies condilares e pelos ligamentos na fase de extensão do joelho.

Normalmente, esta estabilidade ocorre em varus (adução) no período de apoio com cerca de 2° a 3° de amplitude até à fase de elevação do pé (cerca de 60% do ciclo de marcha), a partir da qual se dá um incremento do ângulo varus até cerca de 5°. Após este pico, a meio da fase de balanço, inicia-se uma rotação em valgus (abdução), até ao fim do ciclo de marcha.

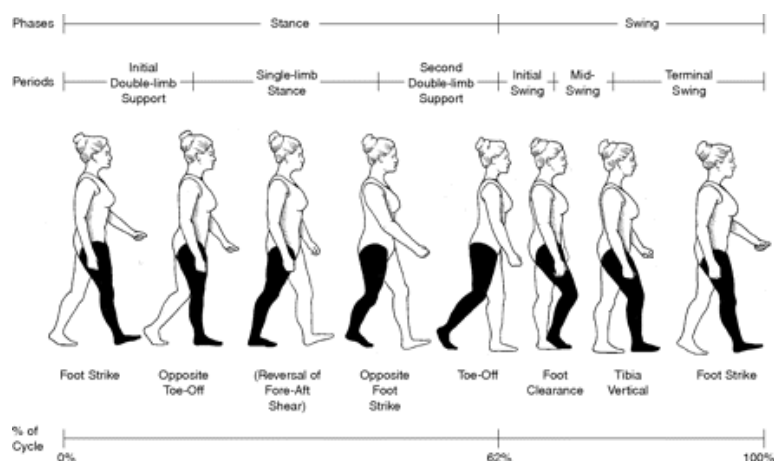


Figura 25 - Ciclo de marcha de uma pessoa normal [32].

No plano transversal, a rotação interna-externa é determinada, tal como na adução-abdução, pela geometria das superfícies articulares e pelos ligamentos, estando a sua variabilidade muito relacionada com o indivíduo. No entanto, as amplitudes observadas em diferentes estudos são idênticas. Este movimento de rotação está muito ligado ao movimento

de flexão-extensão desta articulação. Geralmente, o joelho é mantido em rotação externa durante o ciclo de marcha, variando a amplitude de rotação entre os 10 e os 20° [33].

3. Deslocamento dos meniscos durante o movimento

Os meniscos desempenham um papel importante como um meio de junção elástica, transmitindo as forças de compressão entre o fêmur e a tíbia [9].

A cinemática do joelho normal, não patológico, é uma combinação de movimentos de flexão, extensão, rolamento, e deslizamento nos seis graus de liberdade permitidos.

O movimento meniscal foi demonstrado pela primeira vez num estudo realizado por Thompson et al. [34] em que foram usados joelhos de cadáveres humanos e uma técnica de reconstrução 3-dimensional ressonância magnética para demonstrar o movimento dos meniscos quando o joelho foi movido entre 0° a 120° de flexão. O deslocamento quantitativo dos meniscos também foi avaliado sendo que o deslocamento médio do menisco medial é de 5,1±0,96 milímetros, em comparação com os 11,2±3,27 milímetros para o deslocamento médio do menisco lateral. Em ambos os lados, o deslocamento médio do corno posterior é menor do que o do corno anterior. A proporção do deslocamento médio posterior para anterior é de 1:2,4±0,8 medialmente e de 1:1,13±0,23 lateralmente.

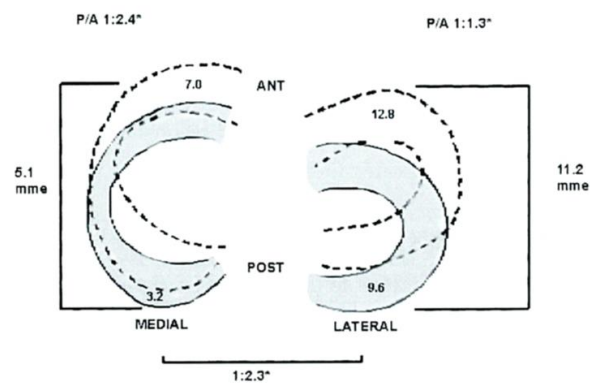


Figura 26 - Deslocamento médio dos meniscos (em milímetros) no prato tibial durante uma flexão do joelho. ANT, anterior; POST, posterior; P/A é a proporção da translação meniscal de posterior para anterior durante a flexão [35].

O deslocamento do menisco medial é limitado pela extensa fixação à cápsula, pelo ligamento colateral medial e pelo ligamento coronário. Também tem uma área total maior de entese em comparação com o menisco lateral. Em contraste, o menisco lateral carece de uma ligação circunferencial semelhante, tem mais inserções na tíbia central, e os ligamentos meniscofemorais e o músculo poplíteo controlam dinamicamente o menisco lateral durante a flexão do joelho [35] [36].

Capítulo 5 - Biomecânica dos Meniscos do Joelho

1. Introdução

Aos meniscos do joelho nem sempre foi concedida a importância anatômica e funcional que agora se sabe que têm. Assim, em descrições clássicas como a de Smillie em 1944 [37], os meniscos eram considerados como cunhas de cartilagem que completavam a incompleta congruência das superfícies articulares tibiofemorais do joelho, ou seja, elementos mecânicos inertes, que até podiam inclusivamente ser prescindíveis.

A evidência da aparição precoce de graves lesões degenerativas nos joelhos meniscectomizados [38] obrigou a mudar radicalmente a baixa valorização que se dava aos meniscos. Sobretudo nos últimos anos, os meniscos têm sido considerados elementos imprescindíveis que têm que ser bem tratados, preservados, e reparados quando ocorrem lesões. Caso a sua reparação não seja possível, é necessário considerar a sua substituição por autoenxertos ou até mesmo por uma prótese meniscal.

Os meniscos, ao serem estruturas fibrocartilaginosas, suportam e distribuem uma parte significativa da carga que passa pela articulação e também têm uma função de absorção de energia dos impactos e de lubrificação articular juntamente com outras estruturas [12]. Através dos meniscos transmite-se mais de 50% da carga em extensão, e pode chegar aos 85% quando a flexão alcança os 90°.

Os efeitos locais da meniscectomia resultam no incremento das pressões causados pela redução da área de contacto, a tal ponto que uma meniscectomia medial reduz a área de transmissão das cargas entre 50 a 70%. Apesar do incremento destes níveis de tensão, tanto as meniscectomias parciais como totais provocam uma importante variação na distribuição das deformidades na tibia proximal, o que ocasiona variações no osso subcondral (imediatamente inferior à cartilagem) a curto e longo prazo [39].



Figura 27 - Lesão condral com gancho palpador a avaliar o osso subcondral [39].

2. Biologia dos meniscos medial e lateral

O menisco medial tem um formato de “C”, com o corno posterior maior que o anterior. É firmemente unido à cápsula articular e ao ligamento capsular medial.

O menisco lateral tem a forma de um “O”, cobre mais o prato tibial, o seu corno anterior está bem próximo à inserção do ligamento cruzado anterior e não possui um corno posterior espesso como o do menisco medial. O menisco lateral apresenta o hiato poplíteo por onde passa o tendão do músculo poplíteo e tem dois ligamentos meniscafemorais denominados de *Humphrey* e *Wrisberg*, e é quase duas vezes mais móvel que o medial.

O menisco medial está mais associado à estabilidade, enquanto o menisco lateral está mais associado ao suporte da carga.

Microscopicamente, do ponto de vista histológico, o menisco é um tecido fibrocartilaginoso composto principalmente por uma rede entrelaçada de fibras de colagénio interpostas com células. A orientação destas fibras de colagénio está diretamente relacionado à sua função.

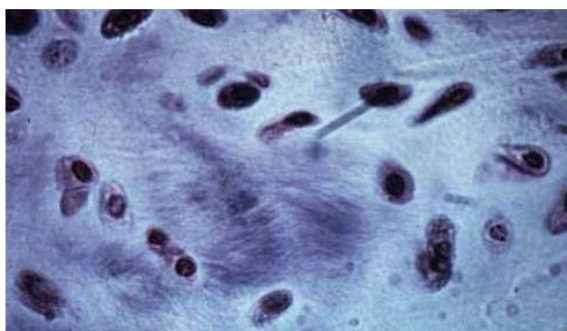


Figura 28 - Microscopia da fibrocartilagem [12].

Pelo menos quatro tipos de colagénios podem ser postos em evidência no menisco humano adulto. A predominância é de colagénio de tipo I (90%), embora haja os tipos II, III e V (menos de 1 a 2%). Há presença de proteoglicanos, proteínas e colagénio, ou seja matéria sólida ($\pm 25\%$), e água (75%) compondo a matriz extracelular [40].

A população celular dos meniscos é denominada de fibrocondroblastos, estabilizados numa matriz extracelular. Estes fibrocondroblastos podem eventualmente ser caracterizados como fibroblastos ou como condrócitos em função da sua localização na superfície ou em profundidade dentro do corpo meniscal.

Nos meniscos, o colagénio de tipo I encontra-se em feixes que são organizados de acordo com a sua localização (em profundidade ou em superfície). Os feixes de colagénio superficiais têm essencialmente uma orientação radial, o que garante uma distribuição de carga simétrica em toda a superfície do menisco, como é possível visualizar na Figura 29.

A fim de proteger o *stress* circunferencial, as fibras de colagénio profundas têm uma orientação longitudinal. Esses feixes correm paralelamente à borda meniscal, têm um diâmetro de 50 a 150 μm , e proliferam de anterior em posterior, o que faz com que participem na fixação do menisco no seu corno anterior e posterior. Esta estrutura aumenta a resistência à expulsão do menisco em carga. Algumas (poucas) fibras com orientação radial encontram-se também na estrutura profunda do menisco.

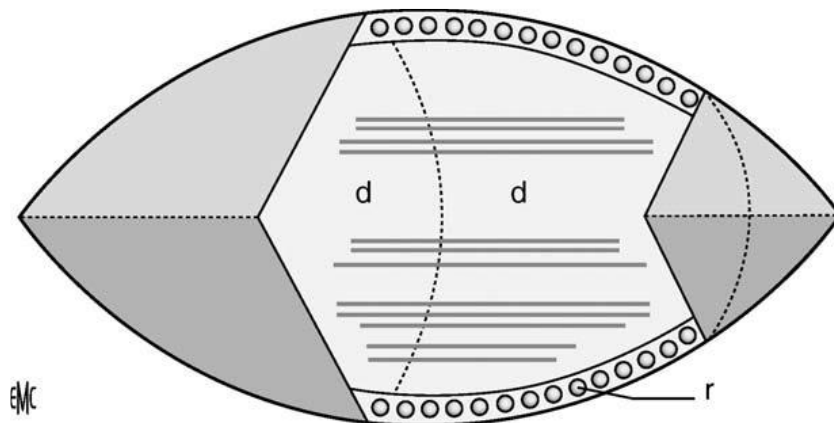


Figura 29 - Feixes de colagénio organizados radialmente (r) na superfície e circunferencialmente (d) em profundidade [40].

Este conjunto de fibras, associado à forma em cunha do menisco, permitem ao menisco funcionar como um amortecedor de impactos no joelho.

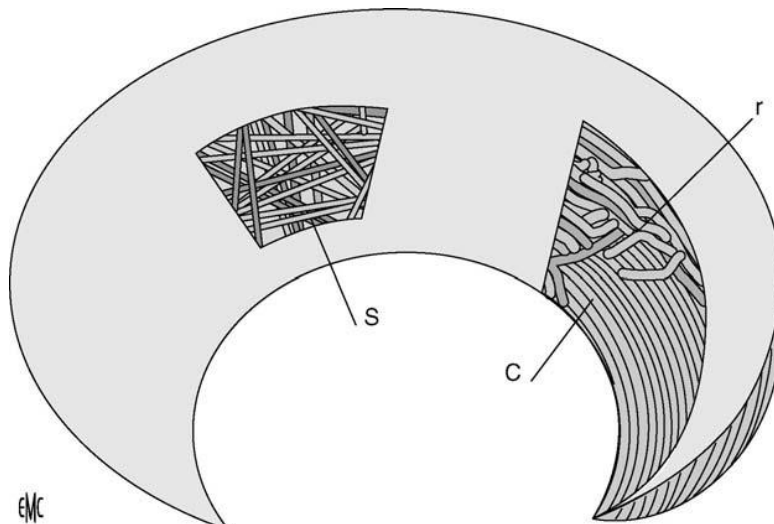


Figura 30 - Algumas fibras radiais (r) estão em profundidade. (s) fibras superficiais, (c) fibras circunferenciais [40].

Os proteoglicanos constituem uma estrutura muito importante na matriz extracelular do menisco, sendo fixos na matriz das fibras de colagénio. Estes podem resistir a grandes forças de compressão. A estrutura é hidrofílica. Estes proteoglicanos representam um grupo heterogéneo de cadeias de glicosaminoglicanos fixos a uma proteína central (Figura 31). É pelo grupo sulfato na sua composição química que se explica a sua capacidade hidrofílica em meios aquosos. Estes dados explicam a turgescência meniscal.

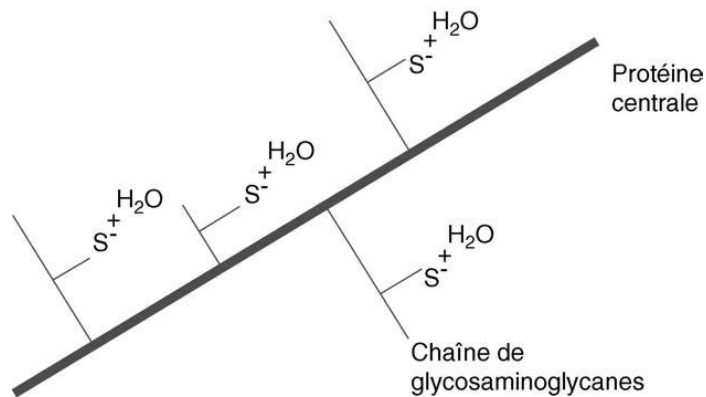


Figura 31 - Constituição da cadeia de glicosaminoglicanos ligada à proteína central dos proteoglicanos [40].

Foi *Solheim* [41] quem descobriu primeiro a presença de glicosaminoglicanos nos meniscos. Descreveu a presença de ácido condroitinossulfúrico e de menores quantidades de ácido hialurónico.

As cartilagens do fémur e da tíbia apresentam também interações proteoglicanos/colagénio. No exercício das forças axiais, a repetição de compressão e de descompressão durante a marcha induzem uma corrente que leva a autolubrificação e à nutrição destas superfícies, sendo que este filme de lubrificante diminui a fricção. Na carga

axial, a viscoelasticidade do complexo cartilagem / meniscos aumenta a superfície logo diminui a carga por unidade de área.

3. Propriedades mecânicas dos meniscos

O menisco tem que ser estudado em compressão, em tensão e com forças de corte.

Em compressão, devido à sua rigidez e da sua taxa de permeabilidade extremamente baixa, *Mow et al* [42] sugeriram que o menisco apresentasse uma estrutura extremamente eficaz na distribuição de cargas. O estudo desse comportamento mostrou que o menisco reage de forma anisotrópica quando está sob compressão, como se pode ver na Figura 32.

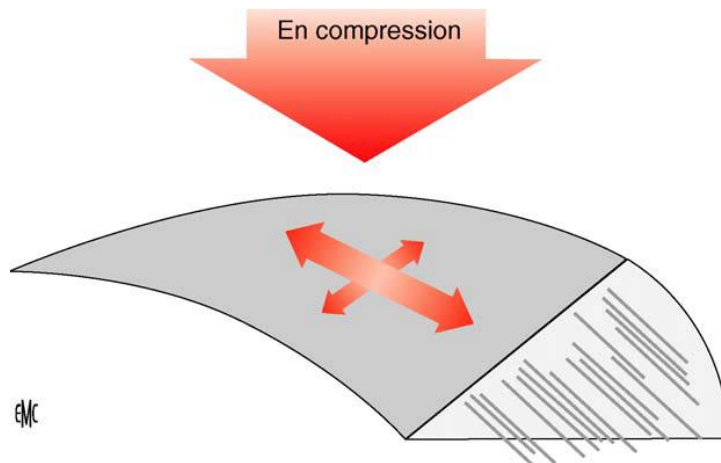


Figura 32 - Menisco anisotrópico à compressão [40].

Em tensão, a resistência às forças depende da presença e da orientação das fibras de colagénio. São sobretudo as fibras circunferenciais que predominam. O estudo dos meniscos de bovino mostram uma rigidez dez vezes maior se a avaliação se fizer por uma avaliação paralela aos feixes de colagénio versus os valores medidos ao angulo reto. A diferença é ainda maior quando se compara a estrutura de colagénio superficial à estrutura de colagénio profunda. A resistência às forças de tensão é bem menos importante em superfície devido à orientação em fila das fibras de colagénio. O segmento medial do menisco é bem menos resistente a forças circunferenciais quando comparado com os cornos anteriores e posteriores, o que se deve à concentração e alinhamento das fibras de colagénio, o que sugere que a resistência à tensão na direção circunferencial depende da estrutura das fibras de colagénio, ou seja, das interações intermoleculares, o que tem consequências clinicas. As ruturas horizontais dos meniscos poderiam ser causadas por forças de corte onde a presença de fibras radiais no corpo meniscal não é numerosa.

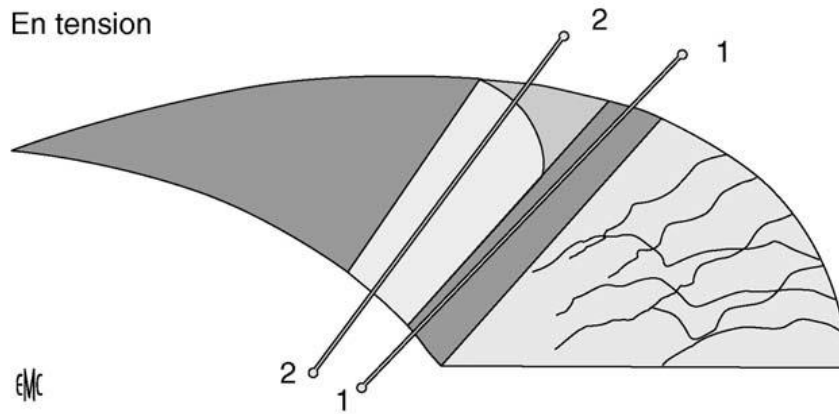


Figura 33 - Boa resistência à tensão dos meniscos graças aos feixes de colagénio radiais. Nas zonas dos meniscos com menos fibras, há menor resistência à tensão [40].

O estudo das forças de corte sugere que o menisco deve de suportar importantes forças deste tipo durante o seu funcionamento normal. Estas forças rompem progressivamente com as fibras de colagénio radiais superficiais, mas também com as radiais mais profundas dando assim origem à imagem degenerativa do menisco “idoso” [40].

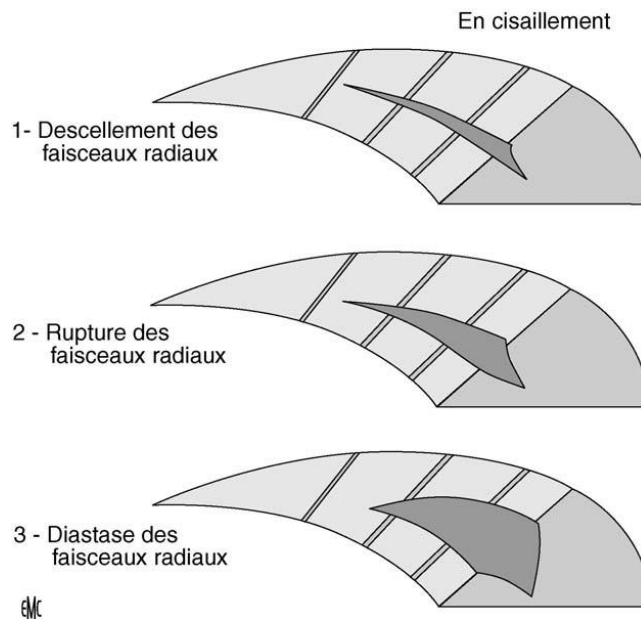


Figura 34 - Ruturas verticais derivadas de forças de corte no plano vertical, paralelas aos feixes de colagénio circunferenciais nos meniscos. 1) Desunião das fibras radiais, 2) Rutura das fibras radiais, 3) Diástase das fibras radiais [40].

Na figura seguinte é possível observar uma lesão degenerativa do menisco:

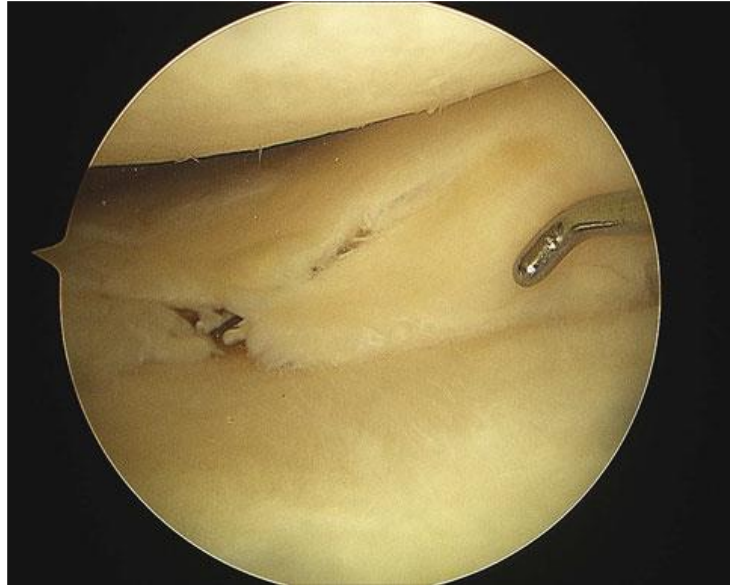


Figura 35 - Lesão degenerativa do menisco derivada de uma rutura das fibras de colagénio [43].

Para compreender a função dos meniscos do joelho, deve de se conhecer primeiro as propriedades intrínsecas do tecido que os compõe. Contudo, isto não é uma tarefa fácil pois a microestrutura dos meniscos é bastante complexa. Existem evidências que indicam que a orientação das fibras de colagénio origina uma elevada anisotropia e heterogeneidade nas propriedades mecânicas de tensão-deformação observadas nos meniscos.

Em testes de ensaios mecânicos, é necessário ter cuidado redobrado ao preparar as amostras, de modo a serem adequadas à geometria das fibras de colagénio.

No quadro seguinte encontram-se as constantes dos materiais da cartilagem articular e dos meniscos de um bovino em ensaios de tração, compressão e de corte.

Tabela 2 - Propriedades mecânicas da cartilagem articular e dos meniscos na zona superficial (s), na superfície (m) e na zona profunda (d) [44].

	Tração		Compressão	Corte	Permeabilidade
	Circunferencial	Radial			
Cartilagem	10,2 (s)	3,24 (s)	0,79	0,68	$4,7 \times 10^{-15}$
	3,2 (m)	1,01 (m)			
	0,87 (d)	0,32 (d)			
Menisco	59,8 (s)	59,8 (s)	0,42	0,112	$0,81 \times 10^{-15}$
	198,4 (m)	2,8 (m)			
	138,0 (d)	4,6 (d)			

Os valores de tração, compressão e corte representados na Tabela 2 estão em MPa e a permeabilidade em m^4/Ns .

Através da Tabela 2, é possível ver que tanto a cartilagem como o menisco têm maiores valores de tração quando as fibras são circunferenciais.

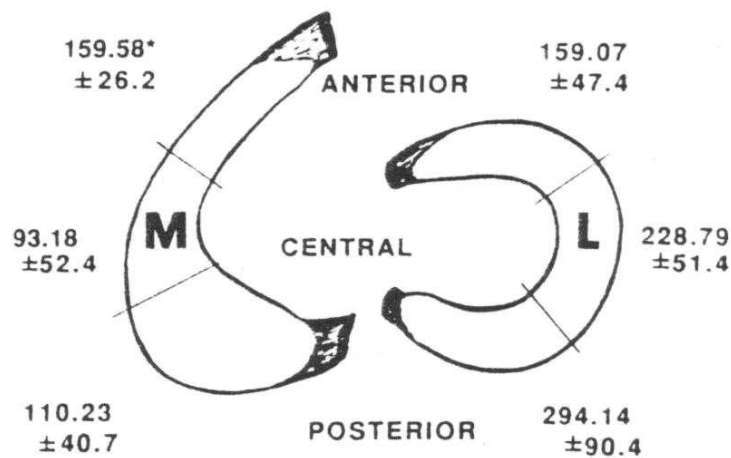


Figura 36 - Módulo de Young média por regiões para o menisco medial humano adulto [12].

Muitos autores analisaram o módulo de *Young* circunferencial do menisco humano, o qual varia do ensaio experimental, da localização da amostra e da sua espessura. No que diz respeito ao menisco medial, Lechner [45] observou que o módulo de *Young* varia desde 43,4 até aos 141,2 MPa. Fithian [44] observou que o módulo varia entre 93,2 e 159,6 MPa. Já Tissakht e Ahmed [46] registaram valores entre 58,0 e 106,2 MPa. Para comparação geral, o módulo de *Young* do ligamento cruzado anterior varia entre 200 e 300 MPa [47], sendo mais elevado do que o dos meniscos [48].

Tabela 3 - Módulo de *Young* dos meniscos segundo vários autores e valor médio calculado.

	Valor Mínimo	Valor Máximo	Autor [Referência]
Módulo de <i>Young</i> dos Meniscos	43,4 MPa	141,2 MPa	Lechner [45]
	93,2 MPa	159,6 MPa	Fithian [44]
	58,0 MPa	106,2 MPa	Tissakht e Ahmed [46]
Média	≈ 100,27 MPa		

Página em branco

PARTE III - TRABALHO PRÁTICO

Capítulo 1 - Modelo Numérico 3D de Elementos Finitos do Joelho

Capítulo 2 - Validação do Modelo Tridimensional de Elementos Finitos e Propriedades Mecânicas do Modelo

Capítulo 3 - Resultados e Discussão

Capítulo 1 - Modelo Numérico 3D de Elementos Finitos do Joelho

Neste capítulo, é apresentada a origem do modelo da articulação do joelho usado neste trabalho de dissertação. Também são apresentadas todas as alterações feitas ao mesmo modo a torná-lo mais realista, com inserção de fibras de colagénio nos ligamentos cruzados anterior e posterior, nos ligamentos colaterais medial e lateral, e nos meniscos medial e lateral.

1. Origem do Modelo

O modelo geométrico usado para este trabalho de dissertação baseia-se no projeto americano *Open Knee Project*.

O principal objetivo do *Open Knee Project* é fornecer uma fonte de representação de elementos finitos livremente disponível e aberta do joelho para simulações de previsão de cargas na articulação e os seus efeitos sobre as estruturas dos tecidos subjacentes (meniscos, ligamentos e cartilagens, fémur e tíbia).

O modelo do *Open Knee Project* é um trabalho ainda em progresso e pode ser utilizado para a utilização em análises por elementos finitos em biomecânica; para entender a função mecânica do joelho e dos seus componentes; para verificação e validação para a investigação científica sobre a mecânica da articulação como um todo e das suas estruturas de tecidos individuais, como é o caso.

A amostra do joelho da qual foram obtidos os dados pertence a um indivíduo do sexo feminino, com 70 anos, peso de 77.1 kg e 1.68m de altura. A causa da morte foi cancro (pneumonia), pelo que não tem nenhuma interferência na amostra. O joelho recolhido é o joelho do lado direito.

As imagens do joelho foram obtidas no laboratório de biomecânica da Clínica Cleveland usando um *scanner* de RM de 1 Tesla, no formato DICOM segundo os seguintes planos: axial, coronal e sagital.

O padrão DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) é usado na medicina com o objetivo de criar uma padronização na comunicação e no armazenamento das imagens

produzidas por equipamentos que fazem exames médicos. Com o crescimento da informática, e o aumento do volume das imagens geradas por esses equipamentos foi necessário padronizar esses procedimentos para que equipamentos de plataformas diferentes compartilhassem informações uns com os outros, possibilitando o surgimento de diagnósticos mais detalhados e à distância, fazendo com que os governos e entidades economizem nos custos em atendimentos médicos à população.

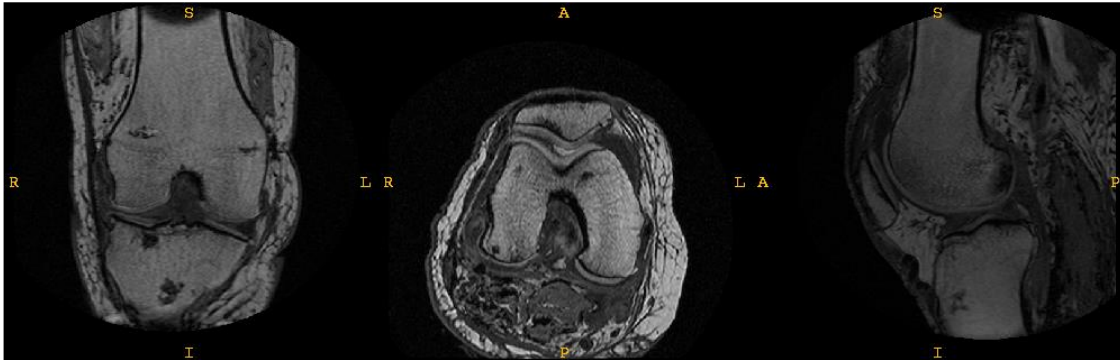


Figura 37 - Imagens de RM nos planos Coronal, Transversal e Sagital.

Durante o exame médico, o joelho foi mantido em posição de extensão total, e a espessura de cada *slice* foi de 1.5 milímetros, com uma duração total de 18 minutos.

2. Modelo de Elementos Finitos do Joelho

A primeira etapa para obtenção do modelo de elementos finitos do joelho humano saudável foi a importação de todas as estruturas para o *software* Abaqus, de modo a se poder ter o modelo completo com todos os seus componentes anatómicos:



Figura 38 - Modelo geométrico inicial do joelho, importado no Abaqus.

Assim, o modelo é constituído por 81653 elementos e 96853 nós, sendo que 25220 elementos são quadrilaterais lineares do tipo S4 e 56433 elementos são hexaédricos lineares do tipo C3D8.

Uma vez que as estruturas anatómicas não estão diferenciadas, fez-se uma posterior identificação das diferentes estruturas:

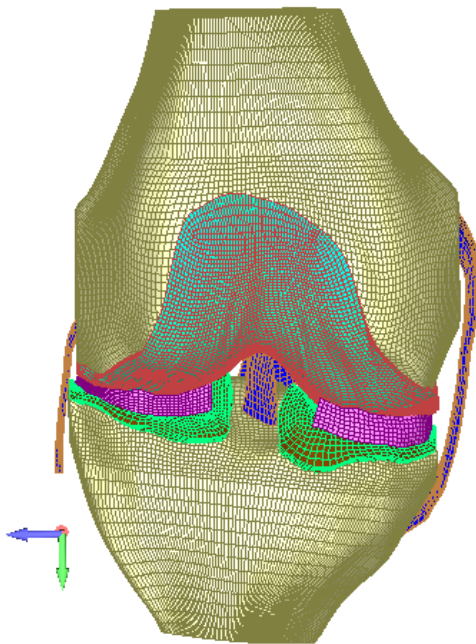


Figura 39 - Vista anterior do joelho humano.

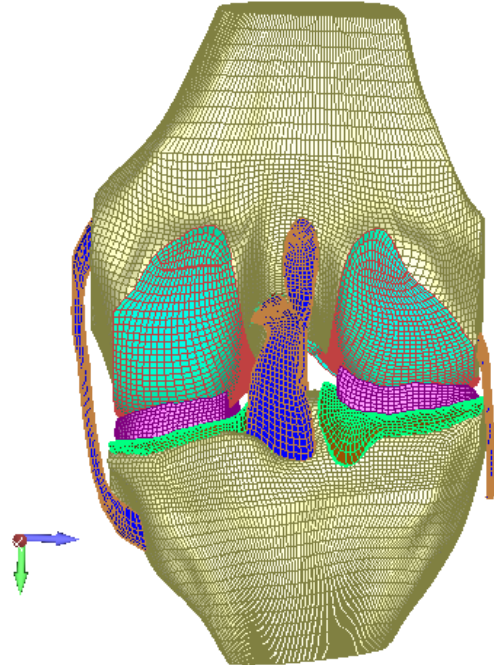


Figura 40 - Vista posterior do joelho humano.

Subdividindo as estruturas das Figura 38 e

Figura 39, o primeiro elemento que constitui o fémur é o 56434 e o último é o 70293. O primeiro nó do fémur é o 1 e o último nó é o 13862.

Tabela 4 - Numeração dos nós e dos elementos que constituem o fémur.

	Primeiro	Último
Nó	1	13862
Elemento	56434	70293

Na tíbia, o primeiro nó é o 13863 e o último é o 25224. Do mesmo modo, o primeiro elemento é o 70294 e o último é o 81653.

Tabela 5 - Numeração dos nós e dos elementos que constituem a tíbia.

	Primeiro	Último
Nó	13863	25224
Elemento	70294	81653

Obtém-se assim a seguinte estrutura óssea, resultante da numeração de nós e elementos anteriores:

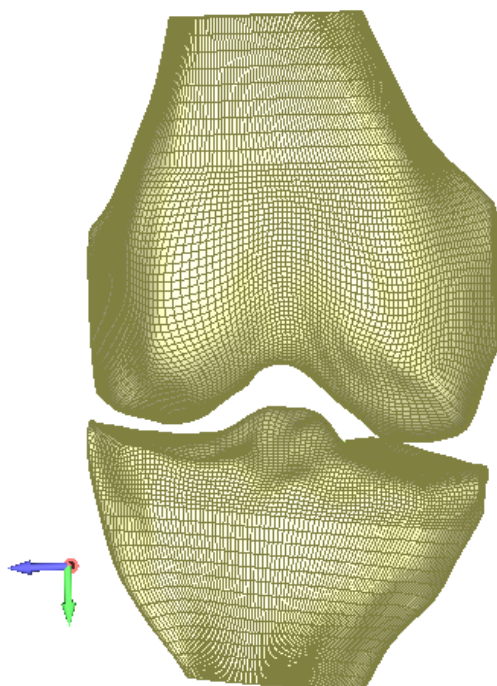


Figura 41 - Malha de elementos finitos do fémur (estrutura superior) e da tíbia (estrutura inferior).

Tendo as estruturas ósseas, as estruturas seguintes obtidas foram as cartilagens femorais e tibiais. As cartilagens tibiais foram subdivididas em direita e esquerda quando de frente para o joelho (vista frontal), de modo a facilitar o seu tratamento.

A cartilagem femoral tem a seguinte malha de elementos finitos:

Tabela 6 - Numeração dos nós e dos elementos que constituem a cartilagem femoral.

	Primeiro	Último
Nó	25225	49024
Elemento	1	17226

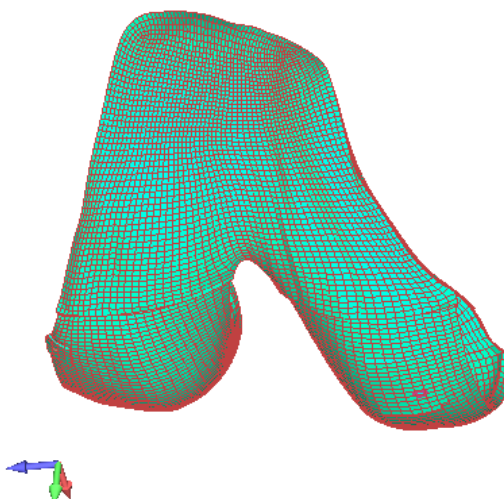


Figura 42 - Malha de elementos finitos da cartilagem femoral.

As cartilagens tibiais esquerda e direita são constituídas pelos seguintes nós e elementos:

Tabela 7 - Numeração dos nós e dos elementos que constituem as cartilagens tibiais esquerda e direita.

Cartilagem tibial esquerda		
	Primeiro	Último
Nós	49025	55552
Elemento	17227	21942
Cartilagem tibial direita		
	Primeiro	Último
Nós	55553	61280
Elemento	21943	26073

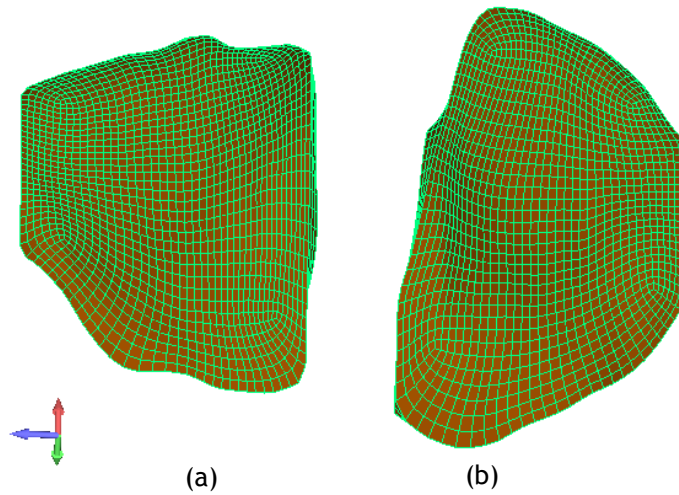


Figura 43 - Malha de elementos finitos das cartilagens tibiais esquerda (a) e direita (b).

De seguida foram analisados os ligamentos cruzados anterior e posterior e os ligamentos colaterais medial e lateral, sendo estes diferenciados por cores, e posteriormente por materiais e propriedades mecânicas.

Os ligamentos cruzados são os ligamentos que estão sujeitos a maiores cargas e tensões, e os ligamentos colaterais são os ligamentos responsáveis pelo suporte e equilíbrio da articulação do joelho.

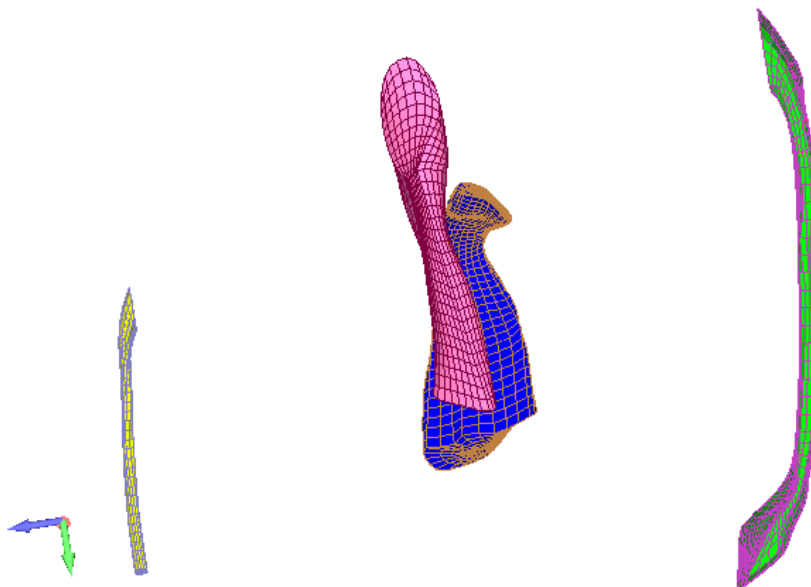


Figura 44 - Malha de elementos finitos dos ligamentos cruzados e colaterais: o ligamento rosa é o lca, o ligamento azul é o lcp, o ligamento verde é o mcl e o ligamento amarelo é o lcl.

Tabela 8 - Numeração dos nós e dos elementos que constituem os ligamentos cruzados (anterior e posterior) e os ligamentos colaterais (medial e lateral).

Ligamento cruzado anterior (lca)		
	Primeiro	Último
Nós	92201	96853
Elemento	52338	56433
Ligamento cruzado posterior (lcp)		
	Primeiro	Último
Nós	86279	92200
Elemento	47090	52337
Ligamento colateral medial (mcl)		
	Primeiro	Último
Nós	61281	67061
Elemento	26074	31193
Ligamento colateral lateral (lcl)		
	Primeiro	Último
Nós	67062	74486
Elemento	31194	37849

Por último, foram diferenciados os meniscos em menisco medial e menisco lateral sendo cada um deles constituído pelas seguintes estruturas:

Tabela 9 - Numeração dos nós e dos elementos que constituem os meniscos medial e lateral.

Menisco medial		
	Primeiro	Último
Nós	80383	86278
Elemento	42470	47089
Menisco lateral		
	Primeiro	Último
Nós	74487	80382
Elemento	37850	42469

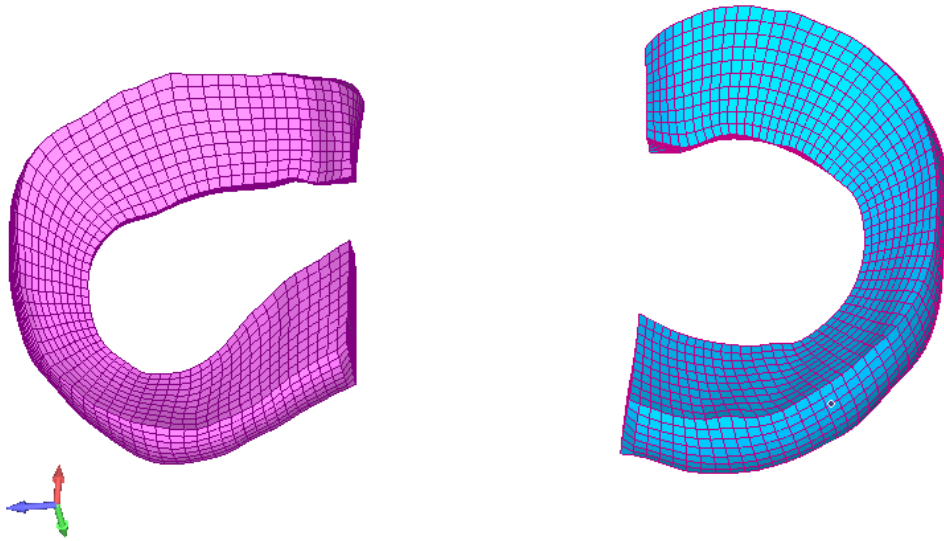


Figura 45 - Malha de elementos finitos do menisco lateral (rosa) e do menisco medial (azul).

Capítulo 2 - Validação do Modelo Tridimensional de Elementos Finitos e Propriedades Mecânicas do Modelo

1. Malha dos Ligamentos do Joelho

A articulação do joelho humano contém quatro ligamentos predominantes: ligamento cruzado anterior (LCA), ligamento cruzado posterior (LCP), ligamento colateral medial (MCL) e o ligamento colateral lateral (LCL). O ligamento cruzado anterior é o ligamento mais frequentemente lesionado no joelho. A função primária deste ligamento é estabilizar o joelho resistindo a deslocamentos anteriormente e posteriormente da tíbia e do fêmur, respectivamente [49].

O ligamento cruzado anterior tem aproximadamente 38 mm de comprimento e 10 mm de largura e liga o fêmur à tíbia. Mais especificamente, o LCA cruza a articulação do joelho desde o fêmur até à tíbia nas direções lateral para medial e posterior para anterior. O LCA é conectado ao fêmur ligeiramente posterior à superfície medial do côndilo lateral (LC), e à tíbia, na zona anterior à região intercondilar.

O próprio ligamento cruzado anterior é composto por dois feixes ligamentosos, o feixe postero-lateral (PL) e o feixe antero-medial (AM). Ambos estes feixes ajudam na estabilidade do joelho, mas cada feixe ajuda a alcançar a estabilidade de formas diferentes por terem pontos de inserção diferentes. Durante a extensão do joelho, estas diferenças causam a extensão do feixe postero-lateral e o seu estiramento, enquanto o feixe antero-medial encurta, que por sua vez, leva a uma torção e destorção natural do LCA durante a extensão e flexão do joelho.

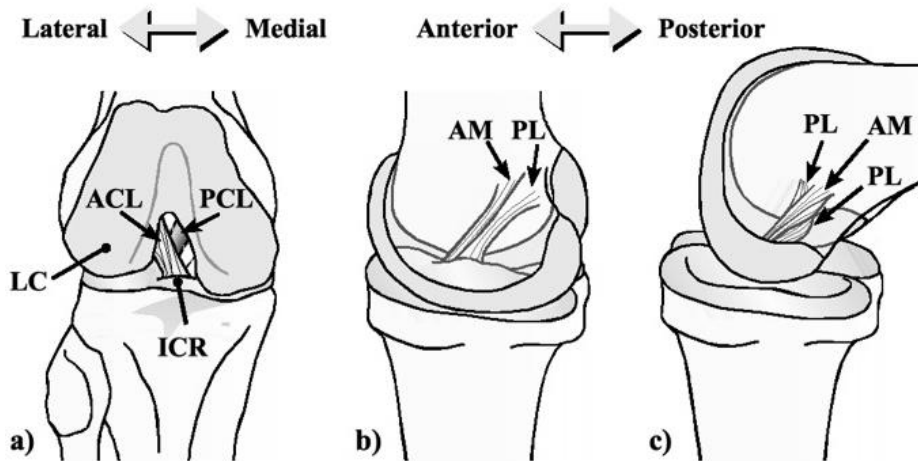


Figura 46 - (a) Representação da perspectiva anterior do joelho direito, (b) Perspectiva medial em extensão, (c) e flexão [50].

Os ligamentos do joelho, mais precisamente o ligamento cruzado anterior, possuem um tecido conjuntivo denso e altamente organizado. Os três principais componentes dos ligamentos, à semelhança dos meniscos, são água, uma matriz organizada e células fibroblastos. A água é o componente mais abundante, constituindo 65-70% do ligamento. Os colagénios de tipo I e III formam 70-80% do peso seco da matriz orgânica com uma proporção de 9:1 do tipo I para o colagénio de tipo III.

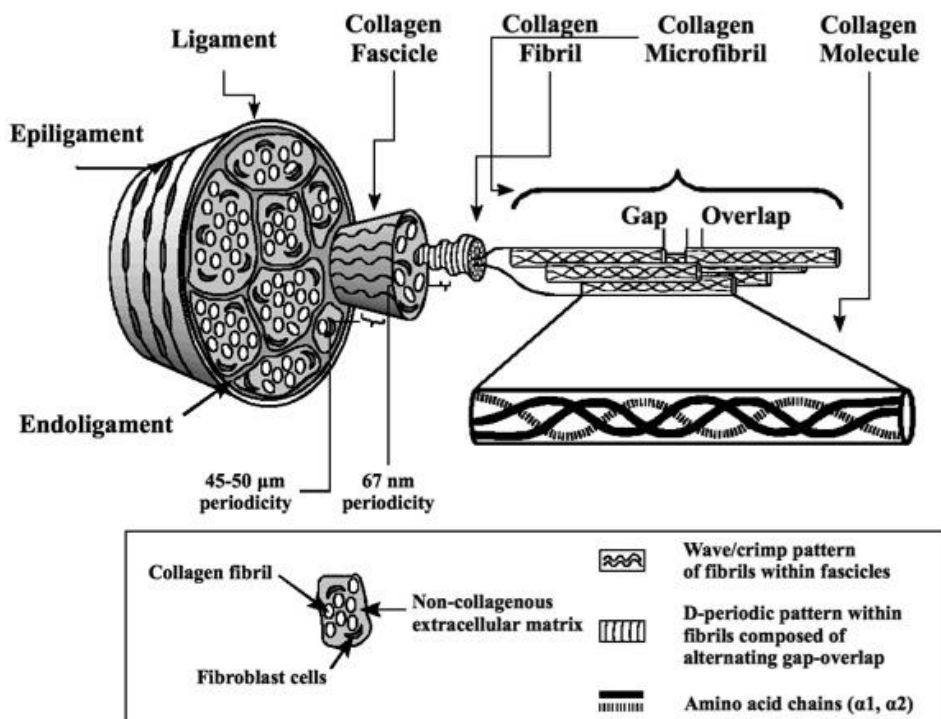
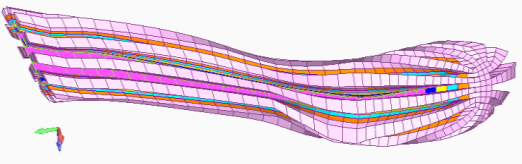

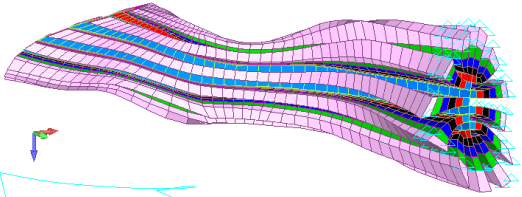

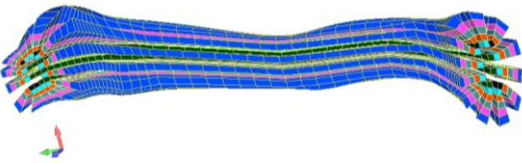

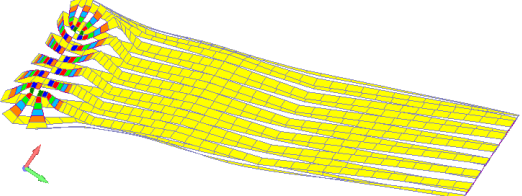
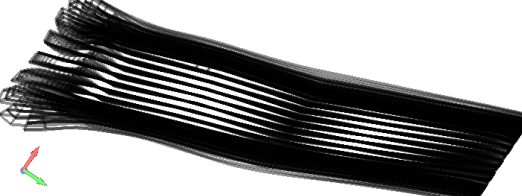


Figura 47 - Organização hierárquica do colagénio em ligamentos como o ligamento cruzado anterior [50].

Posto isto, após uma análise cuidadosa do comportamento dos ligamentos do joelho em algumas simulações iniciais de testes e verificar que estes apresentavam resistência à compressão, foi necessário proceder à introdução de elementos de barras verticais de modo a simular as fibras de colagénio que os constituem, fazendo com que não sejam criadas falsas tensões de compressão.

Tabela 10 - Matrizes de suporte das fibras de colagénio dos ligamentos do joelho e fibras de colagénio alinhadas verticalmente, em que (a) é matriz de suporte do ligamento cruzado anterior, (b) é a matriz de suporte do ligamento cruzado posterior, (c) é a matriz de suporte do ligamento colateral medial, (d) é a matriz de suporte do ligamento colateral lateral, (e) são as fibras de colagénio do lca, (f) são as fibras do lcp, (g) são as fibras do mcl e (h) são as fibras do lcl.

Matriz de Suporte das Fibras de Colagénio	Fibras de Colagénio
 <p data-bbox="528 965 560 999">(a)</p>	 <p data-bbox="1098 965 1129 999">(e)</p>
 <p data-bbox="528 1227 560 1261">(b)</p>	 <p data-bbox="1098 1227 1129 1261">(f)</p>
 <p data-bbox="528 1447 560 1480">(c)</p>	 <p data-bbox="1098 1447 1129 1480">(g)</p>
 <p data-bbox="528 1709 560 1742">(d)</p>	 <p data-bbox="1098 1709 1129 1742">(h)</p>

As imagens (a), (b), (c), e (d) representam a matriz das fibras de colagénio, sendo que esta matriz serve apenas de suporte às mesmas, influenciando minimamente os valores finais das tensões obtidos nas simulações. As imagens (e), (f), (g) e (h) representam as fibras de colagénio, sendo estas são as principais estruturas constituintes dos ligamentos da articulação

do joelho, e são estas que vão controlar o movimento de rotação, influenciando também os valores das tensões obtidos.

Na imagem seguinte de microscopia eletrônica de varrimento, é possível verificar que as fibras de colagénio dos ligamentos do joelho estão todas alinhadas verticalmente, como implementado no modelo da Tabela 10 e visível na geometria da Figura 49.



Figura 48 - Microscopia eletrônica de varrimento de uma secção transversal das fibras paralelas e verticais de colagénio do ligamento do joelho. Microscopia eletrônica de varrimento (SEM), a barra da escala indica 50 μm [51].

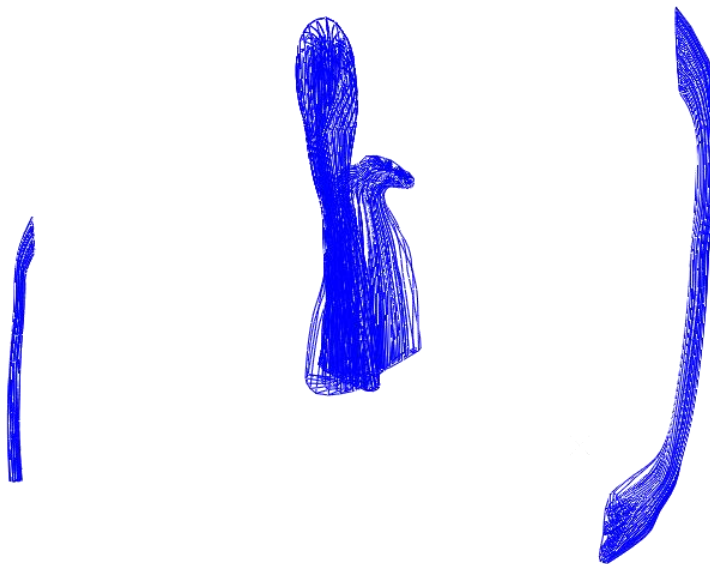


Figura 49 - Vista frontal das fibras dos ligamentos do joelho no Abaqus, sem tensão.

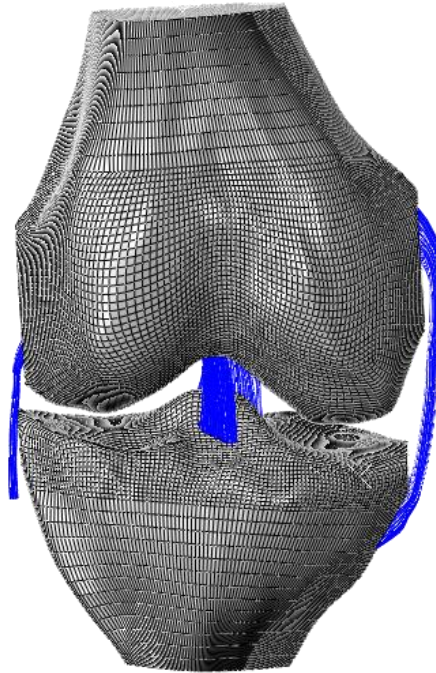


Figura 50 - Fibras dos ligamentos cruzados (anterior e posterior) e dos ligamentos colaterais (medial e lateral) do joelho humano com inserção no fêmur e na tíbia, sem tensão.

2. Malha dos Meniscos do Joelho

Habitualmente conhecidos como as “semiluas do joelho”, os meniscos são estruturas fibrocartilagosas, com forma semilunar, existentes no interior da articulação do joelho. Existem dois meniscos, um medial e um lateral, situados entre os côndilos femorais e as cavidades da tíbia.

Estas estruturas têm como principais funções: a distribuição de forças relativas ao peso do corpo, a absorção do impacto entre as forças exercidas na articulação do joelho, melhorar a congruência / homogeneidade articular contribuindo para a estabilidade do joelho, contribuir para uma integridade articular saudável (nutrição e lubrificação da cartilagem articular).

Ambos os meniscos estão anatomicamente inseridos nas cavidades da tíbia por intermédio de ligamentos. O menisco medial encontra-se fundido / interligado com a cápsula articular e ao ligamento lateral. Por este motivo, tem menor mobilidade tornando-se mais suscetível a lesões (cerca de cinco vezes mais), comparativamente ao menisco lateral. Para além disso, as lesões do menisco medial ocorrem muitas vezes associadas a lesões do ligamento cruzado anterior e/ou do ligamento colateral medial.

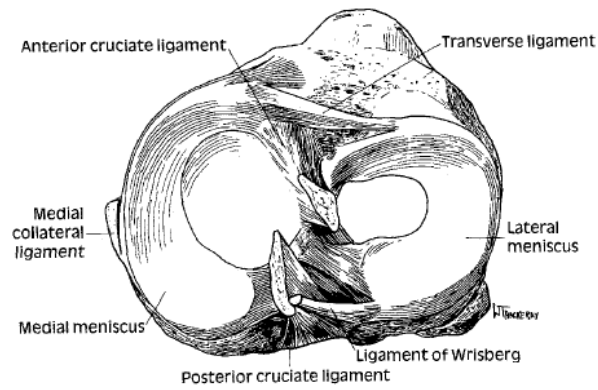


Figura 51 - Representação gráfica dos meniscos do joelho [11].

Posto isto, para este trabalho de dissertação, foram elaboradas três tipos de malhas diferentes para estas estruturas anatómicas: meniscos isotrópicos, meniscos com fibras de colagénio, e meniscos com lesões.

2.1. Meniscos Saudáveis Homogêneos

Anteriormente, já foi apresentada a geometria dos meniscos saudáveis homogêneos na Figura 45 e a sua estrutura de malha na Tabela 9.

No Abaqus, obtemos então o resultado da imagem seguinte:

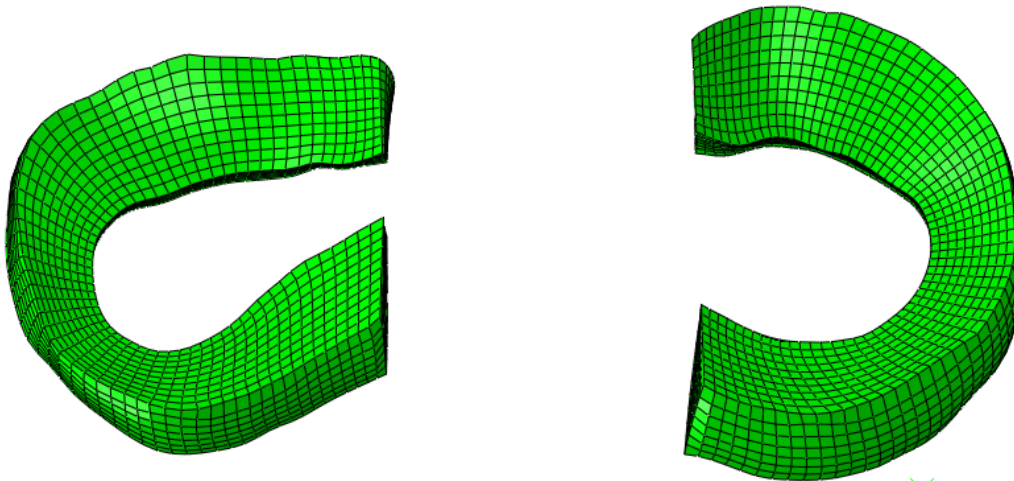


Figura 52 - Estrutura dos meniscos homogêneos vistos no Abaqus, sem tensão.

2.2. Meniscos Saudáveis com Fibras de Colagénio

É já sabido que os meniscos são constituídos por fibras de colagénio organizadas na direção radial na superfície e na direção circunferencial no seu interior, tal como sugerem Answorth A. Allen et al no artigo de revista “Anatomy and Biomechanics of the meniscus” [11]:

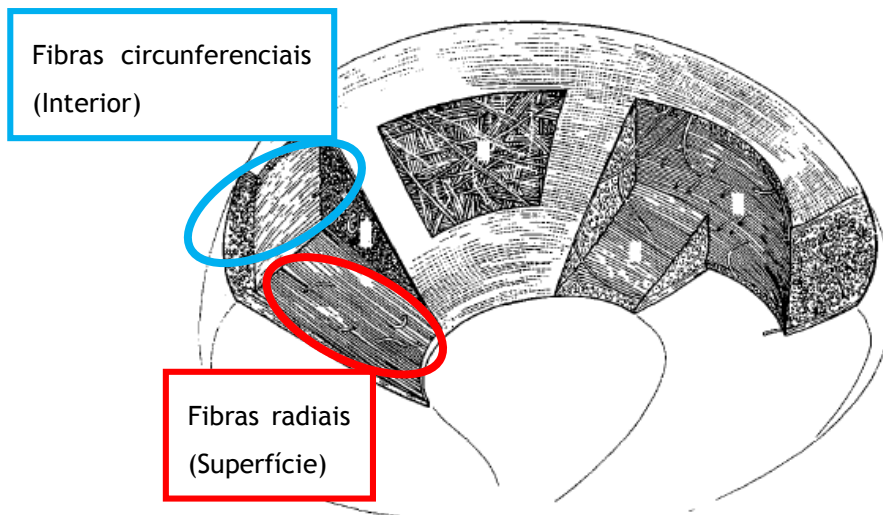


Figura 53 - Desenho esquemático de um menisco mostrando o colagénio e a sua orientação dependente da sua localização [11].

O mesmo é afirmado por Jan J. Rongen et al no artigo de revista “Biomaterials in search of a meniscus substitute” [48].

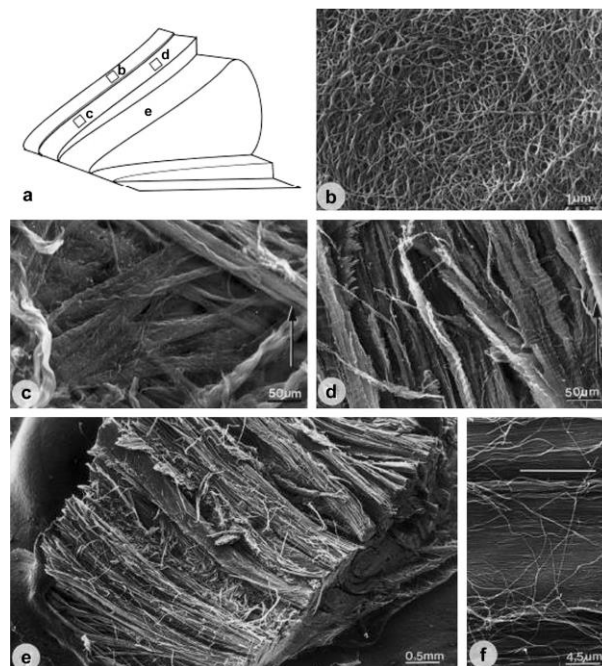
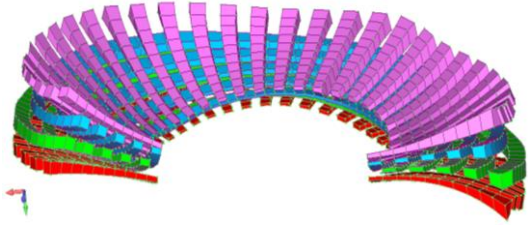

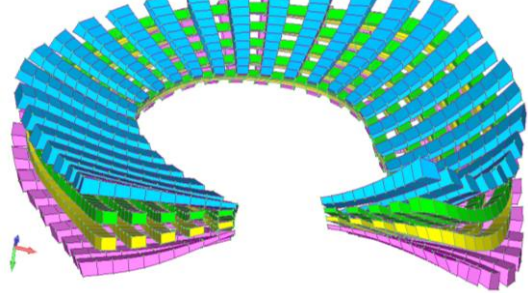
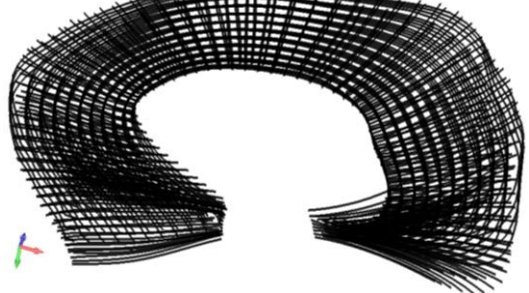


Figura 54 - Microscopia eletrônica de varrimento do interior do menisco com as suas fibras de colagénio [48].

Assim, foram desenhadas e inseridas fibras (elementos de barra) na geometria apresentada anteriormente, dividindo os meniscos em dois elementos estruturais: uma matriz de suporte e as fibras de colagénio radiais e circunferenciais, como se pode ver na tabela seguinte:

Tabela 11 - Matrizes de suporte das fibras de colagénio dos meniscos do joelho e fibras de colagénio alinhadas radialmente e circunferencialmente, em que (a) é matriz de suporte do menisco medial, (b) é a matriz de suporte do menisco lateral, (c) são as fibras de colagénio do menisco medial, e (d) são as fibras do menisco lateral.

Matriz de Suporte das Fibras de Colagénio	Fibras de Colagénio
 <p>(a)</p>	 <p>(c)</p>
 <p>(b)</p>	 <p>(d)</p>

As imagens (a) e (b) representam a matriz das fibras de colagénio, sendo que esta matriz serve apenas de suporte às mesmas, influenciando minimamente os valores finais das tensões obtidos nas simulações. As imagens (c) e (d) representam as fibras de colagénio, sendo estas são as principais estruturas constituintes dos meniscos da articulação do joelho, e são estas que vão suportar a maior parte da carga, influenciando também os valores das tensões obtidos.

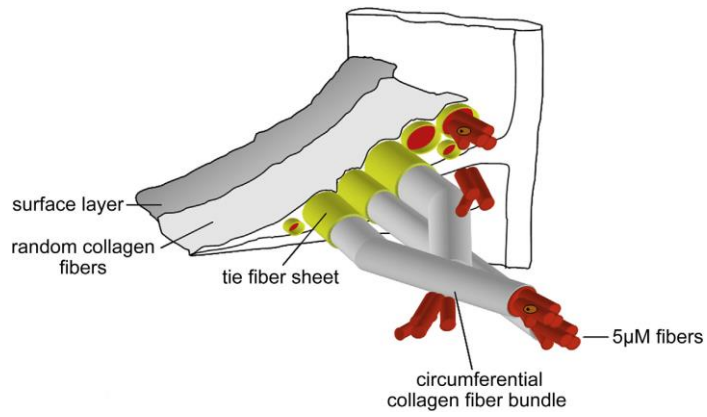


Figura 55 - Representação do modelo complexo do menisco [48].

No Abaqus, obteve-se então o seguinte modelo com fibras nos meniscos:

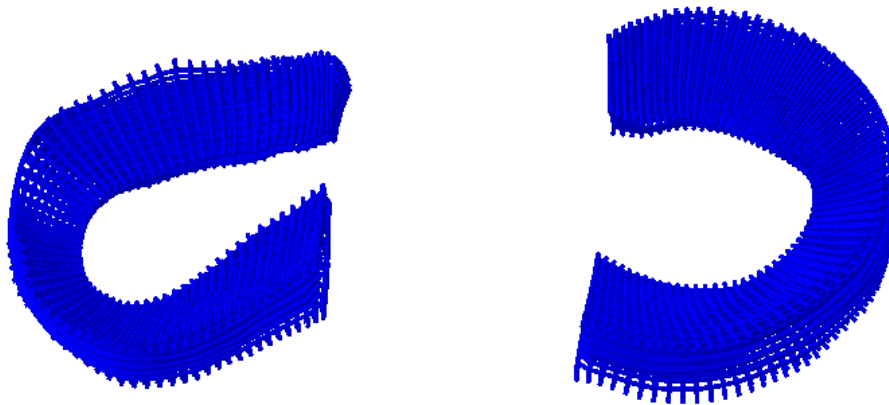


Figura 56 - Fibras radiais e circunferenciais dos meniscos no Abaqus, sem tensão.

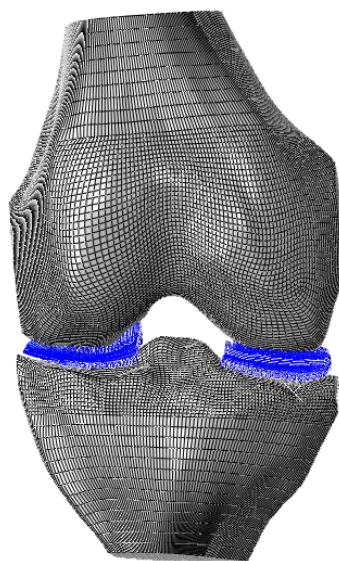


Figura 57 - Fibras dos meniscos medial e lateral do joelho humano, sem tensão.

2.3. Meniscos com lesões

Parece que há fatores gerais que facilitam a lesão do menisco. Assim, as circunstâncias mais favoráveis a estas lesões são a obesidade, o baixo desenvolvimento muscular e os desvios estáticos do eixo da perna.



Figura 58 - Exemplo de mecanismo de lesão nos meniscos [12].

Habitualmente existe um traumatismo que provoca a lesão, e é sempre de caráter indireto. Só excepcionalmente um traumatismo direto, atuando no joelho, pode provocar lesões ligamentares e ósseas e deslocamentos graves que podem originar lesões nos meniscos.

Dentro da patogenia indireta, trata-se sempre de um movimento forçado e violento, sendo o exemplo mais típico de etiologia aguda de rotura meniscal a rotação e flexo-extensão associada que experimenta o joelho de um futebolista quando se encontra com o pé bloqueado pelos pitões da bota fixos no solo, como se mostra na Figura 58.

As lesões meniscais também podem surgir através de um processo gradual, ou seja, um processo degenerativo dos meniscos, e podem apresentar-se com dor, tumefação, desconforto na linha articular e sintomas mecânicos de aprisionamento ou bloqueio.

De entre os padrões de lesão meniscal habitualmente descritos, podem-se encontrar as lesões verticais longitudinais, as oblíquas, as complexas (incluem as degenerativas), as transversas (radiais) e horizontais. Estima-se que aproximadamente 81% das lesões do menisco sejam oblíquas ou longitudinais.

Para este trabalho de dissertação foram considerados dois tipos de lesões distintos de modo a avaliar os seus diferentes comportamentos e funcionamentos na articulação do joelho: umas das lesões mais comuns, sendo ela a lesão vertical longitudinal, e uma lesão transversa (radial), como apresentado nas figuras seguintes.

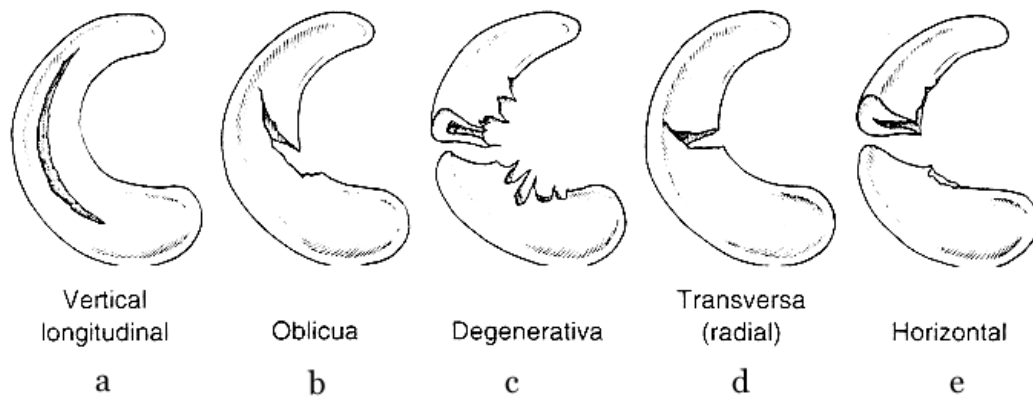
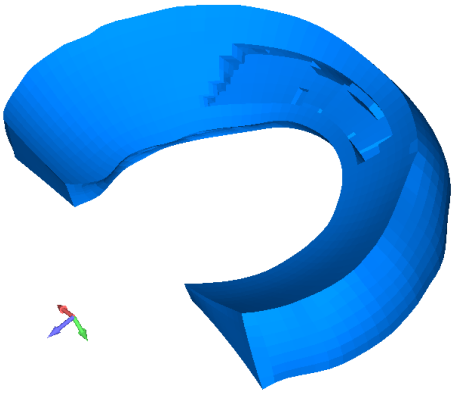
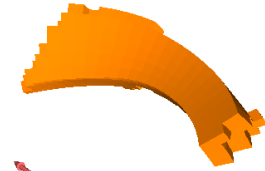


Figura 59 - Classificação das lesões meniscais. (a) Lesão vertical longitudinal, (b) Lesão oblíqua, (c) Lesão degenerativa, (d) Lesão transversa (radial) e (e) Lesão horizontal [12].

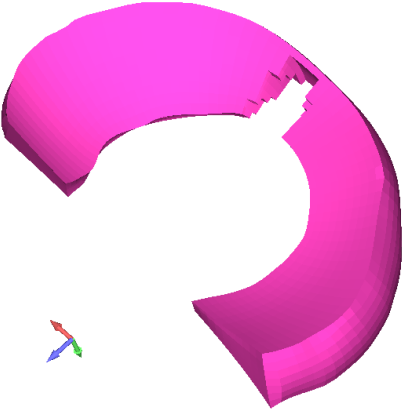

A seguir, é apresentado o modelo construído para simular a lesão vertical longitudinal do menisco medial da articulação do joelho humano.

Tabela 12 - Representação do modelo usado do menisco medial com uma lesão vertical longitudinal severa. (a) é o menisco lesionado, (b) é o pedaço de menisco que foi danificado.

Menisco Medial Lesionado	Lesão
 <p>(a)</p>	 <p>(b)</p>

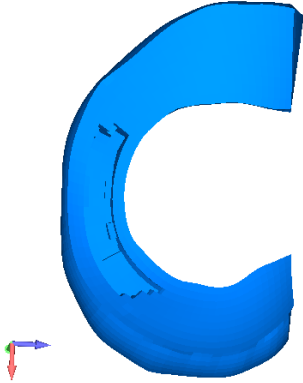

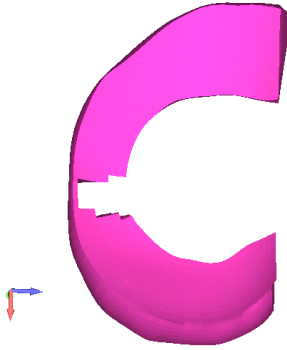
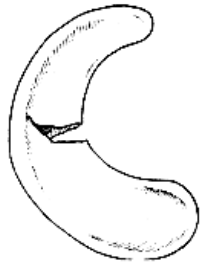
De seguida, foi construído o modelo do menisco medial com uma lesão transversa, ou também chamada de lesão radial:

Tabela 13 - Representação do modelo usado do menisco medial com uma lesão transversa (radial). (a) é o menisco medial lesionado e (b) é o pedaço de menisco que foi danificado.

Menisco Medial Lesionado	Lesão
 <p data-bbox="459 779 491 806">(a)</p>	 <p data-bbox="1027 779 1059 806">(b)</p>

Assim sendo, resumidamente, temos os seguintes modelos para as seguintes lesões:

Tabela 14 - Modelo do menisco medial com lesão versus Esquema de representação da lesão, em que (a) e (b) são lesões longitudinais, (c) e (d) são lesões radiais.

Modelo do Menisco Medial com Lesão	Esquema de Representação da Lesão
 <p data-bbox="459 1552 491 1579">(a)</p>	 <p data-bbox="975 1458 1114 1518">Vertical longitudinal</p> <p data-bbox="1027 1552 1059 1579">(b)</p>
 <p data-bbox="459 1955 491 1982">(c)</p>	 <p data-bbox="975 1872 1114 1933">Transversa (radial)</p> <p data-bbox="1027 1955 1059 1982">(d)</p>

3. Materiais, Condições fronteira e Movimento aplicado

3.1. Materiais

Como já foi referido, neste trabalho de dissertação, procedeu-se à simulação da articulação do joelho humano pelo método de elementos finitos.

Para tal, foi necessário a definição das propriedades dos materiais que compõem o modelo em análise. Estas propriedades fazem parte do domínio da mecânica e englobam o módulo de elasticidade, também conhecido como módulo de Young (E) e o coeficiente de Poisson (ν).

Uma vez que a rigidez do osso é muito mais elevada do que a dos tecidos moles, isto é, cartilagens, meniscos e ligamentos, foram assumidos como sendo corpos rígidos na sua definição de propriedades do material com um módulo de elasticidade $E=14220$ MPa e um coeficiente de Poisson de $\nu=0,32$.

Os meniscos foram considerados como sendo elásticos com um módulo de elasticidade de $E=59$ MPa e coeficiente de Poisson de $\nu=0,45$.

A cartilagem articular foi simulada como sendo um material com uma única fase, isotrópica, elástica e com módulo elástico de $E=5$ MPa e um coeficiente de Poisson de $\nu=0,46$.

Relativamente aos ligamentos, foi utilizado o modelo hiperelástico de Neo-Hook, em que foi atribuída um conjunto de propriedades mecânicas iguais para todas as fibras dos ligamentos, e outro conjunto de propriedades às matrizes de suporte das fibras. Note-se que as fibras são os elementos com propriedades mecânicas mais realistas pois são elas que suportam os esforços de tração, enquanto as matrizes apenas têm funções estruturais, contribuindo apenas para manter a coesão das fibras dos ligamentos.

Tabela 15 - Propriedades mecânicas dos principais componentes do modelo da articulação do joelho humano.

Estrutura Anatômica	Módulo de Young (MPa)	Coeficiente de Poisson	Referências
Propriedades mecânicas do osso			
Fémur	14 220	0.32	[52] [53]
Tíbia	14 220	0.32	
Propriedades mecânicas das cartilagens tibiais e femoral			
Cartilagem tibial direita	5	0.46	[54] [55]
Cartilagem tibial esquerda	5	0.46	
Propriedades mecânicas dos meniscos			
Menisco medial	59	0.45	[55] [56]
Menisco lateral	59	0.45	[57]

3.2. Condições Fronteira

Para se alcançar o objetivo proposto, de modelar e simular o funcionamento dos meniscos na articulação do joelho, foi necessário aplicar diferentes condições fronteira ao modelo completo.

De seguida serão apresentadas as condições fronteira adotadas e a justificação dos motivos que fundamentam a escolha.

3.2.1. Função *Boundary*

Dado que as cargas são aplicadas na superfície superior do fémur, mais precisamente no nó 2749, existem várias estruturas que devem de estar fixas. Para tal, criaram-se várias superfícies que abrangeram os nós dos vários corpos, e em seguida restringiu-se o movimento em todos os graus de liberdade possíveis, com recurso ao comando: *Boundary*

As estruturas afetadas por esta categoria de condição fronteira são:

- ✓ O nó 13888 da superfície inferior da tíbia, de modo a que esta estrutura esteja fixa, não se mexa;
- ✓ Consideraram-se os nós da superfície inferior do ligamento colateral lateral, que deveria de ligar à superfície do perónio, como estando fixos. Esta estrutura anatómica não foi incluída no modelo, passando a ser substituída por esta condição fronteira;

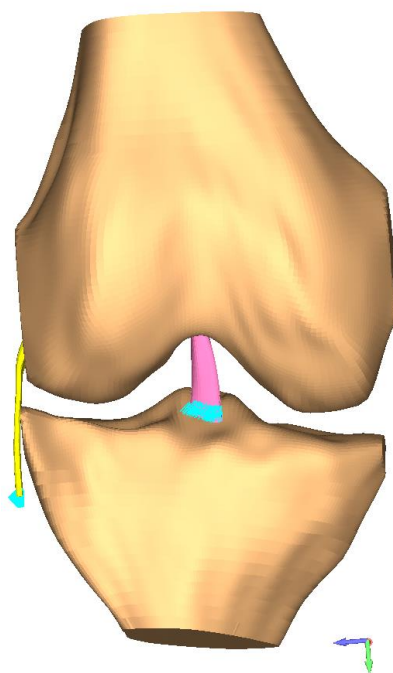


Figura 60 - Condições Fronteira aplicadas com a função *Boundary* aos ligamentos (cruzado anterior e colateral lateral).

- ✓ Os nós da superfície do ligamento cruzado anterior que ligam à superfície da tibia, foram considerados fixos. Esta condição fronteira permite que o ligamento cruzado não “descole” da tibia.

3.2.2. Função *Tie*

Com a função *Tie*, consegue-se garantir que duas malhas diferentes de elementos finitos se mantenham solidárias ao longo da simulação. Uma das superfícies funciona como “mestre” (*master*) e outra como “escravo” (*slave*).

Foram estabelecidas 10 ligações através da função *Tie* com recurso aos comandos:

```
*Tie, name=tie1, TYPE=SURFACE TO SURFACE  
Superfície slave, Superfície Master
```

- ✓ Entre a superfície do fémur (*Slave*) e a superfície do ligamento colateral medial (*Master*);
- ✓ Entre a superfície da tibia (*Slave*) e a superfície do ligamento colateral medial (*Master*);
- ✓ Entre a superfície do fémur (*Slave*) e a superfície do ligamento colateral lateral (*Master*);
- ✓ Entre a superfície do fémur (*Slave*) e a superfície do ligamento cruzado anterior (*Master*);
- ✓ Entre a superfície do fémur (*Slave*) e a superfície do ligamento cruzado posterior (*Master*);
- ✓ Entre a superfície da tibia (*Slave*) e a superfície do ligamento cruzado posterior (*Master*);
- ✓ Entre a superfície da cartilagem tibial esquerda (*Slave*) e a superfície da tibia (*Master*);
- ✓ Entre a superfície da cartilagem tibial direita (*Slave*) e a superfície da tibia (*Master*);
- ✓ Entre superfície da cartilagem femoral (*Slave*) e a superfície do fémur (*Master*);
- ✓ Entre a superfície do menisco medial (*Slave*) e a superfície da cartilagem tibial direita (*Master*);
- ✓ Entre a superfície do menisco lateral (*Slave*) e a superfície da cartilagem tibial esquerda (*Master*).

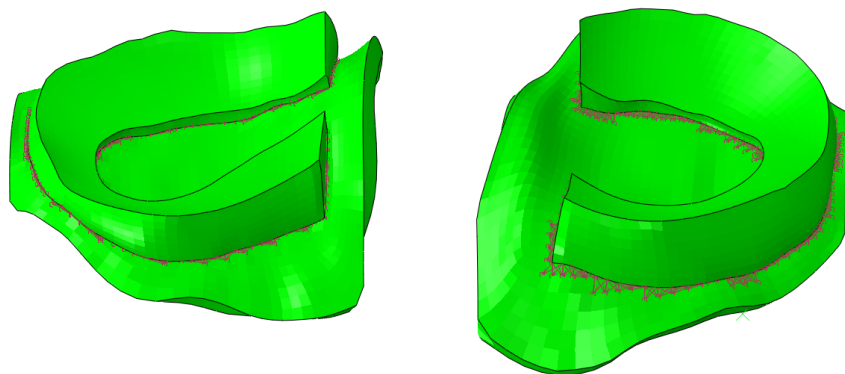


Figura 61 - Aplicação da função *Tie* dos meniscos medial e lateral às cartilagens tibial direita e cartilagem tibial esquerda, respetivamente.

3.2.3. Função *Contact Pair*

Para que não ocorra a penetração da cartilagem femoral nos meniscos medial e lateral no momento das simulações e para que o seu movimento seja o mais aproximado da realidade possível, é necessário criar uma interação do tipo “*Contact Pair*” entre os dois componentes, através do comando:

```
*SURFACE INTERACTION,NAME=interaction1  
*CONTACT PAIR, INTERACTION= interaction1, adjust=0.0  
Superfície slave, Superfície Master
```



Figura 62 - Definição da superfície de contacto entre a cartilagem femoral e os meniscos medial e lateral.

Esta função não foi exclusivamente aplicada entre as superfícies dos meniscos e da cartilagem femoral, sendo também aplicada para as interações entre as seguintes superfícies:

- ✓ Entre a superfície da cartilagem tibial esquerda (*Slave*) e a superfície da cartilagem femoral (*Master*);
- ✓ Entre a superfície da cartilagem tibial direita (*Slave*) e a superfície da cartilagem femoral (*Master*);
- ✓ Entre as superfícies do ligamento cruzado anterior (*Slave*) e o ligamento cruzado posterior (*Master*).

3.3. Movimento aplicado ao modelo da articulação do joelho

Com a finalidade de reproduzir o funcionamento da articulação do joelho o mais real possível, foi impedido o movimento da tíbia em todas as suas direções de forma que o movimento da articulação seja apenas aplicado no nó de referência do fémur (nó 2749).

No nó de referência do fémur, foi aplicado uma rotação de 67° , correspondendo ao angulo de rotação executado durante o ciclo de marcha. A rotação foi aplicada no eixo dos ZZ, bloqueando o movimento nas outras direções (XX e YY).

A Figura 63 ilustra o momento aplicado com o respetivo ângulo de rotação:

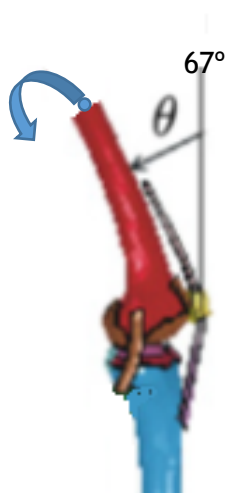


Figura 63 - Ilustração do momento aplicado no nó de referência do fémur. Adaptado de [58].

Página em branco

Capítulo 3 - Resultados e Discussão

1. Introdução

Após a montagem dos modelos, foi possível obter os resultados das simulações consoante diferentes estudos efetuados considerando os meniscos sem e com fibras de colagénio, e o menisco medial sem e com lesão radial e lesão longitudinal.

Neste capítulo serão apresentados os diferentes resultados e a respetiva discussão.

2. Simulações Numéricas Efetuadas

Para caracterizar o comportamento mecânico dos meniscos medial e lateral, foram realizadas diferentes simulações, que serão apresentadas seguidamente. Numa primeira análise estudou-se o comportamento mecânico dos meniscos saudáveis e sem fibras de colagénio. Foi necessária a introdução de fibras de colagénios nos ligamentos do joelho para melhorar os resultados de simulações.

Numa outra análise, efetuou-se a comparação entre o comportamento mecânico dos meniscos com e sem fibras de colagénio, aplicando um momento de rotação no nó de referência do fémur.

Posteriormente, foram simuladas duas lesões, uma radial e outra longitudinal, no menisco medial do joelho humano.

Em todas estas análises, foi simulada a rotação natural da articulação do joelho, não imprimindo nenhum movimento “artificial” ao modelo de modo a não influenciar os resultados, e tentando aproximar o máximo possível a realidade fisiológica do movimento. A escolha do ângulo de rotação incidiu no estudo do ciclo de marcha, sendo ele de 67° no máximo, ou seja, 1,17 radianos.

2.1. Pré-tensionamento dos ligamentos da articulação do joelho

Com o decorrer das primeiras simulações efetuadas, reparou-se que estavam a ser produzidas tensões demasiado altas para os ligamentos da articulação do joelho. De facto, os ligamentos estavam a trabalhar à compressão, influenciando erroneamente os valores finais de tensão. Assim, houve a necessidade de introduzir no modelo fibras de colagénio, de modo que estas não sejam compressíveis, ou seja, que não influenciem os valores de tensão obtidos quando sujeitas a esforços de compressão.

Para uma aproximação a uma simulação do funcionamento da articulação do joelho o mais real possível, e como a maioria dos tecidos biológicos encontram-se submetidos a tensões residuais *in vivo*, foi introduzido no modelo de elementos finitos o conceito de “pré-tensionamento” dos ligamentos do joelho. Estas tensões são refletidos nos ligamentos, quando são dissecadas as suas inserções; nesse caso, a geometria e tamanho das mesmas são alteradas, relaxando-se até alcançar o estado de equilíbrio livre de tensões e de deformações [59].

Os ligamentos praticamente não resistem a esforços compressivos nem esforços de flexão ou torção, sendo assim uma espécie de corda elástica. Contudo, eles possuem um “tónus”, também chamado de tensão inicial ou pré-carga, que lhes proporciona uma condição pré-tracionada mesmo em situação de relaxamento muscular [60].

Para o caso dos ligamentos, sabe-se que para a configuração de referência (extensão completa), estes encontram-se tracionados, já que para alcançar o estado de equilíbrio, estes diminuem de tamanho. O objetivo destas tensões residuais pode ser variável, no entanto no caso dos ligamentos serve para proporcionar estabilidade inicial à articulação na ausência de cargas externas [61].

Devido à não-linearidade destes materiais e ao carácter exponencial da sua curva de comportamento, o facto de não incluir estas tensões residuais nos modelos mecânicos computacionais pode dar lugar a erros muito grandes no cálculo de tensões durante a flexão, em que esta pode ser subestimada.

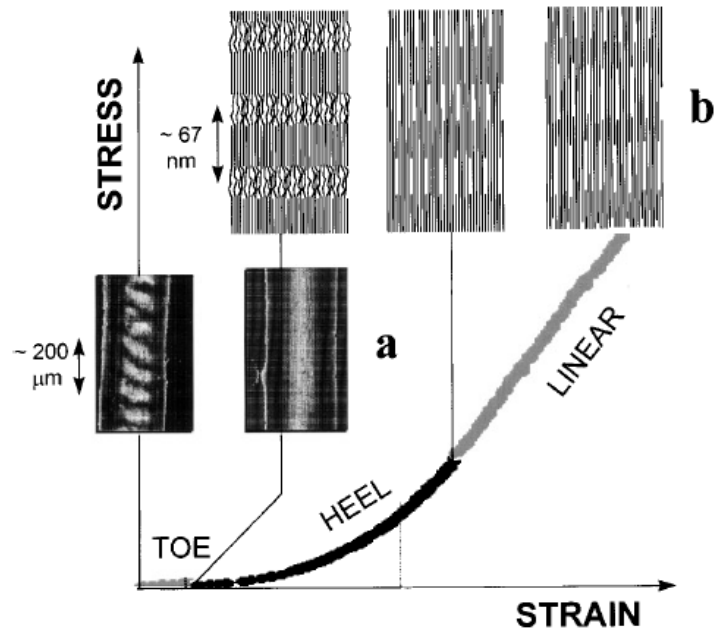


Figura 64 - Curva de comportamento das fibras de colagénio dos ligamentos do joelho quando sujeito a tensão inicial [62].

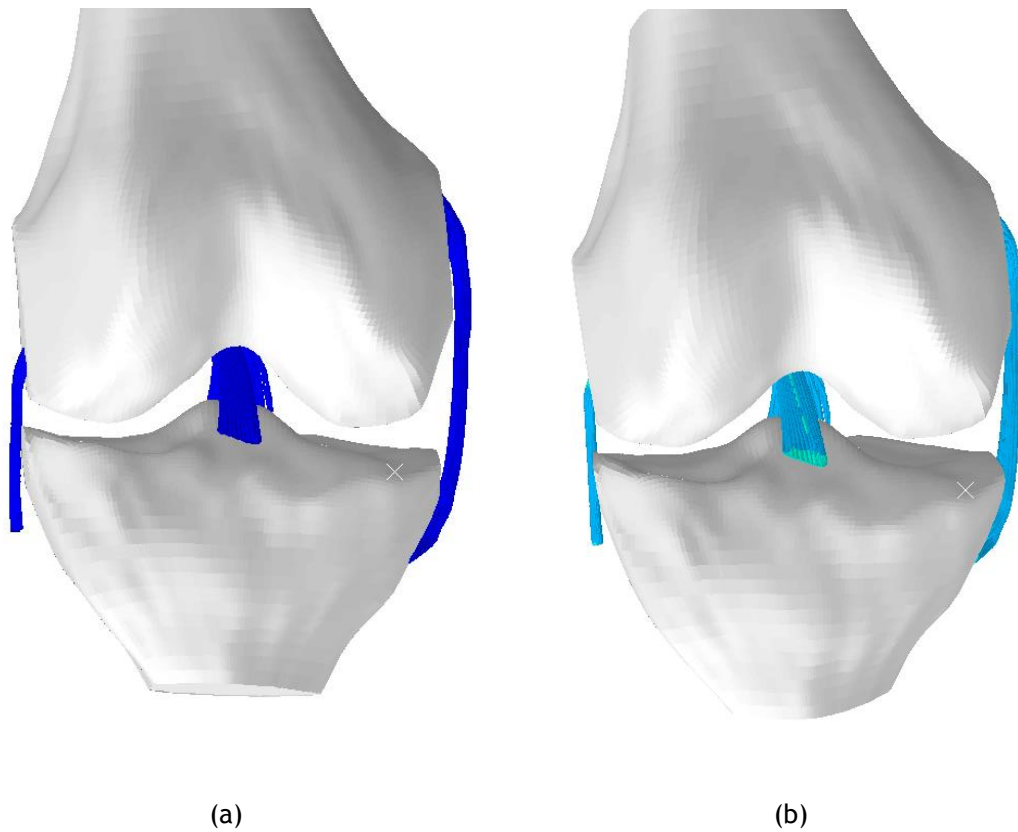


Figura 65 - Ligamentos da articulação do joelho, (a) sem pré-tensão e (b) com pré-tensão.

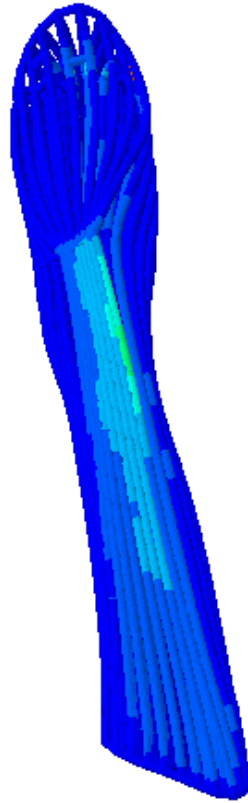


Figura 66 - Ligamento Cruzado Anterior pré-tensionado, Vista anterior.

Na Figura 65 e Figura 66, podem ser visualizados os resultados obtidos para a simulação do pré-tensionamento dos ligamentos cruzados anterior e posterior e dos ligamentos colaterais medial e lateral.

No ligamento cruzado anterior, pode observar-se a existência de uma banda anterior e uma banda posterior diferenciadas, já que uma se encontra submetida à tração e a outra à compressão. Como é óbvio, as tensões obtidas para a simulação que incorpora o pré-tensionamento são superiores a simulação que não inclui o dito pré-tensionamento.

Assim, a importância do pré-tensionamento inicial nos ligamentos da articulação do joelho e o seu caráter não-linear fazem com que o comportamento dos ligamentos com e sem pré-tensionamento seja diferente, pelo que as simulações que sucedem serão todas iniciadas com o pré-tensionamento dos ligamentos de modo a conferir ao modelo equilíbrio, e uma metodologia de cálculo de tensões mais realista.

2.2. *Simulação dos meniscos saudáveis, sem fibras de colagénio*

Os meniscos da articulação do joelho são um sistema biomecânico complexo em si mesmo, com um papel fundamental na transmissão de carga, na absorção de impactos, na propriocepção, na melhoria da estabilidade e de lubrificação. Contudo, como referido já anteriormente, a principal e mais importante função dos meniscos é a de transmitir as cargas tibiofemorais e reduzir as pressões na cartilagem articular.

De modo a realizar estas funcionalidades de forma adequada, o seu comportamento é completamente mecânico, pelo que estes distribuem as forças de contato sobre as superfícies articulares aumentando a área de contato da articulação. A disposição de cargas sobre uma superfície incongruente da articulação é redistribuída pelos meniscos, tentando manter a máxima congruência possível.

Assim sendo, com o modelo de elementos finitos da articulação do joelho apresentado, as condições fronteira, os materiais e a rotação descritos anteriormente, procedeu-se à simulação do processo de transmissão de carga através dos meniscos com as ações correspondentes à extensão completa do ciclo de marcha ou seja, até aos 67° de amplitude.

A análise biomecânica dos meniscos foi dividida em 4 momentos: primeiro numa amplitude de 15°, depois de 30°, seguidamente de 45° e finalmente uma amplitude de aproximadamente 67°.

2.2.1. Amplitude de rotação da articulação do joelho de 15°

Quando o ciclo de marcha chega aos 15 graus de rotação, a articulação do joelho encontra-se já sobre tensão. Consoante a flexão da articulação, estudos clínicos demonstraram que a área de contacto no menisco medial é superior à área do menisco lateral [63], sendo que o menisco medial absorve aproximadamente 70% da carga.

A Figura 67 mostra a distribuição do deslocamento em função do centro de rotação, ou seja, quando mais afastado do eixo de rotação, maior o deslocamento (vermelho) e quanto mais próximo do eixo de rotação, menor o deslocamento (azul).

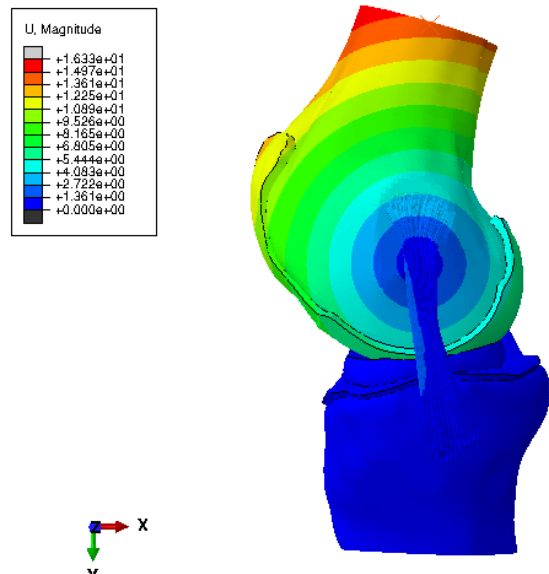


Figura 67 - Magnitude do deslocamento em relação ao eixo de rotação para um ângulo de 15°.

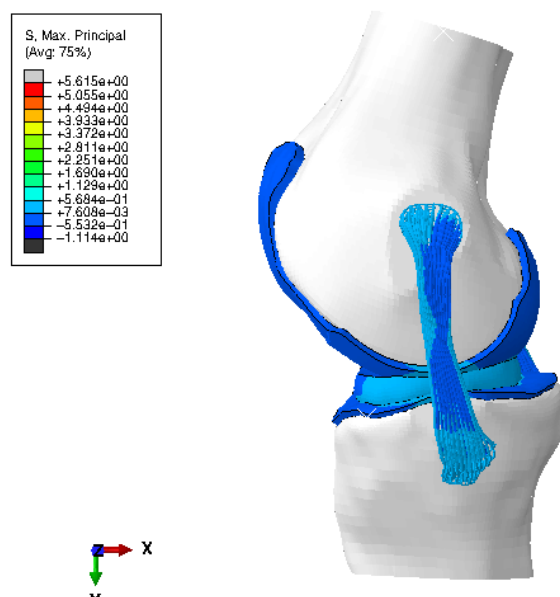


Figura 68 - Tensões gerais da articulação do joelho humano quando sujeito a uma rotação de 15°.

As pressões máximas de contacto produzem-se na zona central do menisco medial, com valores que rondam os 4 MPa, como se pode observar nas figuras seguintes:

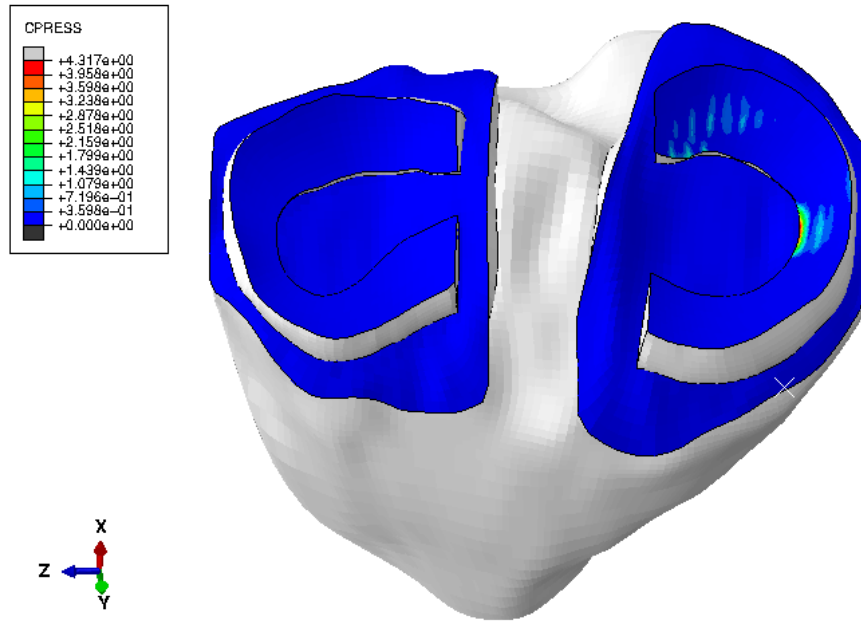


Figura 69 - Pressões de contacto entre os meniscos e a cartilagem femoral, com um ângulo de rotação de 15°.

No que diz respeito às tensões resultantes do movimento de rotação, temos valores que ultrapassam os 1 MPa no menisco medial, estando estes de acordo com a literatura, para simulações com as mesmas configurações [64].

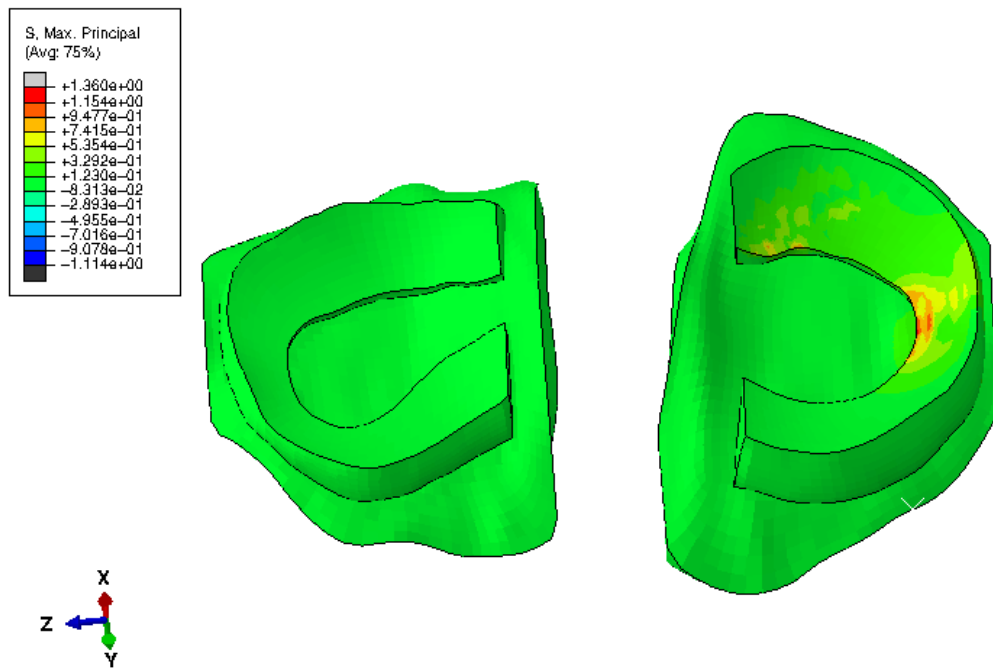


Figura 70 - Tensão máxima principal nos meniscos para um ângulo de rotação de 15°.

Observando as zonas de contacto dos meniscos aos 15° de rotação, pode-se verificar que as zonas de contacto tendem a aumentar na parte anterior da articulação quando se produz um movimento de rotação. Este aumento das zonas de contacto é o que provoca a diminuição do contacto no menisco lateral, sendo que o maior contacto ocorre no menisco medial.

Pode-se observar na Figura 71, como as tensões máximas de compressão sobre o menisco medial se transferem até à zona central do mesmo, sendo a mais baixa de 1,00 MPa e a mais alta de 5,5 MPa.

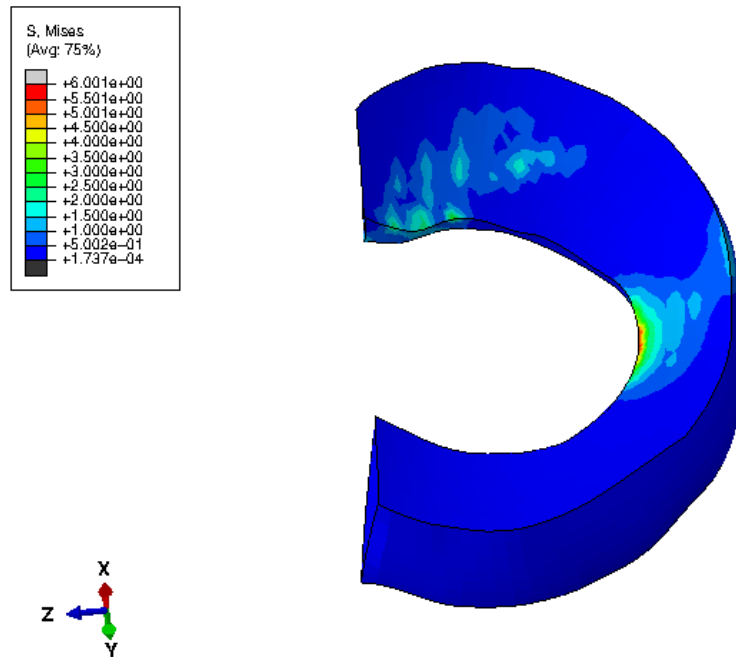


Figura 71 - Tensões no menisco medial, para um ângulo de rotação de 15°.

Na cartilagem articular femoral, pode-se apreciar o efeito do deslocamento anterior do contacto nos meniscos, especialmente na zona de contacto com o menisco medial. Logicamente, há que ter em conta que um deslocamento anterior do contacto com o menisco supõe um deslocamento posterior na cartilagem femoral. A zona de contacto entre a cartilagem femoral e o menisco medial tem tensões que rondam os 2,5 MPa.

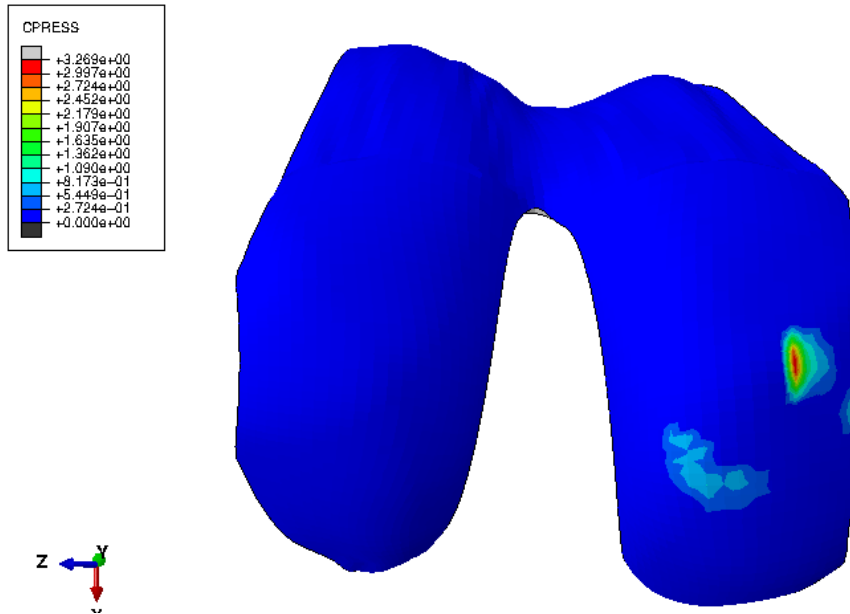


Figura 72 - Pressão de contacto entre a cartilagem femoral e os meniscos, para uma rotação de 15°.

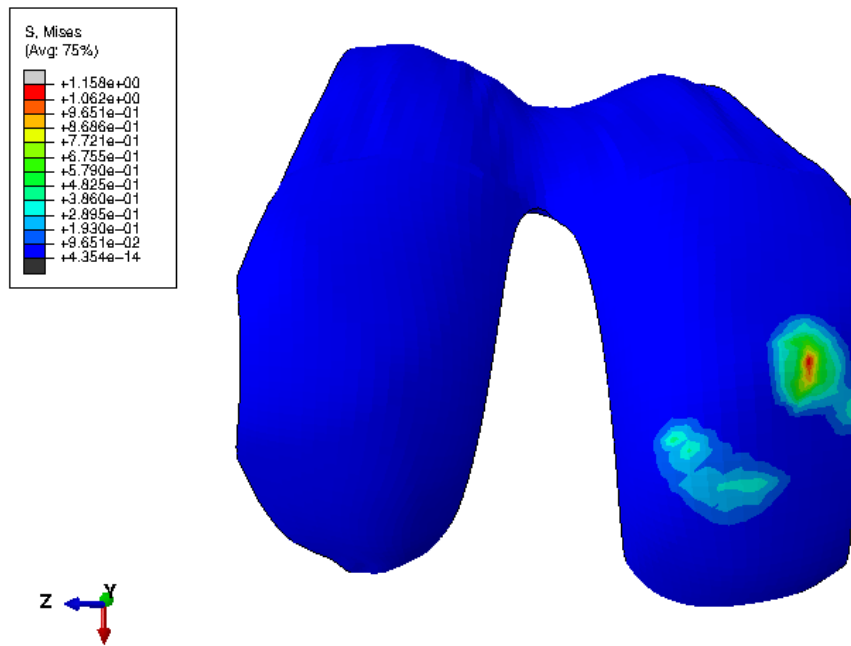


Figura 73 - Tensões na cartilagem femoral, para um ângulo de rotação de 15°.

2.2.2. Amplitude de rotação da articulação do joelho de 30°

Aos 30° de rotação do ciclo de marcha, a articulação do joelho encontra-se sujeita a tensões mais elevadas do que aos 15° de rotação. Pode-se avaliar na figura seguinte o efeito do ângulo de rotação descrito, verificando um aumento:

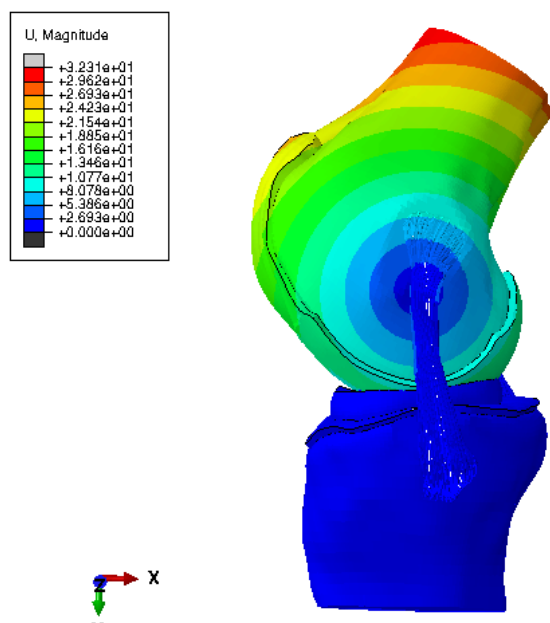


Figura 74 - Magnitude do deslocamento em relação ao eixo de rotação para um ângulo de 30°.

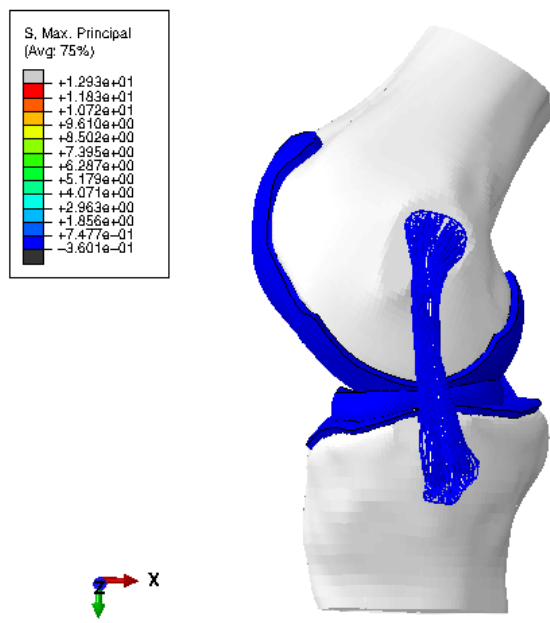


Figura 75 - Tensões na articulação do joelho humano quando sujeito a uma rotação de 30°.

Para os 30° de rotação, as tensões nos meniscos aumentaram, continuando no entanto, a ser superior no menisco medial comparativamente ao menisco lateral. Os valores obtidos sugerem que a tensão máxima ronda os 2,1 MPa nos meniscos, sendo superior aos 1 Mpa obtidos para os 15° de rotação.

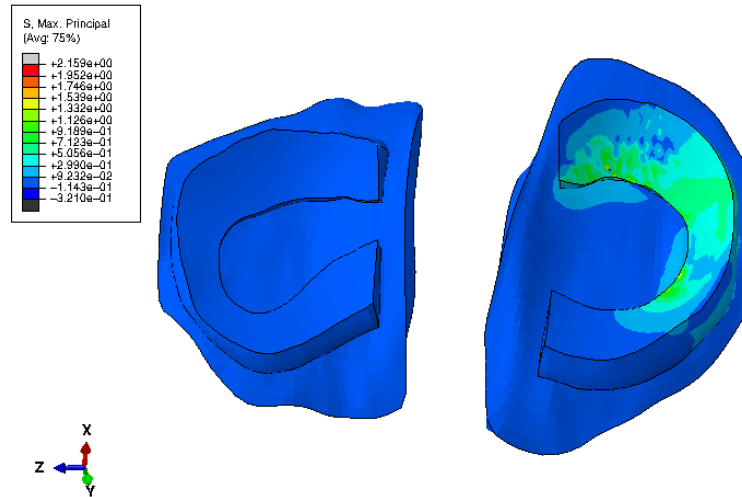


Figura 76 - Tensão máxima principal nos meniscos para um ângulo de rotação de 30°.

As pressões de contacto entre a cartilagem femoral e os meniscos também aumentaram aproximadamente em mais de 1 MPa:

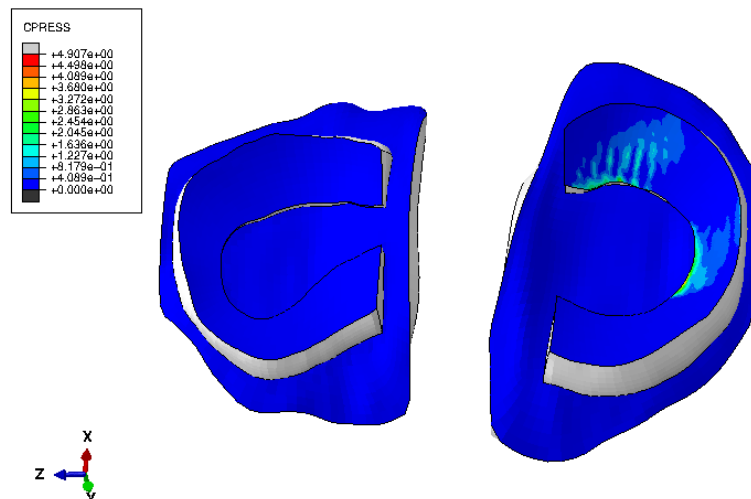


Figura 77 - Pressões de contacto entre os meniscos e a cartilagem femoral, com um ângulo de rotação de 30°.

Observando as zonas de contacto do menisco medial aos 30° de rotação, pode-se verificar que as zonas de contacto tendem a aumentar na parte central.

Pode-se observar nas Figura 77 e Figura 78, que o menisco medial é o menisco que suporta a maior tensão de compressão, atingindo um valor de quase 5 MPa.

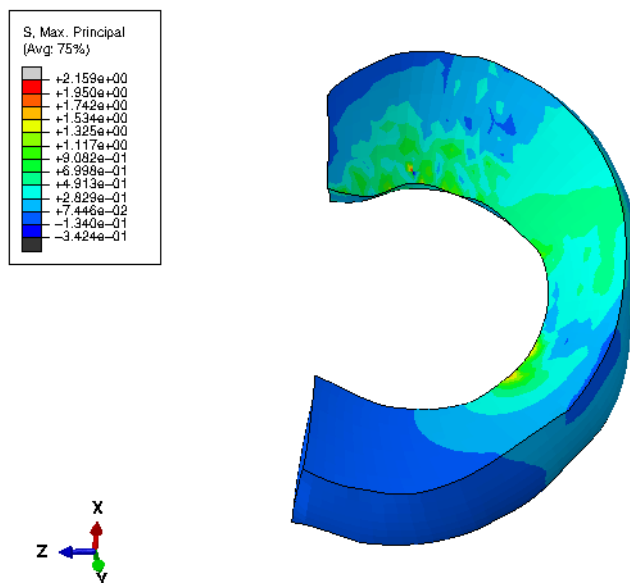


Figura 78 - Tensão máxima principal no menisco medial, para um ângulo de rotação de 30°.

Na cartilagem femoral, continua-se a verificar a ocorrência do deslocamento anterior do contacto nos meniscos. A zona de contacto entre a cartilagem femoral e o menisco medial tem pressões de contacto aproximadamente iguais aos valores obtidos para os 15° de rotação, sendo de 2,7 MPa.

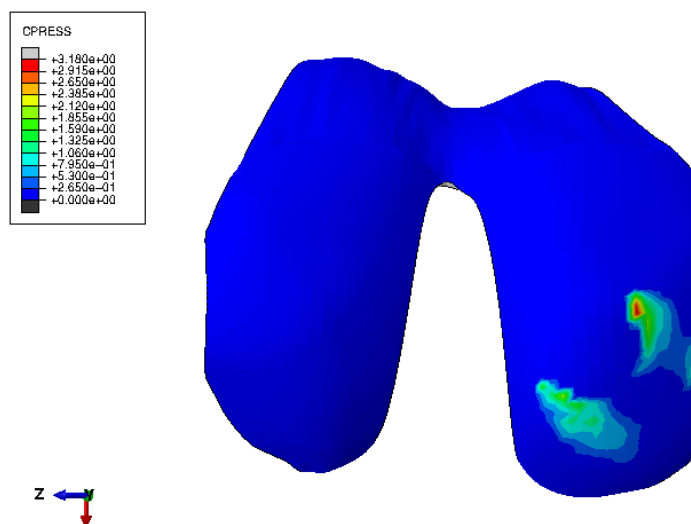


Figura 79 - Pressão de contacto entre a cartilagem femoral e os meniscos, para uma rotação de 30°.

No entanto, no que diz respeito às tensões, estas aumentaram ligeiramente, mas não sendo nada muito significativo, passando de 1 MPa, para aproximadamente os 1,3 MPa.

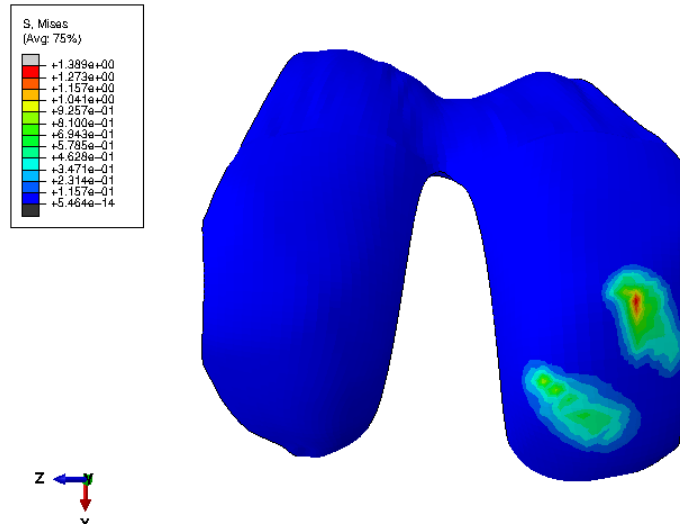


Figura 80 - Tensões na cartilagem femoral, para um ângulo de rotação de 30°.

2.2.3. Amplitude de rotação da articulação do joelho de 45°

Segundo o raciocínio adotado nas simulações anteriores, aos 45° de rotação do ciclo de marcha, a articulação do joelho encontra-se sujeita a tensões ainda mais elevadas do que aos 30° de rotação. Pode-se avaliar na figura seguinte o efeito do ângulo de rotação descrito:

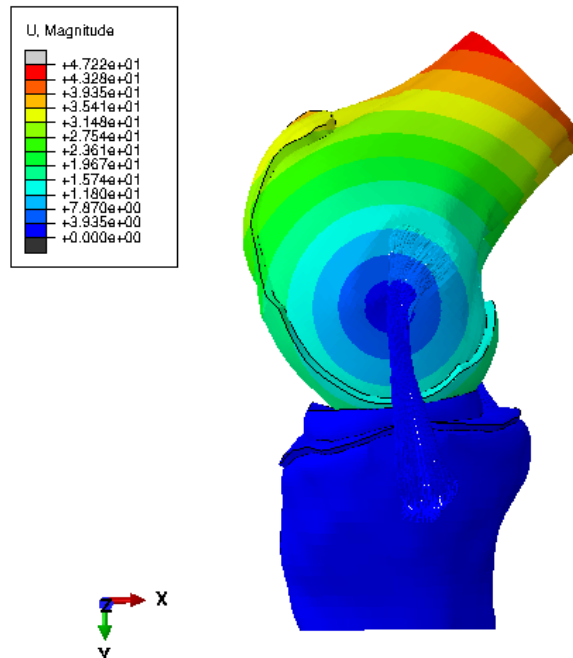


Figura 81 - Magnitude do deslocamento em relação ao eixo de rotação para um ângulo de 45°.

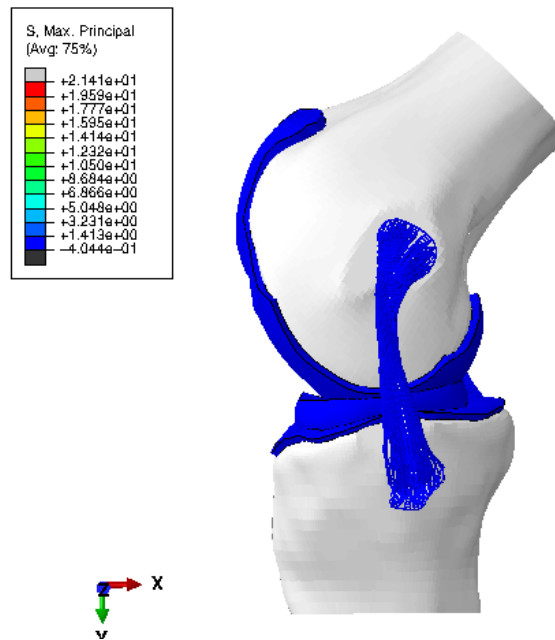


Figura 82 - Tensões na articulação do joelho humano quando sujeito a uma rotação de 45°.

Para os 45° de rotação, as tensões nos meniscos são bem visíveis, principalmente no menisco lateral, aparecendo na sua parte posterior com maior intensidade. As tensões são superiores no menisco medial, com tensões médias de aproximadamente 1,5 MPa.

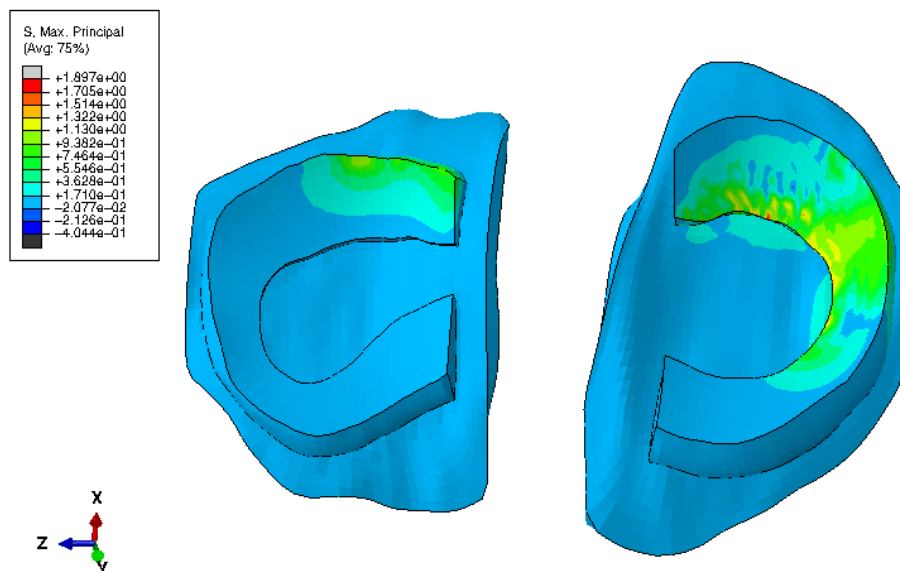


Figura 83 - Tensão máxima principal nos meniscos para um ângulo de rotação de 45°.

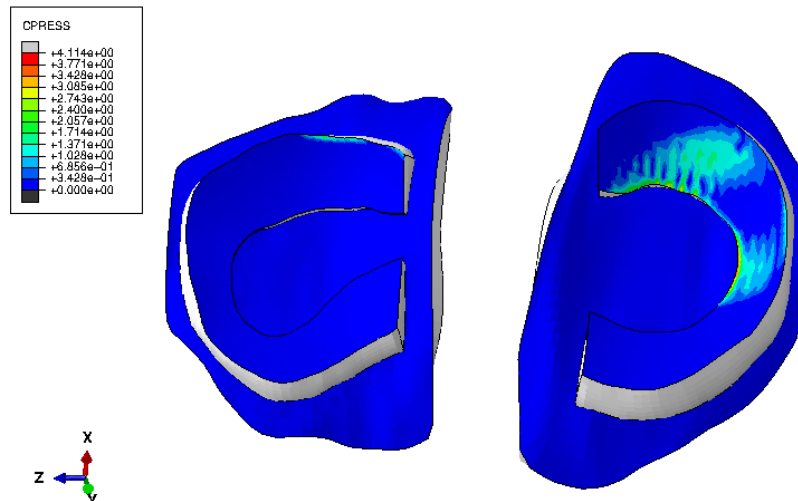


Figura 84 - Pressões de contacto entre os meniscos e a cartilagem femoral, com um ângulo de rotação de 45°.

Observando as zonas de contacto do menisco medial aos 45 graus de rotação, pode-se verificar que as zonas de contacto continuam a aumentar na parte central, alargando para a zona posterior.

Na cartilagem femoral, continua a existir o efeito do deslocamento anterior do contacto nos meniscos, especialmente na zona de contacto com o menisco medial, mas também no menisco lateral, iniciando numa zona mais posterior. Assim, a zona de contacto entre a cartilagem femoral e os meniscos têm tensões que rondam os 2,9 MPa como valor de tensão médio, sendo ligeiramente superiores aos valores obtidos para os ângulos de rotação anteriores.

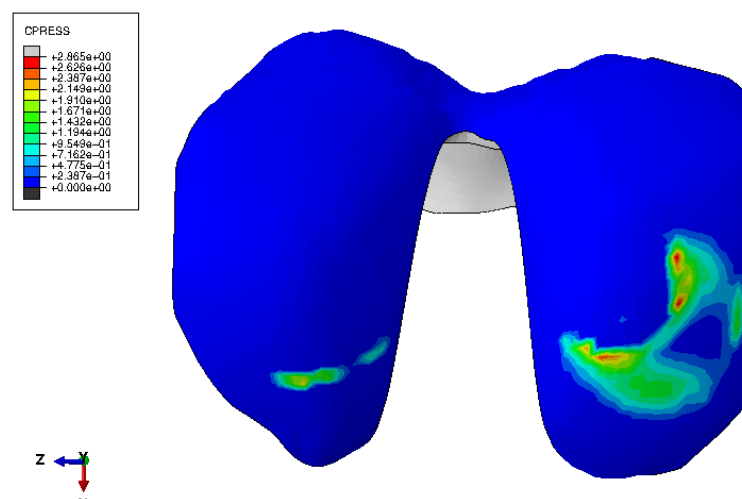


Figura 85 - Pressão de contacto entre a cartilagem femoral e os meniscos, para uma rotação de 45°.

No entanto, no que diz respeito às tensões, estas voltaram a aumentar ligeiramente, passando de 1,3 MPa, para aproximadamente os 1,5 MPa. Note-se que as tensões na zona de contacto com o menisco lateral estão a aumentar em função do ângulo de rotação.

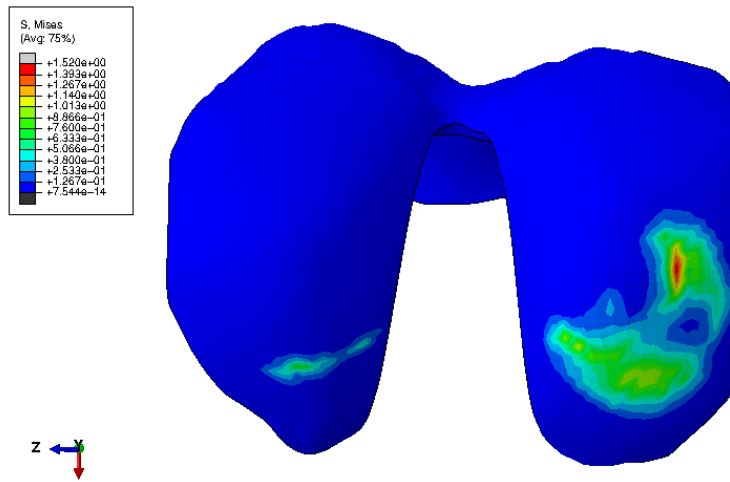


Figura 86 - Tensões na cartilagem femoral, para um ângulo de rotação de 45°.

2.2.4. Amplitude de rotação da articulação do joelho de 67°

Finalmente, alcançando os 67° de rotação da articulação do joelho correspondente ao ângulo do ciclo de marcha, e continuando com o raciocínio das simulações anteriores, aos 67° de rotação, temos o seguinte deslocamento do fêmur em relação à tibia à volta do eixo de rotação ZZ:

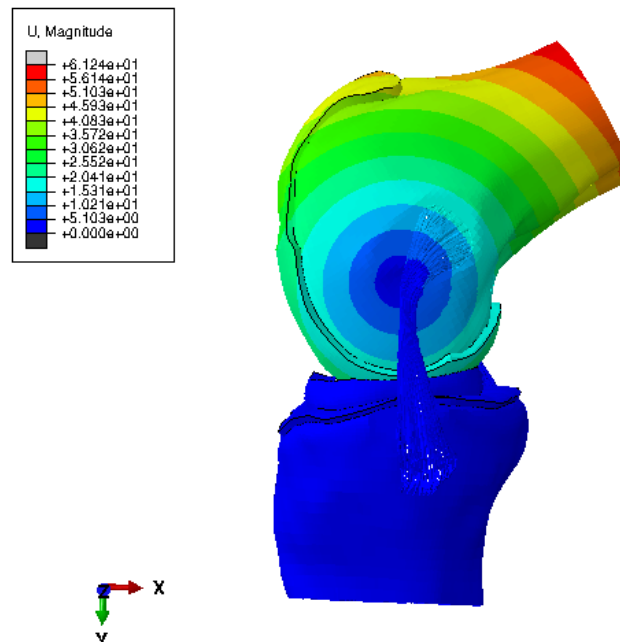


Figura 87 - Magnitude do deslocamento em relação ao eixo de rotação para um ângulo de 67°.

Assim, temos a seguinte curvatura do fêmur em relação à tíbia:

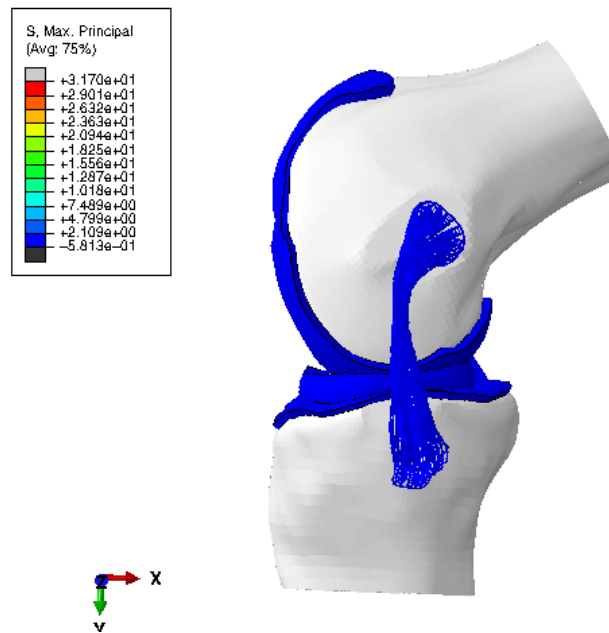


Figura 88 - Tensões gerais da articulação do joelho humano quando sujeito a uma rotação de 67°.

Para os 67° de rotação da articulação do joelho humano, as tensões nos meniscos aumentaram, como era esperado, e de acordo com a literatura. Os valores obtidos sugerem que a tensão máxima ronda os 3,5 MPa nos meniscos, sendo bastante superior aos 1,7 Mpa obtidos para os 45° de rotação. Note-se que o menisco lateral está sujeito a uma tensão bastante superior às simulações anteriores.

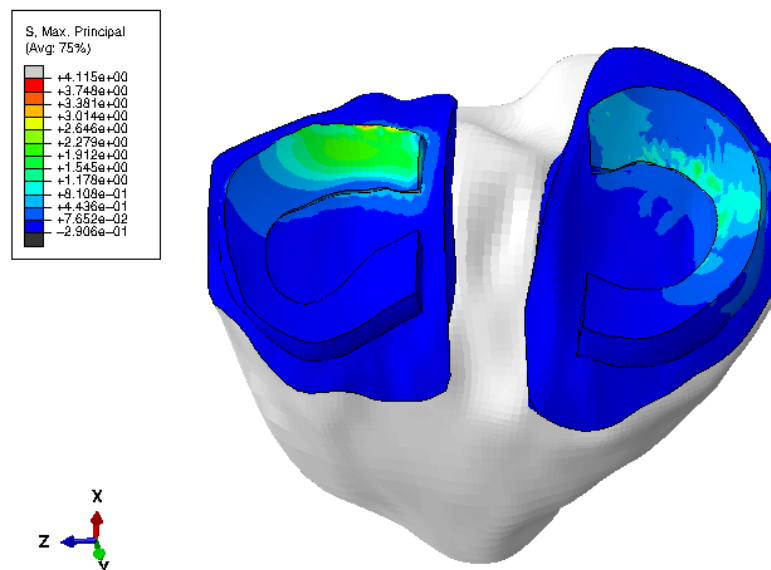


Figura 89 - Tensão máxima principal nos meniscos para um ângulo de rotação de 67°.

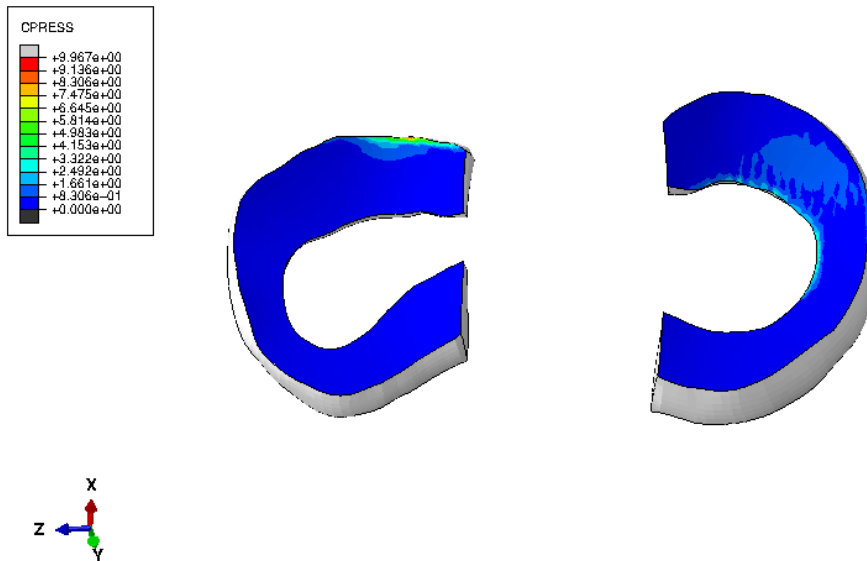


Figura 90 - Pressões de contacto entre os meniscos e a cartilagem femoral, com um ângulo de rotação de 67°.

Observando as zonas de contacto dos meniscos medial e lateral aos 67° de rotação, verifica-se que aumentam as pressões de contacto na zona posterior do menisco lateral e não zona central do menisco medial.

Já na cartilagem femoral, verifica-se uma maior intensidade das pressões de contacto na zona posterior do menisco lateral, e uma ligeira diminuição das pressões de contacto na zona anterior do menisco medial pois o aumento de um leva à diminuição do outro.

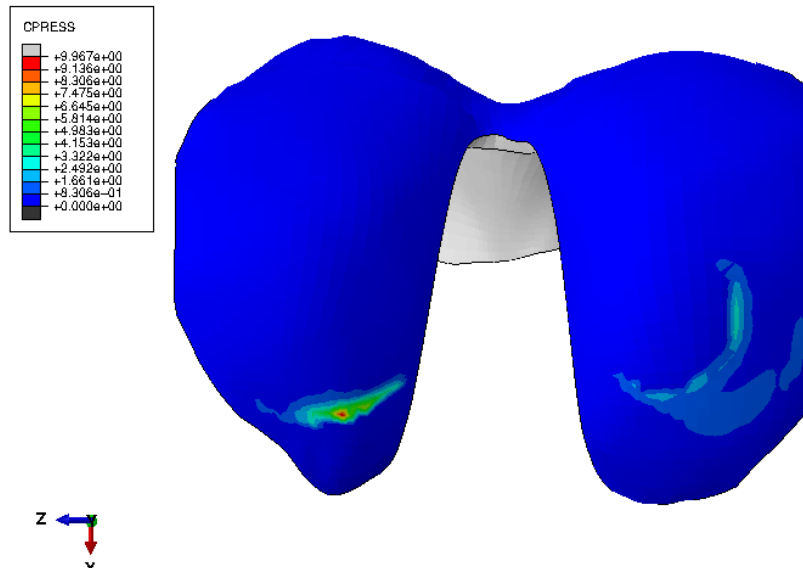


Figura 91 - Pressão de contacto entre a cartilagem femoral e os meniscos, para uma rotação de 67°.

Por fim, a zona de contacto entre a cartilagem femoral e o menisco medial tem tensões que rondam os 2,1 MPa como valor de tensão médio (contra os 1,5 MPa para os 45°), como mostrado na Figura 92.

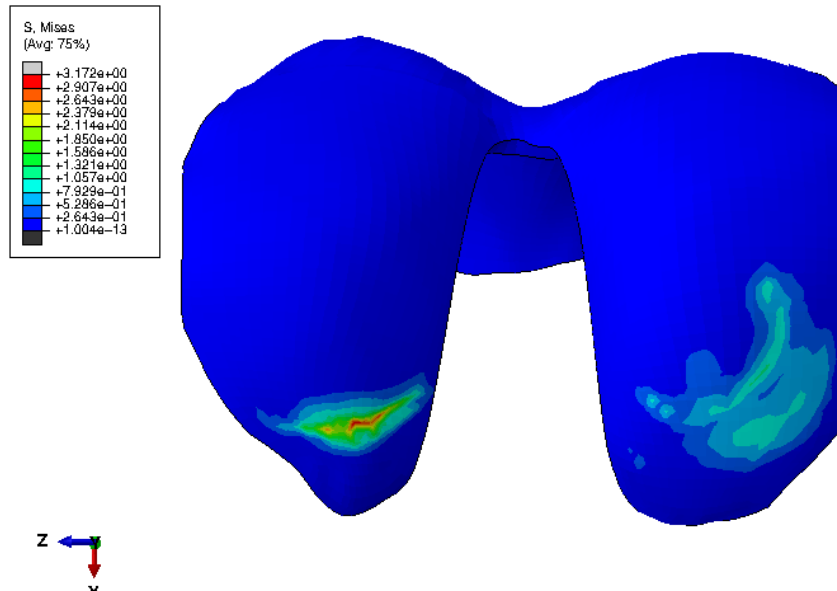


Figura 92 - Tensões na cartilagem femoral, para um ângulo de rotação de 67°.

2.2.5. Análise de resultados para a rotação da articulação do joelho de 67°

O movimento aplicado ao nó de referência do fémur (nó 2749) é uma rotação de 67° em torno do eixo zz. Esta rotação é linear ao longo do tempo, o que permite afirmar que o ângulo de rotação varia linearmente em função do tempo.

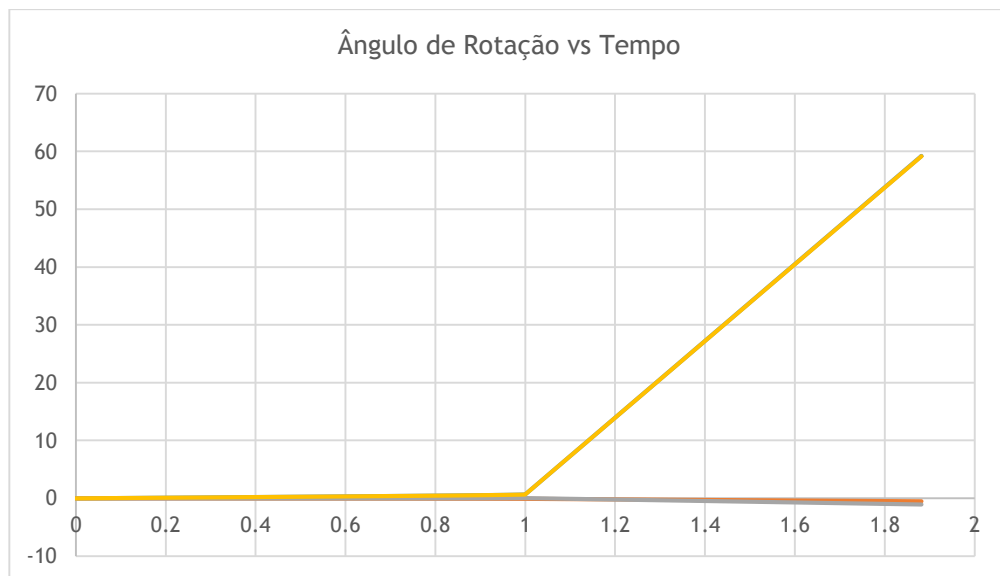


Figura 93 - Ângulo de rotação em função do tempo.

Observa-se que na primeira fase da simulação não existe rotação, pois corresponde ao pré-tensionamento dos ligamentos cruzados anterior e posterior e colaterais medial e lateral, sendo que após a pré-tensão, o ângulo de rotação começa a aumentar linearmente, como referido anteriormente. Este aumento deve-se às condições do movimento aplicado (rotação).

Analisando o momento aplicado, pode-se observar que este varia exponencialmente ao longo do tempo, atingindo um valor de aproximadamente 7000 N.mm.

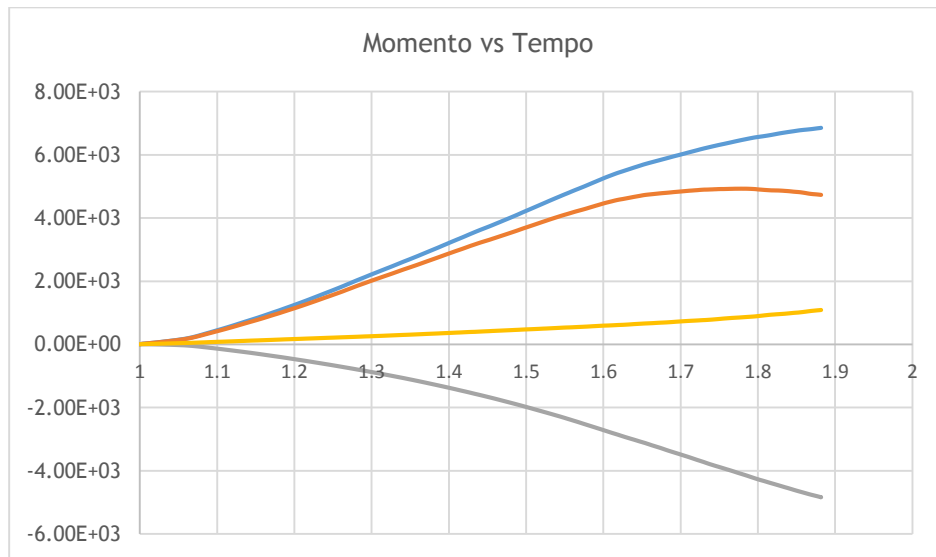


Figura 94 - Momento fletor em função do tempo.

Cruzando os dados dos gráficos das Figura 93 e Figura 94, obteve-se o gráfico do ângulo de rotação em função do momento, em que se verifica que para um ângulo de 60°, tem-se um momento de aproximadamente 7000 N.mm.

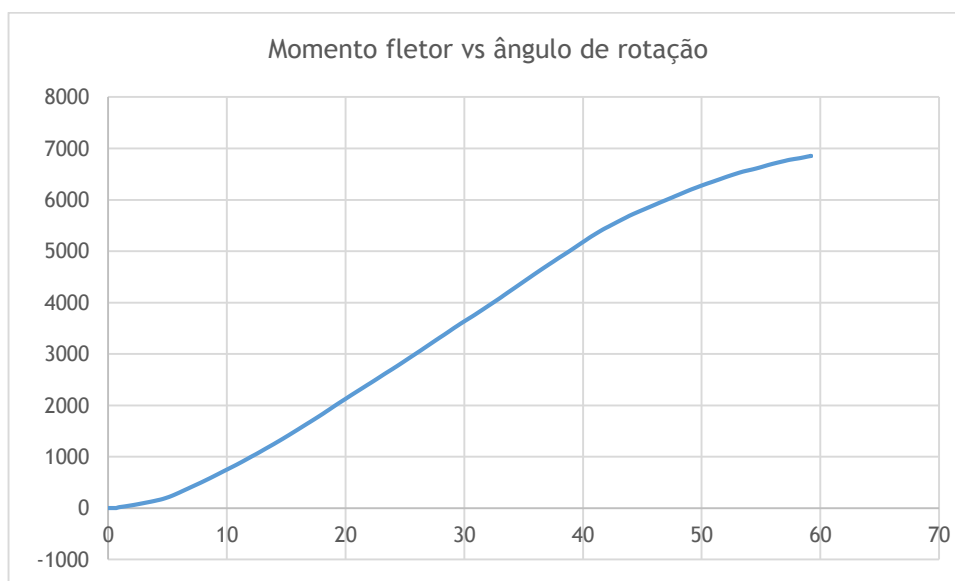


Figura 95 - Ângulo de rotação em função do momento fletor.

Analisando a tensão máxima principal nos meniscos ao longo do tempo, vemos que esta aumenta consideravelmente.

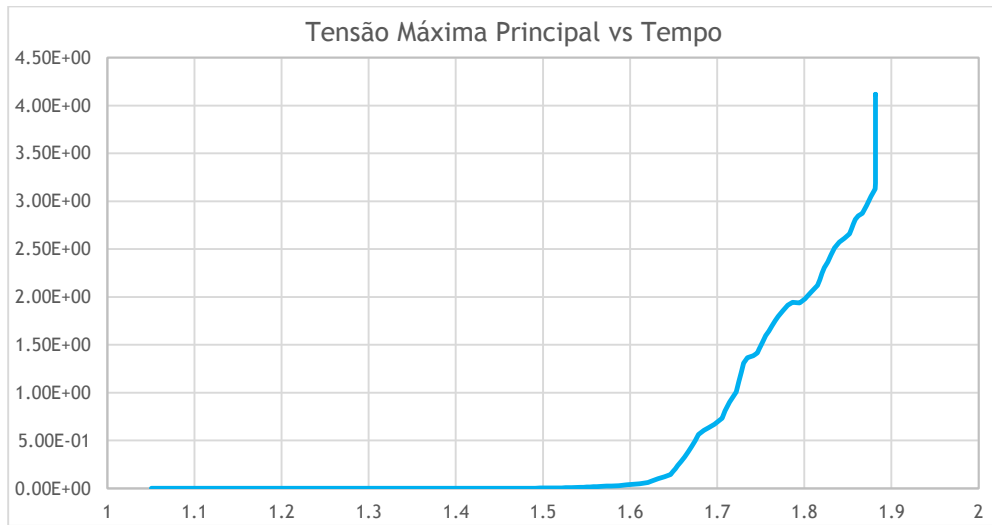


Figura 96 - Tensão máxima principal nos meniscos em função do tempo.

Cruzando o gráfico da Figura 96 com o gráfico da Figura 93, obtém-se a tensão máxima principal em função do ângulo de rotação, e pode-se verificar que a tensão aumenta conforme aumenta o ângulo de rotação, como já se verificou nos resultados das simulações, e como era esperado.

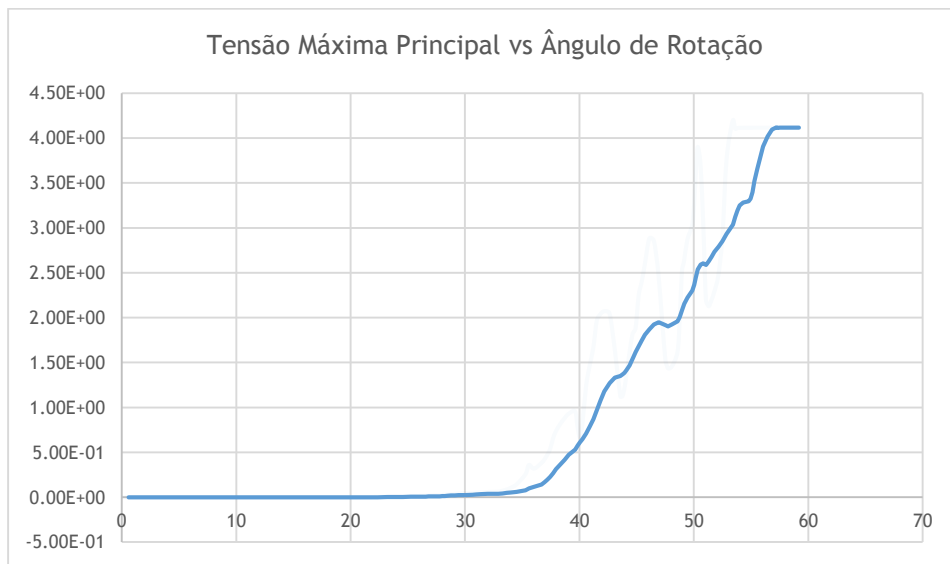


Figura 97 - Tensão máxima principal nos meniscos em função do ângulo de rotação.

2.3. Simulação do menisco medial patológico com lesões

Clinicamente, verificou-se que a geração de uma lesão constitui um quadro clínico doloroso para o paciente sem apresentar inicialmente uma degeneração importante, mas a sua propagação ao longo do menisco pode bloqueá-lo.

Por exemplo, a lesão longitudinal pode estender-se desde o corno posterior do menisco até ao terço médio do mesmo, ocupando uma extensão superior a 50% até 65% do comprimento do menisco. Se além de crescer, a fissura abrir na direção medial, então pode acontecer que o côndilo femoral fique bloqueado entre os dois lados da fissura impedindo o movimento de flexão e extensão da articulação.

Portanto, o interesse do estudo da articulação do joelho com lesões meniscais, não recai todo na alteração do comportamento mecânico da mesma, que é muito pequena, mas sim no estudo da instabilidade destas lesões que a longo prazo podem dar origem ao bloqueio da articulação.

Foram então estudados dois tipos de lesões meniscais, sendo duas das mais comuns no menisco medial da articulação do joelho: a lesão radial, e a lesão longitudinal.

2.3.1. Lesão radial no menisco medial

A lesão radial tem início ao longo do lado interno do menisco e pode atravessá-lo completamente ou parcialmente. Quando a lesão radial do menisco é pequena, torna-se muito difícil identificá-la, mas quando esta cresce e se torna numa rutura completa é então chamada de bico de papagaio, por parecer como uma perda ou falta de um pedaço do menisco.

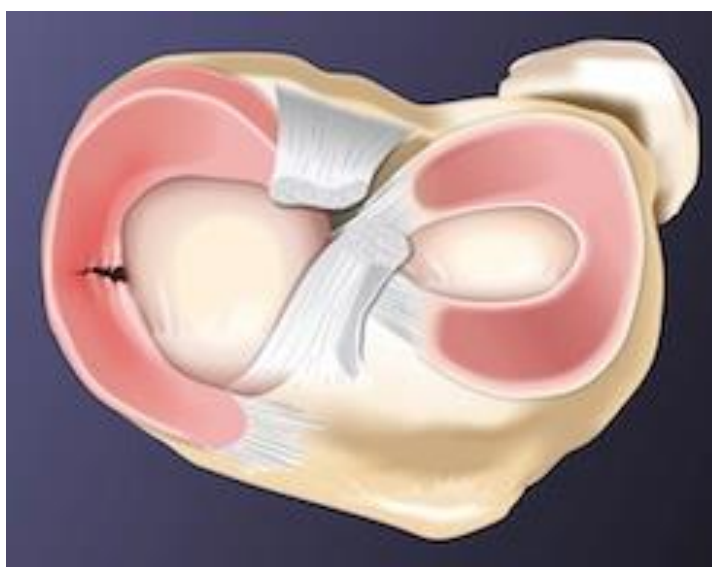


Figura 98 - Fase inicial da lesão radial do menisco do joelho [9].

Na Figura 99, é possível ver a representação da lesão radial introduzida no modelo da articulação do joelho, sem tensão:

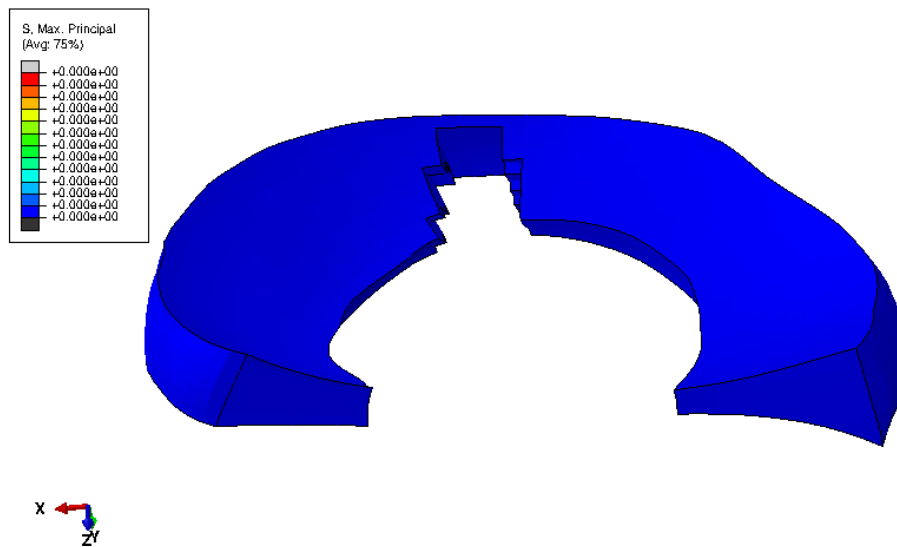


Figura 99 - Representação da lesão radial introduzida no modelo da articulação do joelho, sem tensão.

É possível verificar uma pequena diferença no formato das lesões, sendo que esta diferença é devida à estrutura da malha do menisco ser constituída por elementos quadriculares, logo não permite modelar fendas pontiagudas.

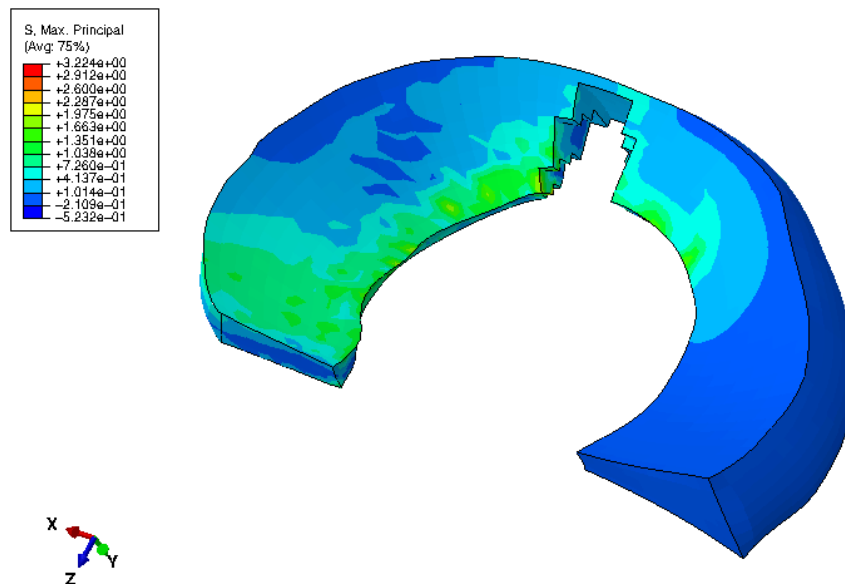


Figura 100 - Tensões máximas principais no menisco medial com lesão radial, para um ângulo de rotação de 67°.

No caso da lesão radial, a diferença das tensões entre a parte anterior e o seu redor é baixa, sendo que existe uma propagação das tensões menos evidente, o que sugere que a propagação desta lesão seja mais lenta do que outras.

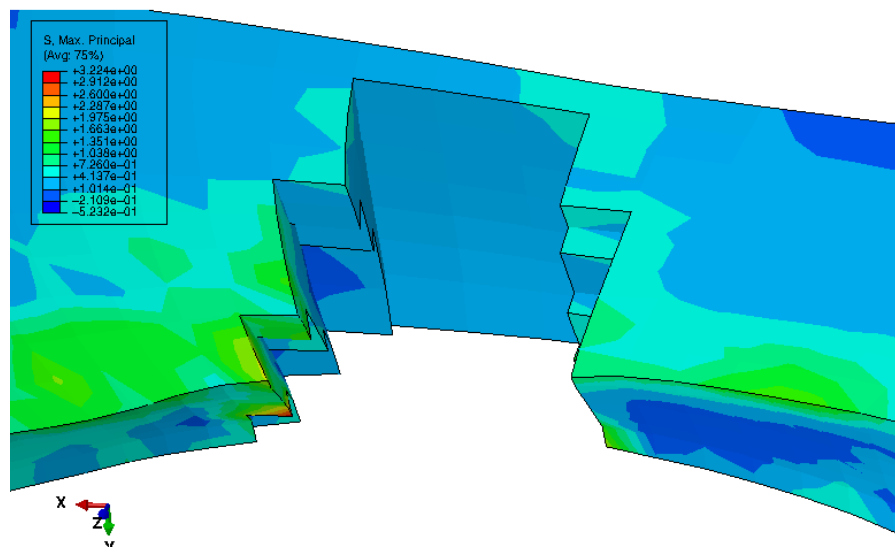


Figura 101 - Pormenor da lesão radial no menisco medial.

2.3.2. Lesão longitudinal no menisco medial

A lesão longitudinal do menisco estende-se longitudinalmente na direção anterior-posterior e é paralela à borda do menisco. Este tipo de rutura divide o menisco em duas partes: uma seção interna e outra externa.

Geralmente a rutura não costuma tocar na borda do menisco. Esta encontra-se mais do lado medial e é causada por movimentos repetitivos. Na maior parte das situações de lesões, esta começa como uma laceração parcial no corno posterior.



Figura 102 - Fase inicial da lesão longitudinal do menisco do joelho [9].

A aparição de tensões na borda das lesões meniscais poderia explicar a instabilidade destas lesões, já que estas tensões pressupõem a propagação da fissura e portanto o seu crescimento, danificando os tecidos circundantes, levando ao seu desgaste e destruição.

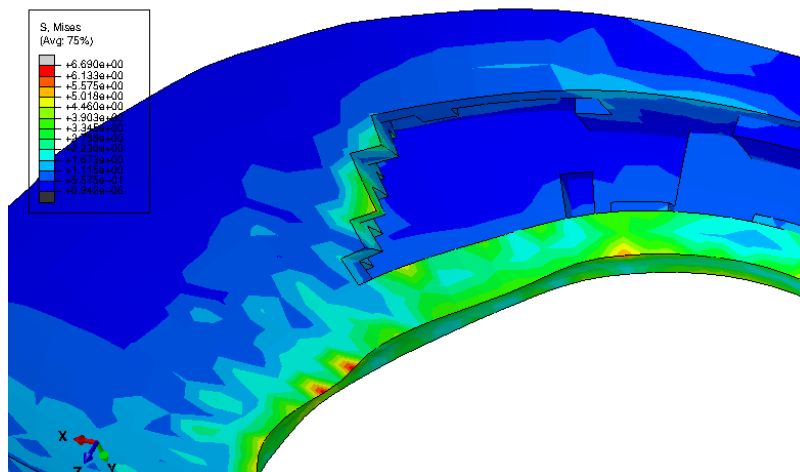


Figura 105 - Pormenor da lesão longitudinal no menisco medial.

2.4. Simulação dos meniscos saudáveis, com fibras de colagénio

Aplicando exatamente a mesma metodologia de análise do que nas simulações dos meniscos saudáveis sem fibras de colagénio, para os 67° de rotação da articulação do joelho humano com inserção das fibras de colagénio nos meniscos medial e lateral, obtiveram-se os seguintes resultados:

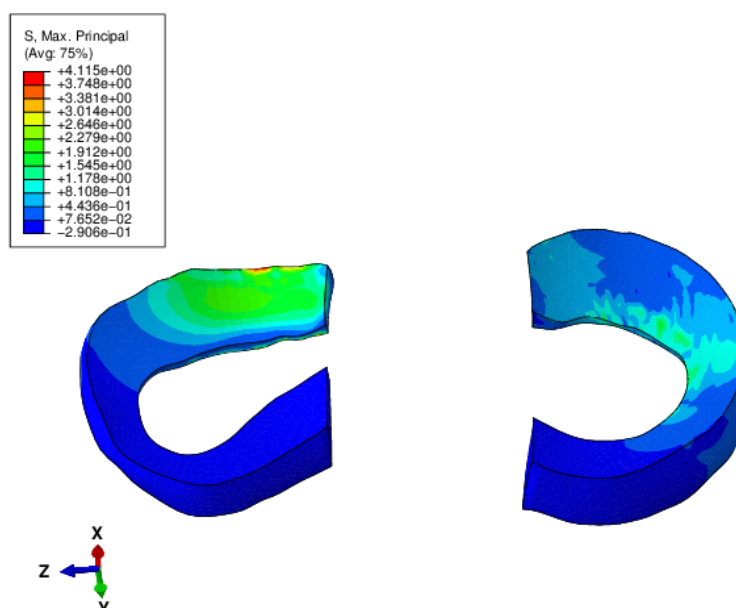


Figura 106 - Tensão máxima principal nos meniscos lateral e medial sem fibras, com rotação do fémur de 67°.

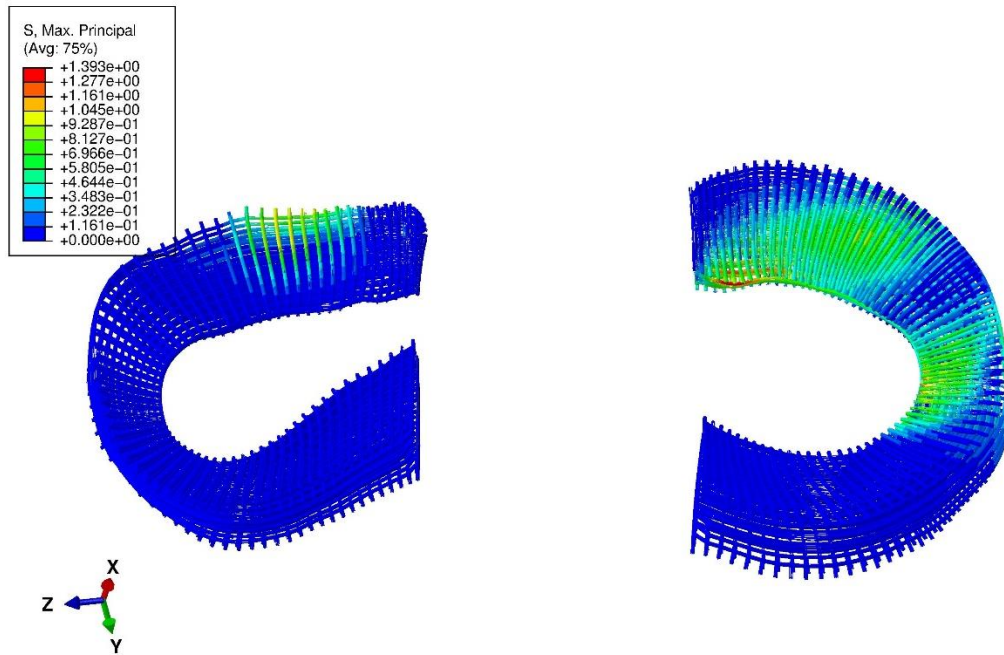


Figura 107 - Tensão máxima principal nas fibras dos meniscos medial e lateral, para um ângulo de rotação de 67°.

O ponto das fibras de colagénio onde a tensão é máxima é o nó 85338. Este nó pertence às fibras circunferenciais, na zona mais interior do menisco.

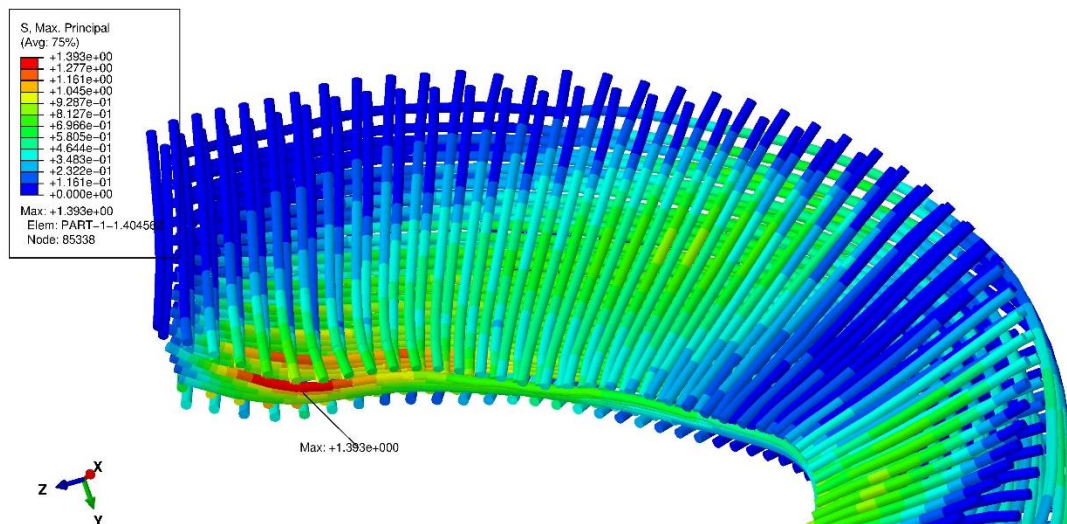


Figura 108 - Tensão máxima no nó 85338, nas fibras circunferenciais do menisco medial, para uma rotação do fémur de 67°.

Verifica-se que as tensões nos meniscos com fibras de colagénio são inferiores às tensões obtidas nos meniscos sem fibras, em que este foi considerado isotrópico. Este acontecimento é derivado do facto das fibras distribuírem melhor o esforço, resultando em tensões mais

baixas. São assim obtidas tensões na ordem dos 1,5 MPa nos meniscos com fibras de colagénio radiais e circunferenciais, enquanto se tinha tensões que rondam os 3,5 MPa para os meniscos sem fibras de colagénio, ou seja, isotrópicos.

3. Conclusões relativas às simulações

O estudo da anatomia da articulação do joelho permitiu obter uma visão mais alargada de todas as estruturas com influência nas propriedades mecânicas dos meniscos, tal como as cartilagens femorais e tibais e os ligamentos cruzados (anterior e posterior) e colaterais (medial e lateral).

Foram efetuadas diversas simulações de modo a simular o funcionamento correto da articulação do joelho. Foram testados diversos materiais, diversas condições fronteira e diversos parâmetros para afinar o movimento de rotação, no entanto os melhores resultados obtidos são os apresentados previamente neste trabalho de dissertação.

Assim, foi possível verificar que os meniscos são um constituinte essencial na articulação do joelho pois possuem um papel fundamental na transmissão de carga, na absorção de impactos e reduzem as pressões na cartilagem articular.

Sem fibras de colagénio, foram obtidas tensões na ordem dos 3,5 MPa nos meniscos. Valores na mesma ordem de grandeza foram obtidos por Dennis John et al [64] na sua análise.

Com fibras de colagénio nos meniscos, foi possível analisar a distribuição das tensões nas duas direções: radial e circunferencial. Assim, verificou-se que existem valores de tensão mais elevados nas fibras dispostas na direção circunferencial. Isto permite-nos concluir que, à compressão, a zona do menisco que suporta maiores tensões é o seu interior. As tensões obtidas foram de 1,5 MPa, sendo inferiores às tensões obtidas nas simulações dos meniscos sem fibras de colagénio (3,5 MPa). Este acontecimento é derivado do facto das fibras de colagénio distribuírem melhor o esforço, resultando em tensões mais baixas.

O menisco medial foi simulado com duas lesões meniscais, uma radial e uma longitudinal. No caso da lesão radial, a diferença das tensões entre a parte anterior e o seu redor é baixa, sendo que existe uma propagação das tensões menos evidente, o que sugere que a propagação desta lesão seja mais lenta do que outras. Na lesão longitudinal, ao contrário da lesão radial, a diferença de tensões é maior, o que explicaria que estas sejam mais instáveis, provocando a longo prazo um bloqueio da articulação. A aparição de tensões na borda das lesões meniscais poderia explicar a instabilidade destas lesões, já que estas tensões poderão pressupor a propagação da fenda e portanto o seu crescimento, danificando os tecidos circundantes, levando ao seu desgaste e destruição.

Página em branco

PARTE IV - CONCLUSÕES E PERSPETIVAS DE TRABALHO FUTURO

Conclusões e Perspetivas de Trabalho Futuro

Após concluir esta dissertação, é possível afirmar que os objetivos propostos inicialmente foram alcançados com sucesso.

Esta dissertação pretendeu, assim clarificar a biomecânica da articulação do joelho humano, com particular relevância para a análise geral de todos os seus componentes, dos meniscos medial e lateral saudáveis, do menisco medial patológico, e dos meniscos com fibras de colagénio.

A caracterização das patologias associadas aos tecidos constituintes do joelho e das complicações resultantes das mesmas sugerem a necessidade de complementar os atuais métodos de diagnóstico das doenças do joelho com um método que permita prever, com maior precisão, o risco de ruturas e avaliar o efeito biomecânico dos diferentes materiais utilizados para substituir estes tecidos.

A simulação numérica pelo método dos elementos finitos revelou-se a ferramenta que poderá dar resposta a estas questões. O uso de modelos computacionais da articulação do joelho está em constante crescimento no estudo da biomecânica e das várias patologias existentes nesta região do esqueleto humano. A análise dos estudos citados ao longo deste trabalho permite concluir que há uma enorme diversidade de metodologias seguidas para avaliar o comportamento biomecânico do joelho pelo método dos elementos finitos.

O método de elementos finitos é uma ferramenta útil para este tipo de estudo, por diversas razões, dado que permite quantificar algumas variáveis que não são diretamente mensuráveis em ensaios experimentais, como por exemplo as tensões nos meniscos, facilita a determinação da influência de um único parâmetro na biomecânica resultante de estruturas complexas, permite modelar estruturas de geometrias irregulares e com condições fronteira e cargas complicadas e ainda apresenta baixos custos e sem riscos para tecidos biológicos (osso por exemplo); para além destes fatores, o MEF é útil na determinação da influência das propriedades dos materiais e em análises quer estáticas quer dinâmicas.

No seguimento destas considerações finais, seria interessante retirar da simulação numérica a opção *TIE* que une os meniscos lateral e medial às cartilagens tibiais esquerda e direita, respetivamente. Com a definição de um par de contacto através do comando **Contact*

pair entre as superfícies, os meniscos poderiam deslizar sobre a cartilagem tibial de modo a reproduzir um movimento ainda mais natural, fazendo com que estes possam se movimentar livremente, sem restrições de movimento.

Outro trabalho interessante seria simular materiais de substituição meniscal e de substituição ligamentares, possibilitando prever o comportamento mecânico dos tecidos circundantes, bem como as tensões derivadas ao contacto do material.

Relativamente às lesões dos meniscos, poder-se-ia efetuar mais simulações no âmbito da mecânica, simulando o crescimento da fenda da lesão, vendo como ela se propaga ao restante tecido do menisco ainda “saudável” e analisar as tensões associadas ao fenómeno de propagação.

Referências Bibliográficas

- [1] R. S. e. al, "Seeley's Anatomy & Physiology - 10ª edição," New York, Mc Graw Hill, 2014, pp. 163-264.
- [2] H. E. Duarte, Anatomia Humana, Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, 2009.
- [3] D. Knudson, Fundamentals of Biomechanics - Second Edition, Springer, 2007.
- [4] Deise Santos, Marcia Cardoso, Valter Antunes Neumann, Luciano Loureiro, *Constituição anatômica do joelho e suas principais lesões*, 2010.
- [5] M. Z. Bendjaballah, "Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis.," *The knee*, vol. 2, nº 2, pp. 69-79, 1995.
- [6] E. A. Makris, "The knee meniscus: Structure-function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration," *Biomaterials*, vol. 32, pp. 7411-7431, 2011.
- [7] J. Sobotta, "Atlas de Anatomia Humana, Volume 2 - Sobotta," Guanabara koogan, 2000, pp. 265-388.
- [8] R. McRae, "Clinical Orthopaedic Examination - Fifth Edition," Toronto, Elsevier Limited, 2004, pp. 201- 243.
- [9] F. H. Netter, Atlas de anatomia humana, Masson, 1997.
- [10] W. Müller, The Knee: Form, Function, and Ligament reconstruction, Nova Iorque: Springer-Verlag, 1983.
- [11] Answorth A. Allen et al, "Anatomy and biomechanics of the meniscus," *Operative Techniques in Orthopaedics*, vol. 5, nº 1, pp. 2-9, 1995.
- [12] E. P. Baquedano, "Estudio Biomecânico de la Articulación de la Rodilla: Aplicación al Análisis de Lesiones Meniscales y Ligamentosas y de la Cirugía Asociada," Centro Politécnico Superior de la Universidad de Zaragoza, Zaragoza, 2004.
- [13] W. V. Vedi, "Meniscal movement," *J. Bone Joint Surg.*, vol. 81, pp. 37-41, 1999.

- [14] T. M. Guess, "A subject specific multibody model of the knee with menisci," *Medical Engineering & Physics*, vol. 32, pp. 505-515, 2010.
- [15] E. Peña, "Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics," *Clinical Biomechanics*, vol. 20, p. 498-507, 2005.
- [16] J. Berhouet, "Meniscus matching: Evaluation of direct anatomical, indirect radiographic, and photographic methods in 10 cadaver knees," *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, vol. 99, pp. 291-297, 2013.
- [17] Goodfellow et al., "Patello-femoral joint mechanics and pathology," *J Bone Joint Surg*, vol. 58, n° B, pp. 287-299, 1976.
- [18] Matthews et al., "Load bearing characteristics of the patello-femoral joint," *Acta Orthop Scand*, vol. 48, pp. 511-516, 1977.
- [19] Huberti et al., "Patellofemoral contact pressures," *J Bone Joint Surg*, vol. 66, n° A, pp. 715-724, 1984.
- [20] Ahmed, A. and McLean, C., "In vitro measurement of the restraining role of the anterior cruciate ligament during walking and stair ascent," *J Biomech Eng*, vol. 124, p. 768-779, 2002.
- [21] van Kampen, A., Wymenga, A. B., van der Heide, H. J. L., and Bakens, H. J. A. M., "The effect of different graft tensioning in anterior cruciate ligament reconstruction: A prospective randomized study," *J Arthroscopy*, vol. 14, p. 845-850, 1998.
- [22] Heegard, J., Leyvraz, P. F., Curnier, A., Rakotomana, L., and Huiskes, R., "The biomechanics of the human patella during passive knee flexion," *J Biomechanics*, vol. 28, p. 1265-1279, 1995.
- [23] Yukihiisa Fukuda, Shinro Takai, Nobuyuki Yoshino, Kouhei Murase, Sadami Tsutsumi, Ken Ikeuchi, Yasusuke Hirasawa, "Impact load transmission of the knee joint-influence of leg alignment and the role of meniscus and articular cartilage," *Clinical Biomechanics*, vol. 15, pp. 516-521, 2000.
- [24] Tammy L. Haut Donahue, M.L. Hull, Mark M. Rashid, Christopher R. Jacobs, "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*, vol. 36, pp. 19-34, 2003.
- [25] Hongqiang Guo and Robert L. Spilker, "An augmented Lagrangian finite element formulation for 3D contact of biphasic tissues," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 17, n° 11, pp. 1206-1216, 2012.
- [26] Judith R. Meakin, Nigel G. Shrive, Cyril B. Frank, David A. Hart, "Finite element analysis of the meniscus: the influence of geometry and material properties on its behaviour," *The Knee*, vol. 10, pp. 33-41, 2003.

- [27] E. Peña, B. Calvo, M.A. Martínez, M. Doblaré, “A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint,” *Journal of Biomechanics*, vol. 39, pp. 1686-1701, 2006.
- [28] Scott Sibole, Craig Bennetts, Bhushan Borotikar, Steve Maas, Antonie J. van den Bogert, Jeffrey A. Weiss and Ahmet Erdemir, “OPEN KNEE: A 3D FINITE ELEMENT REPRESENTATION OF THE KNEE JOINT,” Simbios - National Center for Biomedical Computing at Stanford.
- [29] Yuxing Wang, Yubo Fan, Ming Zhang, “Comparison of stress on knee cartilage during kneeling and standing using finite element models,” *Medical Engineering & Physics*, 2014.
- [30] M. Aguilar, “Biomecânica: la física y la fisiología.,” *Instituto de Ciencia de Materiales*, 2000.
- [31] Renata Noce Kirkwood, Henrique de Alencar Gomes, Rosana Ferreira Sampaio, Elsie Culham, Patrick Costigan, “Biomechanical analysis of hip and knee joints during gait in elderly subjects,” *Acta Ortop Bras.*, vol. 15, nº 5, pp. 267-271, 2007.
- [32] Sutherland DH, Kaufman KR, Moitza JR, “Kinematics of normal human walking,” *Human Walking*, vol. 2, pp. 23-44, 1994.
- [33] António Completo e Fernando Fonseca, *Fundamentos de biomecânica músculo-esquelética e ortopédica*, Porto: Publindústria, 2011.
- [34] Thompson WO, Thaete FL, Fu FH, et al, “Tibial meniscal dynamics using three dimensional reconstruction of magnetic resonance images,” *Am J Sports Med*, vol. 19, pp. 210-216, 1991.
- [35] J. MI LEE, MD, and FREDDIE H. FU, MD, DSc (Hon), “The meniscus: basic science and clinical applications,” *Operative Techniques in Orthopaedics*, vol. 110, nº 3, pp. 162-168, 2000.
- [36] Ian D. McDermott, Spyridon D. Masouros, Andrew A. Amis, “Biomechanics of the menisci of the knee,” *Current Orthopaedics*, vol. 22, pp. 193-201, 2008.
- [37] I. S. Smillie, “Observations on the regeneration of the semilunar cartilages in man,” *British Journal of Surgery*, vol. 31, p. 398-401, 1944.
- [38] P. G. Fairbank, “Knee joints changes after menisectomy,” *Bone Joint Surgery*, vol. 52, p. 564, 1948.
- [39] João Espregueira Mendes, Fontes Lebre, Pedro Pessoa, “A lesão da cartilagem articular e o desporto,” *Rev Medicina Desportiva Informa*, vol. 4, nº 2, pp. 14-19, 2013.
- [40] R. Verdonk, F. Almqvist, “Lésions traumatiques des ménisques du genou,” *EMC - Rhumatologie Orthopédie*, vol. 2, pp. 592-613, 2005.
- [41] K. Solheim, “The glycosaminoglycans of human semilunar cartilage.,” *J Oslo City Hosp*, vol. 15, pp. 127-132, 1965.

- [42] Mow VC, Kuei SC, Lai WM, Armstrong CG, "Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression. Theory and experiments," *J Biomech Engin*, vol. 102, pp. 73-84, 1980.
- [43] F. Winston Gwathmey, S. Raymond Golish, David R. Diduch, "Complications in Brief: Meniscus Repair," *Clin Orthop Relat Res*, vol. 470, p. 2059-2066, 2012.
- [44] Fithian, D. C., Kelly, M. A., and Mow, V. C., "Material properties and structure-function relationship in the menisci.," *Clinical Orthopedics and Related Research*, vol. 252, p. 19-31, 1990.
- [45] Lechner K, Hull ML, Howell SM, "Is the circumferential tensile modulus within human medial meniscus affected by the test sample location and crosssectional area?," *J Orthop Res*, vol. 18, pp. 945-951, 2000.
- [46] Tissakht M, Ahmed AM, "Tensile stress-strain characteristics of the human meniscal material," *J Biomech*, vol. 28, pp. 411-422, 1995.
- [47] West RV, Harner CD, "Graft selection in anterior cruciate ligament reconstruction.," *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 13, pp. 197-207, 2005.
- [48] Jan J. Rongen, Tony G. van Tienen, Bas van Bochove, Dirk W. Grijpma, Pieter Buma, "Biomaterials in search of a meniscus substitute," *Biomaterials*, vol. 35, pp. 3527-3540, 2014.
- [49] S. J. Cuccurullo, Physical Medicine and Rehabilitation Board Review, New York: Demos Medical Publishing, 2004.
- [50] V. I. Walters, "Design and Analysis of a Collagenous Anterior Cruciate Ligament Replacement," Virginia Polytechnic Institute and State University, Blacksburg, VA, 2011.
- [51] V. Ottani, M. Raspanti, A. Ruggeri, "Collagen structure and functional implications - Review," *Micron*, vol. 32, pp. 251-260, 2001.
- [52] Dieter Christian Wirtz, Norbert Schillers, Thomas Pandorf, Klaus Radermacher, Dieter Weichert, Raimund Forst., "Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur," *Journal of Biomechanics*, vol. 33, pp. 1325-1330, 2000.
- [53] M. Cuppone, B. B. Seedhom, E. Berry, A. E. Ostell, "The Longitudinal Young's Modulus of Cortical Bone in the Midshaft of Human Femur and its Correlation with CT Scanning Data," *Calcif Tissue Int*, vol. 74, p. 302-309, 2004.
- [54] G. Holzapfel, "Biomechanics of Soft Tissue," *BIOMECH PREPRINT SERIES*, vol. 7, pp. 1-12, 2000.
- [55] Li, G., Lopez, O., and Rubash, H., "Variability of a threedimensional finite element model constructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis.," *J Biomech Eng*, vol. 123, p. 341-346, 2001.

- [56] Spilker, R. L., Donzelli, P. D., and Mow, V. C., "A transversely isotropic biphasic finite element model of the meniscus.," *J Biomechanics*, vol. 25, p. 1027-1045, 1992.
- [57] LeRoux, M. A. and Setton, L. A., "Experimental biphasic FEM determinations of the material properties and hydraulic permeability of the meniscus in tension," *J Biomech Eng*, vol. 124, p. 315-321, 2002.
- [58] Yuan Guo, Xushu Zhang, Weiyi Chen, "Three-dimensional Finite Element Simulation of total knee joint in gait cycle.," *Acta Mechanica Solida Sinica*, vol. 22, n° 4, 2009.
- [59] Gardiner, J., Weiss, J., and Rosenberg, T., "Strain in the human medial collateral ligament during valgus lading of the knee.," *Clinical Orthoeadics and Related Research*, vol. 391, p. 266-274, 2001.
- [60] Marcrrial Trilha Junior, Eduardo Alberto Fancello, Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Ari Digiácomo Ocampmpo More, "Three-dimensional numerical simulation of human knee joint mechanics," *Acta Ortop Bras*, vol. 17, n° 2, pp. 18-23, 2009.
- [61] Y. C. Fung, *Biomechanics. Mechanical propeties of living tissues.*, Springer-Verlag, 1993.
- [62] Peter Fratzl, Klaus Misof, and Ivo Zizak, "Fibrillar Structure and Mechanical Properties of Collagen," *Journal of Structural Biology*, vol. 122, pp. 119-122, 1997.
- [63] Greis, P. E., Bardana, D. D., Holmstrom, M. C., and Burks R. T., "Meniscal injury i: Basic sciense and evaluation," *J Am Acad Surg*, vol. 10, n° 3, pp. 168-176, 2002.
- [64] Dennis John, Dinesh Pinisetty, Nikhil Gupta, "Image Based Model Development and Analysis of the Human Knee Joint," *Biomedical Imaging and Computational Modeling in Biomechanics*, vol. 4, pp. 55-79, 2013.