

# **MODELO BIOMECÂNICO DO JOELHO HUMANO**

*João Manuel Costa e Silva*

**Dissertação do MIEM**

Orientador na FEUP:

Prof. Doutor Marco Paulo Lages Parente



**Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto**

**Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica**

Junho de 2015



*“Quanto mais aumenta o nosso conhecimento,  
mais evidente fica nossa ignorância”*

*John F. Kennedy*

*Dedico esta dissertação*

*Aos meus pais: Maria e Manuel*

*À minha irmã: Catarina*

*À minha namorada: Andreia*

*Pelo apoio e constante incentivo*



## Resumo

A dissertação aqui documentada estuda o comportamento mecânico da articulação do joelho humano. Recorrendo ao método dos elementos finitos aliado a um modelo geométrico do joelho, pode ser estudado o seu comportamento, prever lesões e estudar métodos cirúrgicos assim como ajudar a analisar fatores que de outra forma seriam impossíveis, nomeadamente o papel da pré tensão dos ligamentos na distribuição de tensões dos diferentes constituintes da referida articulação.

O ponto de partida para este estudo foi o modelo geométrico desenvolvido no âmbito do projeto americano *Open Knee Project* <sup>[11]</sup>. Sobre este modelo, foram implementadas as propriedades dos elementos de acordo com a literatura consultada, os graus de liberdade e condições fronteira da forma mais anatomicamente correta possível. Seguidamente procedeu-se à simulação da rotação natural do joelho aliada a diferentes valores de pré tensão ligamentosa. São apresentadas quatro simulações correspondentes a 0MPa, 0.1MPa, 0.25MPa e a 0.5MPa de pré tensão nos ligamentos e caracterizada a sua influência nos diferentes constituintes da articulação.



# Biomechanical simulation of the human knee joint

## Abstract

The dissertation here presented studies the mechanical behavior of the human knee joint. Using the finite element method combined with a geometric model of the knee, it's behavior can be studied, predict injuries and study surgical methods as well as help analyze factors that would otherwise be impossible, for example the role of the pre tension of the ligaments in the stress distribution of the different elements of the joint.

The starting point for this study was the geometric model developed in the US called Open Knee Project <sup>[11]</sup>. On this model, the properties of the elements were implemented according to the literature, the degrees of freedom and boundary conditions were also reformed in the most anatomically correct way as possible. Then proceeded to the simulation of natural knee rotation combined with different values of ligamentous pre tension. There are presented four simulations with pre tension 0MPa, 0.1MPa, 0.25MPa and 0.5MPa in the ligaments and it's behavior is characterized as well as their influence on the different constituents of the joint.



## Agradecimentos

A presente dissertação simboliza o colmatar do trabalho de vários anos ao longo dos quais muitas pessoas contribuíram para o seu sucesso. Devo a todas essas pessoas um eterno agradecimento.

Ao Professor Doutor Marco Parente, meu orientador, um grande bem-haja. Agradeço especialmente pela sua paciência, disponibilidade e dedicação, sem o seu apoio a concretização desta dissertação não seria possível.

Aos meus pais, à minha irmã, em especial à Andreia pela a ajuda na revisão de conteúdos presentes nesta tese e a todos os que puderam ajudar-me de forma direta ou indireta.

A todos o meu muito obrigado



# Índice

|                                                                                                |      |
|------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| Índice de figuras .....                                                                        | xiii |
| Índice de tabelas.....                                                                         | xix  |
| Nomenclatura Utilizada.....                                                                    | xxi  |
| 1. Introdução.....                                                                             | 1    |
| 1.1 Objetivos.....                                                                             | 2    |
| 1.2 Apresentação da dissertação .....                                                          | 3    |
| 2. Anatomia e Fisiologia do Joelho Humano .....                                                | 5    |
| 2.1 Morfologia do corpo humano.....                                                            | 5    |
| 2.1.1 Estrutura de um osso .....                                                               | 7    |
| 2.1.2 Articulações do corpo humano .....                                                       | 9    |
| 2.1.3 Classificação das articulações do corpo humano .....                                     | 10   |
| 2.1.4 Mecânica das articulações do corpo humano .....                                          | 11   |
| 2.2. Articulação do joelho.....                                                                | 12   |
| 2.2.1 Morfologia da tíbia.....                                                                 | 14   |
| 2.2.2 Morfologia do fêmur .....                                                                | 15   |
| 2.2.3 Os meniscos .....                                                                        | 18   |
| 2.2.4 Os ligamentos .....                                                                      | 21   |
| 2.3 Biologia e propriedades mecânicas dos tecidos que constituem a articulação do joelho ..... | 25   |
| 2.3.1 Tecido ósseo.....                                                                        | 25   |
| 2.3.2 Tecido conjuntivo .....                                                                  | 26   |
| 2.3.3 Tendões e ligamentos.....                                                                | 27   |
| 2.4 Biomecânica da articulação do joelho .....                                                 | 29   |
| 2.4.1 Movimento da articulação .....                                                           | 29   |
| 2.4.2 A estabilidade do joelho .....                                                           | 30   |
| 3. Método dos Elementos Finitos .....                                                          | 33   |
| 4. Modelo 3D da articulação do joelho .....                                                    | 35   |
| 4.1 Propriedades Mecânicas .....                                                               | 38   |
| 5. Análise do comportamento da articulação do joelho .....                                     | 45   |
| 5.1 Análise do estado de tensão.....                                                           | 45   |
| 5.2 Momento de reação no nó de referência .....                                                | 73   |
| 6. Conclusões e perspectivas de trabalhos futuros .....                                        | 75   |
| 7. Referências Bibliográficas.....                                                             | 77   |



## Índice de figuras

|                                                                                              |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 2.1 - Posição anatômica.....                                                          | 6  |
| Figura 2.2 - Exemplo de um osso curto.....                                                   | 8  |
| Figura 2.3 - Exemplo de um osso plano (Parietal) .....                                       | 8  |
| Figura 2.4 - Estrutura de um osso .....                                                      | 9  |
| Figura 2.5 - Exemplo de articulação anfiartrose .....                                        | 11 |
| Figura 2.6 - Esquemática dos graus de liberdade do joelho.....                               | 13 |
| Figura 2.7 - Morfologia da Tíbia e Fíbula <sup>[4]</sup> .....                               | 15 |
| Figura 2.8 - Detalhe do encaixe do fêmur com o quadril <sup>[4]</sup> .....                  | 16 |
| Figura 2.9 - Morfologia do fêmur <sup>[4]</sup> .....                                        | 17 |
| Figura 2.10 - Vista superior do menisco da articulação do joelho <sup>[2]</sup> .....        | 19 |
| Figura 2.11 - Vista posterior da articulação do joelho <sup>[2]</sup> .....                  | 19 |
| Figura 2.12 - Vista superior da face articular superior da tíbia <sup>[2]</sup> .....        | 20 |
| Figura 2.13 - Vista anterior do joelho fletido <sup>[2]</sup> .....                          | 20 |
| Figura 2.14 - Ligamentos da articulação do joelho <sup>[4]</sup> .....                       | 24 |
| Figura 2.15 - Movimentos voluntários da articulação do joelho <sup>[2]</sup> .....           | 29 |
| Figura 3.1 - Aplicação do MEF a um joelho humano <sup>[10]</sup> .....                       | 34 |
| Figura 4.1 - Modelo geométrico completo .....                                                | 35 |
| Figura 4.2 - Ligamentos da articulação do joelho a cinzento, amarelo, azul e tijolo<br>..... | 36 |
| Figura 4.3 - Meniscos lateral e medial a cor-de-rosa e cartilagem femoral a<br>cinzento..... | 36 |
| Figura 4.4 - Cartilagem femoral a cinzento e fêmur a verde .....                             | 37 |
| Figura 4.5 - Cartilagem tibial direita e esquerda a cinzento .....                           | 37 |
| Figura 4.6 - Malha de elementos finitos do fêmur à esquerda e tíbia à direita .              | 39 |
| Figura 4.7 - Representação do nó de referência no topo do fêmur .....                        | 39 |
| Figura 4.8 - Malha de elementos finitos das fibras dos ligamentos .....                      | 41 |
| Figura 4.9 - Malha de elementos finitos das matrizes dos ligamentos .....                    | 41 |
| Figura 4.10 - Malha de elementos finitos dos meniscos lateral e medial .....                 | 42 |
| Figura 4.11 - Malha de elementos finitos das cartilagens .....                               | 43 |

|                                                                                                               |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 5.1 - Tensões máximas principais na cartilagem femoral sem pré tensão aplicada.....                    | 45 |
| Figura 5.2- Tensões máximas principais na cartilagem femoral com pré tensão 0.1MPa.....                       | 46 |
| Figura 5.3 - Tensões máximas principais na cartilagem femoral com pré tensão 0.25MPa.....                     | 46 |
| Figura 5.4 - Tensões máximas principais na cartilagem femoral com pré tensão 0.5MPa.....                      | 47 |
| Figura 5.5 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial esquerda sem pré tensão aplicada .....           | 48 |
| Figura 5.6 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial esquerda com 0.1MPa de pré tensão aplicada.....  | 48 |
| Figura 5.7 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial esquerda com 0.25MPa de pré tensão aplicada..... | 48 |
| Figura 5.8 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial esquerda com 0.5MPa de pré tensão aplicada.....  | 49 |
| Figura 5.9 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial direita sem pré tensão aplicada .....            | 50 |
| Figura 5.10 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial direita com 0.1MPa de pré tensão aplicada.....  | 50 |
| Figura 5.11 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial direita com 0.25MPa de pré tensão aplicada..... | 50 |
| Figura 5.12 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial direita com 0.5MPa de pré tensão aplicada ..... | 51 |
| Figura 5.13 - Tensão máxima principal aplicada no menisco lateral sem pré tensão aplicada .....               | 52 |
| Figura 5.14 - Tensão máxima principal aplicada no menisco lateral com 0.1MPa de pré tensão aplicada .....     | 52 |
| Figura 5.15 - Tensão máxima principal aplicada no menisco lateral com 0.25MPa de pré tensão aplicada .....    | 53 |
| Figura 5.16 - Tensão máxima principal aplicada no menisco lateral com 0.5MPa de pré tensão aplicada .....     | 53 |

|                                                                                                           |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 5.17 - Tensão máxima principal aplicada no menisco medial sem pré tensão aplicada .....            | 54 |
| Figura 5.18 - Tensão máxima principal aplicada no menisco medial com 0.1MPa de pré tensão aplicada .....  | 54 |
| Figura 5.19 - Tensão máxima principal aplicada no menisco medial com 0.25MPa de pré tensão aplicada ..... | 55 |
| Figura 5.20 - Tensão máxima principal aplicada no menisco medial com 0.5MPa de pré tensão aplicada .....  | 55 |
| Figura 5.21 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCL sem pré tensão aplicada .....            | 56 |
| Figura 5.22 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCL com 0.1MPa de pré tensão aplicada .....  | 56 |
| Figura 5.23 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCL com 0.25MPa de pré tensão aplicada ..... | 57 |
| Figura 5.24 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCL com 0.5MPa de pré tensão aplicada .....  | 57 |
| Figura 5.25 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCM sem pré tensão aplicada .....            | 58 |
| Figura 5.26 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCM com 0.1MPa de pré tensão aplicada .....  | 58 |
| Figura 5.27 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCM com 0.25MPa de pré tensão aplicada ..... | 59 |
| Figura 5.28 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCM com 0.5MPa de pré tensão aplicada .....  | 59 |
| Figura 5.29 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCA sem pré tensão aplicada .....            | 60 |
| Figura 5.30 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCA com 0.1MPa de pré tensão aplicada .....  | 60 |
| Figura 5.31 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCA com 0.25MPa de pré tensão aplicada ..... | 61 |
| Figura 5.32 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCA com 0. 5MPa de pré tensão aplicada ..... | 61 |

|                                                                                                           |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 5.33 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCP sem pré tensão aplicada .....            | 62 |
| Figura 5.34 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCP com 0.1MPa de pré tensão aplicada .....  | 62 |
| Figura 5.35 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCP com 0.25MPa de pré tensão aplicada ..... | 63 |
| Figura 5.36 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCP com 0.5MPa de pré tensão aplicada .....  | 63 |
| Figura 5.37 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCL sem pré tensão aplicada .....             | 64 |
| Figura 5.38 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCL com 0.1MPa de pré tensão aplicada .....   | 64 |
| Figura 5.39 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCL com 0.25MPa de pré tensão aplicada .....  | 65 |
| Figura 5.40 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCL com 0.5MPa de pré tensão aplicada .....   | 65 |
| Figura 5.41 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCM sem pré tensão aplicada .....             | 66 |
| Figura 5.42 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCM com 0.1 de pré tensão aplicada .....      | 66 |
| Figura 5.43 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCM com 0.25 de pré tensão aplicada .....     | 67 |
| Figura 5.44 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCM com 0.5 de pré tensão aplicada .....      | 67 |
| Figura 5.45 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCA sem pré tensão aplicada .....             | 68 |
| Figura 5.46 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCA com 0.1 de pré tensão aplicada .....      | 68 |
| Figura 5.47 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCA com 0.25 de pré tensão aplicada .....     | 69 |
| Figura 5.48 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCA com 0.5 de pré tensão aplicada .....      | 69 |

|                                                                                                                  |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 5.49 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCP sem pré tensão aplicada.....                     | 70 |
| Figura 5.50 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCP com 0.1MPa de pré tensão aplicada.....           | 70 |
| Figura 5.51 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCP com 0.25MPa de pré tensão aplicada.....          | 71 |
| Figura 5.52 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCP com 0.5MPa de pré tensão aplicada.....           | 71 |
| Figura 5.53 - Comparação entre o momento de reação no nó de referência das diferentes simulações estudadas ..... | 73 |



## Índice de tabelas

|                                                                                      |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 4.1 - Propriedades Mecânicas admitidas no modelo geométrico .....             | 38 |
| Tabela 4.2 - Número de elementos e nós associados aos ligamentos .....               | 40 |
| Tabela 4.3 - Número de nós e de elementos dos meniscos do modelo geométrico .....    | 42 |
| Tabela 4.4 - Número de elementos e de nós das cartilagens do modelo geométrico ..... | 43 |
| Tabela 5 - Valores de pré tensão adequados aos diferentes elementos.....             | 72 |



## Nomenclatura Utilizada

|     |                                |
|-----|--------------------------------|
| 2D  | Bidimensional                  |
| 3D  | Tridimensional                 |
| CAD | <i>Computer Aided Design</i>   |
| FEA | <i>Finite Element Analysis</i> |
| g   | Gramas                         |
| kg  | Quilograma                     |
| m   | Metro                          |
| mm  | Milímetros                     |
| N   | Newton                         |
| Pa  | Pascal                         |
| MEF | Método dos Elementos Finitos   |
| LCL | Ligamento Colateral Lateral    |
| LCM | Ligamento Colateral Medial     |
| LCA | Ligamento Cruzado Anterior     |
| LCP | Ligamento Cruzado Posterior    |



## 1. Introdução

O desenvolvimento científico na área da anatomia humana começou com experiências em animais e seres humanos com o objetivo principal de melhorar o conhecimento acerca das estruturas biológicas do ser humano. Perante este entendimento, torna-se assim possível a evolução em várias áreas da medicina, nomeadamente ao nível de métodos cirúrgicos e do tratamento de patologias do sistema músculo-esquelético. Sabe-se que para além de toda esta evolução, que se têm verificado, também os dados relativos à esperança média de vida tem contribuído para uma maior necessidade de resposta médica associada a próteses e fármacos mais eficazes. Desta forma e de modo a satisfazer esta necessidade surge a biomecânica. A biomecânica apresenta-se como uma disciplina integradora de conhecimentos de biologia e mecânica tornando-se uma ciência multidisciplinar; ela ajuda a perceber o funcionamento habitual dos organismos; a caracterizar o comportamento dos órgãos e tecidos vivos do ponto de vista mecânico; a estudar os métodos envolvidos nas intervenções artificiais como implantes de próteses e órgãos artificiais.

O sistema músculo-esquelético engloba os ossos, os músculos e as articulações, sendo assim responsável pela proteção e estabilidade do movimento do corpo humano. Realçando o conceito das articulações, estas fazem parte do grupo de componentes do corpo humano que o permitem mover e deslocar; umas têm como função formar uma camada protetora dos tecidos moles que revestem o esqueleto; outras têm como função ajudar aos movimentos de flexão, extensão ou mesmo adução e abdução; por último, existem articulações designadas móveis que permitem uma variedade extensa de movimentos destacando-se a articulação do joelho.

A articulação do joelho tem um lugar de destaque na locomoção humana. É a maior do corpo, e permite movimentos como rotação e deslizamento planar entre as superfícies articulares. É alvo de bastantes intervenções cirúrgicas no entanto, não existe uma unanimidade entre as técnicas a aplicar por parte dos diversos profissionais de saúde aquando de uma reconstrução da articulação do joelho. Coloca-se a seguinte dúvida: será vantajoso aplicar uma pré-tensão nos ligamentos do joelho, no momento de uma reconstrução da articulação?

Para esclarecer este problema pode-se recorrer à biomecânica. Esta terá de ser a responsável por esclarecer toda esta controvérsia e assim apresentar resultados de modo a apoiar uma teoria.

Neste sentido, o trabalho aqui descrito tem como base os ensinamentos da biomecânica incluindo um modelo tridimensional, que envolve um estudo pelo método dos elementos finitos; este método permite obter valores de tensões, deslocamentos e deformações no modelo geométrico e assim relacionar os resultados obtidos.

## 1.1 Objetivos

De modo a relacionar e auxiliar outras áreas como a Medicina, esta dissertação pretende contribuir para esclarecer a dúvida que persiste nas cirurgias de reconstrução da articulação do joelho, como referido anteriormente.

Assim, segue-se o estudo da pré-tensão aplicada nos ligamentos no momento da reconstrução da articulação do joelho. Neste estudo utiliza-se o modelo tridimensional do projeto americano denominado de *Open Knee Project*<sup>[11]</sup>, ao qual se aplicou o método dos elementos finitos de modo a simular movimentos e lesões da articulação do joelho.

## 1.2 Apresentação da dissertação

Esta dissertação encontra-se dividida em 6 capítulos: Introdução, Anatomia e fisiologia do joelho humano, Método dos Elementos Finitos, Apresentação do modelo tridimensional da articulação do joelho, Análise do comportamento da referida articulação, Conclusões e perspectivas de trabalho futuro e Referências Bibliográficas.

No capítulo segundo é feita uma revisão dos assuntos mais importantes a nível da anatomia da articulação do joelho humano. Neste capítulo são apresentados os distintos constituintes, os materiais e movimentos da referida articulação.

No terceiro capítulo é feita uma introdução ao método dos elementos finitos. Qual a sua utilidade, em que casos pode ser aplicado e qual o princípio em que se apoia.

Ao longo do quarto capítulo é apresentado o modelo tridimensional utilizado. Quais os números de elementos e os seus tipos assim como o número de nós e as propriedades adotadas.

O quinto capítulo diz respeito à análise dos resultados obtidos. É caracterizada a influência da pré tensão nos diferentes constituintes do joelho e qual a mais indicada para aumentar a longevidade dos seus constituintes.

Como não poderia deixar de ser, o sexto capítulo destina-se a resumir o trabalho e a salientar as conclusões e sugestões relacionadas com a presente dissertação.

Para finalizar apresentam-se as influências bibliográficas.



## 2. Anatomia e Fisiologia do Joelho Humano

Neste capítulo, e como base para o estudo biomecânico que será apresentado, é importante fazer uma abordagem sistemática e objetiva das diferentes estruturas da articulação do joelho humano. Assim, é abordada a anatomia da articulação com base nas suas funções, comportamentos e fisiologia envolvida. Não são esquecidas as propriedades dos constituintes da articulação, nomeadamente a composição celular e a interação com o meio a que está exposta. Tudo isto torna-se o ponto de partida para uma modelação correta, para uma melhor compreensão do funcionamento do aparelho locomotor e assim para um melhor estudo das tensões, deformações e deslocamentos no modelo geométrico.

### 2.1 Morfologia do corpo humano

Para melhor compreender e estudar o corpo humano surgiu a necessidade de criar uma convenção que permitisse descrever as posições espaciais dos órgãos, ossos e demais componentes, a que se dá o nome de posição anatómica. Nesta posição, o corpo está ereto (todos os membros estendidos), com calcanhares unidos, a face voltada para o horizonte, membros superiores juntos ao tronco com as palmas das mãos voltadas para a frente (dedos estendidos e unidos) e por fim com os pés direcionados para frente.

Na posição anatómica o corpo humano é dividido em 3 planos tal como é ilustrado na figura 2.1.

O plano frontal ou coronal atravessa o eixo maior (da cabeça aos pés), perpendicularmente ao plano medial, separando a frente do corpo humana da sua parte de trás. Qualquer elemento que se localize na frente do plano frontal é denominado anterior; algo posicionado atrás deste plano é chamado posterior.

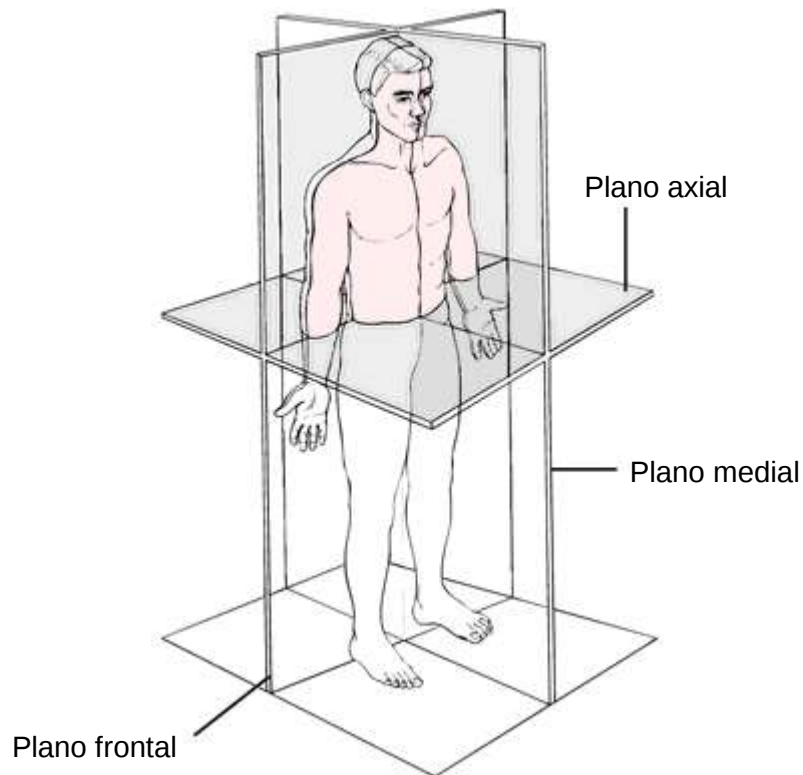


Figura 2.1 - Posição anatômica

- O plano medial, sagital medial ou sagital atravessa o eixo mais longo que cruza o corpo, ou seja, da cabeça aos pés. Este plano separa o corpo em direito e esquerdo sendo que o que estiver próximo deste plano é considerado medial e o que estiver afastado é lateral.
- O plano horizontal, axial ou transversal passa através do eixo menor do corpo, do dorso até ao ventre, ou seja divide o corpo nas metades superior e inferior. O joelho, a articulação em destaque nesta dissertação, faz parte da metade inferior do corpo humano em relação ao plano axial.

A interseção destes três planos define os três eixos de coordenadas que se denominam de eixo horizontal, eixo vertical e eixo sagital. <sup>[1,2]</sup>

### 2.1.1 Estrutura de um osso

Os ossos são parte integrante do corpo humano, são órgãos com consistência dura, coloração branca-amarelada, que são dotados de alguma elasticidade, servindo ainda de depósito aos íons de cálcio e fósforo sem os quais não seria possível a vida. Conferem suporte aos tecidos moles do corpo dando por sua vez proteção aos órgãos mais frágeis como o cérebro, coração e pulmões. Os ossos estão unidos entre si por articulações sobre os quais se inserem nos tendões e músculos que possibilitam os movimentos.

No interior dos ossos está localizada a medula óssea que consiste num tecido muito mole e gorduroso, de cor avermelhada cuja principal função é a formação de glóbulos brancos e hemácias do sangue revelando-se crucial para a vida humana (Figura 2.4).

As superfícies ósseas são na sua totalidade revestidas pelo perióstio, que se trata de uma membrana muito rica em vasos e terminações nervosas, através da qual se desencadeia a recuperação em caso de rotura. O perióstio possui ainda as funções de proteger o osso e constituir o ponto de fixação para os músculos.

É assim possível distinguir 3 tipos de ossos:

Ossos curtos: apresentam proporção idêntica nas suas três dimensões largura, espessura e comprimento. Como exemplos de ossos curtos surge o osso da mão metacarpo e o osso do pé metatarso (Figura 2.2).

Ossos planos: ossos finos, compostos por duas lâminas paralelas de tecido ósseo compacto onde existe uma camada de osso esponjoso entre elas. Os ossos planos garantem proteção e geram grandes áreas para inserção de músculos (Figura 2.3).

Ossos largos e tubulares: ossos cujo comprimento excede a largura como por exemplo o fémur, o rádio e a tíbia. Geralmente as duas extremidades destes ossos são articuladas sendo que o corpo do osso é denominado diáfise e às suas extremidades epífises. Este tipo de osso é composto por uma cavidade medular onde a medula óssea é alojada. (Figuras 2.4 e 2.7) <sup>[2,3]</sup>



Figura 2.2 - Exemplo de um osso curto

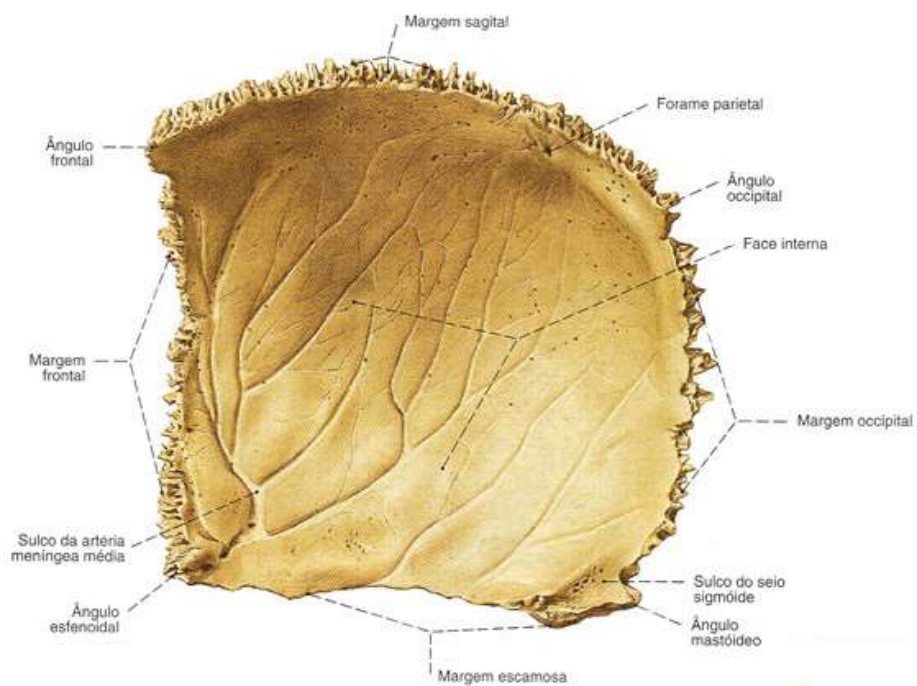


Figura 2.3 - Exemplo de um osso plano (Parietal)

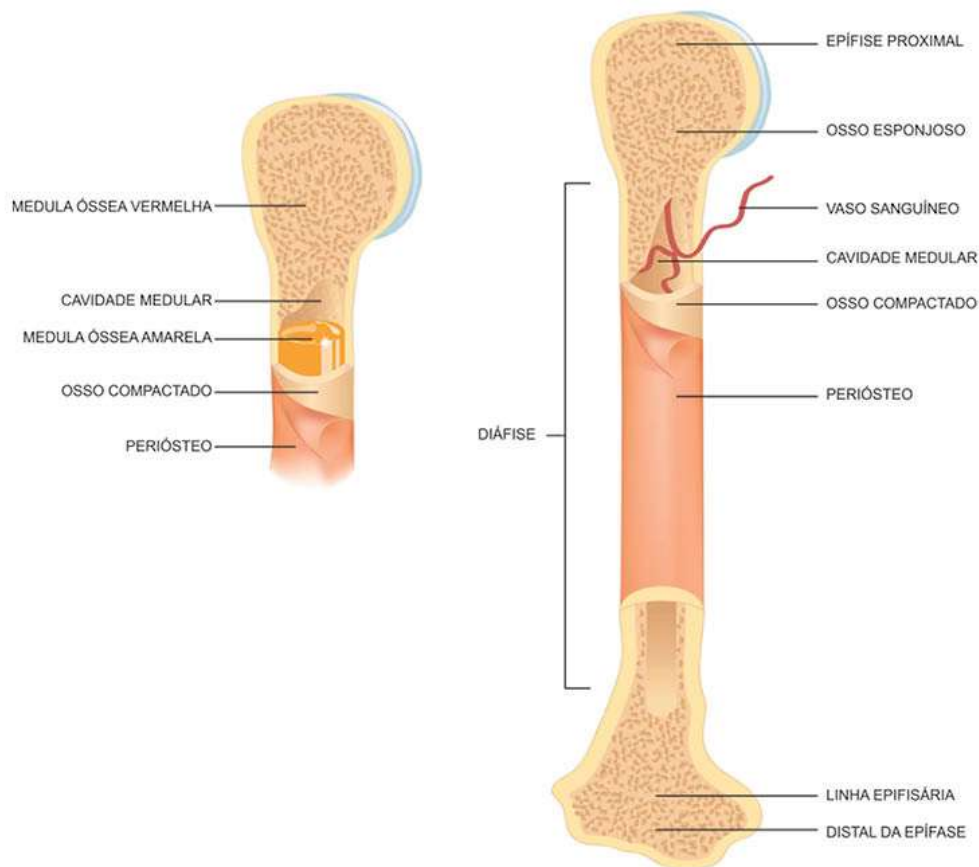


Figura 2.4 - Estrutura de um osso

### 2.1.2 Articulações do corpo humano

Como já foi referido, as articulações constituem a união dos terminais das partes esqueléticas bem como as cartilagens. A função primordial de uma articulação é de conferir estabilidade às zonas de união entre os vários segmentos do esqueleto, permitindo que exista um determinado grau de mobilidade entre eles. Apesar de conferir movimento, esta característica não é exclusiva para se considerar uma articulação, uma vez que existem articulações impedidas de se movimentarem. Outra das funções que algumas articulações possuem é a de permitir o crescimento das estruturas que unem.

Como o ser humano desempenha vários tipos de movimento, cada articulação evoluiu consoante a sua própria disposição óssea, muscular, ligamentosa e dos tecidos, de forma a atender de forma otimizada às suas necessidades. Esta otimização das necessidades engloba o consumo eficaz e a distribuição de energia e cargas aplicadas, produzindo-se assim contacto em áreas muito

reduzidas que transmitem forças desde valores muito pequenos até múltiplas vezes o peso do próprio corpo, o que confere estabilidade. [2,3]

### 2.1.3 Classificação das articulações do corpo humano

Do ponto de vista mecânico, as articulações do corpo humano dividem-se em três tipos, as móveis, semimóveis e as fixas:

As articulações semimóveis, tecnicamente designadas anfiartroses, devem a sua pouca mobilidade ao facto dos ossos ligados através das articulações não estarem diretamente unidos entre si, pelo que se encontram separados por uma estrutura fibrocartilágnea. Estão associados a uma resistência muito peculiar o que lhes permite deformar-se, e desse modo, possibilitar uma série de movimentos aos segmentos ósseos. O exemplo mais interessante é talvez o das articulações existentes entre os corpos das vértebras da coluna, uma vez que cada vértebra se encontra separada das restantes por uma fibrocartilagem especial (intervertebral). Apesar de cada articulação ter uma mobilidade muito reduzida, o conjunto delas permite a flexão da coluna para a frente ou a sua inclinação para os lados.

Quanto às articulações móveis, denominadas por diartroses, estas permitem uma extensa variedade de movimentos. É neste categoria que a articulação do joelho se insere assim como o ombro ou o cotovelo. Embora as extremidades dos ossos unidos através deste tipo de articulações se encontrem intimamente em contacto, não se encontram diretamente ligados; as articulações são revestidas por uma cartilagem associada à minimização do atrito entre os ossos prevenindo assim o seu desgaste. Para além disto, as diartroses contam com uma panóplia de elementos que garantem a sua estabilidade e limita os movimentos, como é o caso da cápsula articular e os ligamentos do joelho. (Figura 2.11)

Relativamente às articulações imóveis, denominadas adiantroses, caracterizam-se pela quase total falta de mobilidade uma vez que são articulações constituídas pela união rígida de dois ou mais conjuntos ósseos.

Vulgarmente estão relacionadas com segmentos ósseos cuja função primordial consiste em formar uma camada protetora dos tecidos moles que revestem o exterior do esqueleto. Como exemplo deste tipo de articulação é apresentado o caso das articulações dos ossos do crânio e da face. [1]



Figura 2.5 - Exemplo de articulação anfiartrose

#### 2.1.4 Mecânica das articulações do corpo humano

O conceito de articulação pressupõe, obrigatoriamente, a existência de contacto entre as demais superfícies que, particularmente no caso das grandes articulações do corpo humano, são formadas por um osso trabecular revestido por uma fina camada de cartilagem intimamente ligada ao osso. Nestas articulações, a principal função da cartilagem é distribuir as cargas provenientes do osso da forma mais uniforme e amplamente possível sobre a superfície articular; outra função é reduzir o coeficiente de atrito e com ele o desgaste das superfícies ósseas da articulação. As cargas provenientes do osso são muito variadas sendo geralmente dinâmicas, intermitentes e severas, especialmente no caso do joelho e da articulação femorotibial; os valores das cargas são elevados graças aos segmentos corporais, às cargas extremas, às forças de inércia e ainda, de forma preponderante, às forças musculares que atuam para estabilizar a articulação. Ao nível das superfícies articulares, estas mesmas cargas traduzem tensões de contacto na ordem dos 18MPa e por sua vez, a transmissão de cargas mecânicas entre os extremos produz fenómenos de atrito

e desgaste que estão na base de patologias como artrites e artroses. Para efeitos da simulação considerada, os fenómenos de atrito e desgaste foram minimizados ao máximo para simplificar a tarefa em causa. [2]

## 2.2. Articulação do joelho

O joelho constitui a articulação de maior dimensão e a mais esforçada de todo o corpo humano; é a estrutura encarregada pela transmissão de cargas nos membros inferiores participando assim no movimento do corpo. Na sua constituição estão incluídos os ossos: fémur, tíbia, rótula e fíbula, unidos por estruturas de estabilização e suporte como ligamentos, músculos, meniscos e cápsula articular. A articulação do joelho está portanto associada a um elevado número de lesões como roturas totais ou parciais de ligamentos, lesões e fissuração de meniscos e fraturas ósseas.

No que toca à cinemática, o joelho humano constitui um sistema articulado com 6 graus de liberdade (6 DOF – degrees of freedom), possibilitando movimentos independentes e combinados de translação e rotação. Três desses graus de liberdade são translações ao longo dos eixos anterior-posterior, medial-lateral e inferior-superior sendo que os restantes três graus de liberdade dizem respeito às respetivas rotações tal como ilustrado de seguida (Figura 2.6).

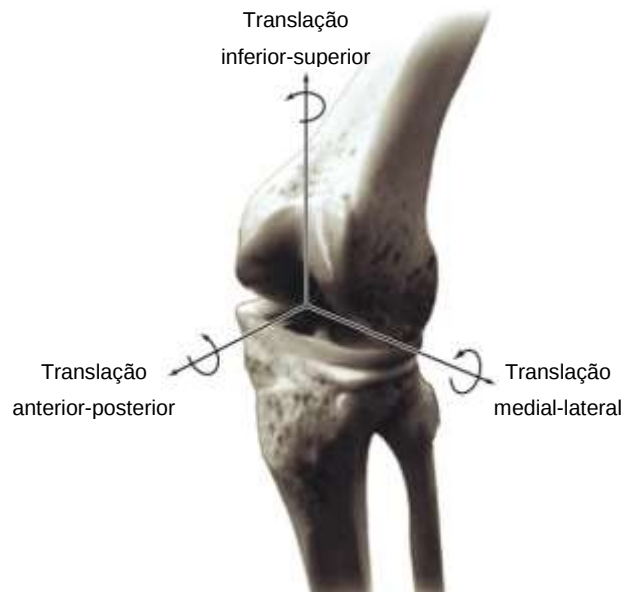


Figura 2.6 - Esquemática dos graus de liberdade do joelho

A articulação do joelho combina uma grande variedade de tecidos altamente especializados de modo a conferir uma união de excelentes prestações mecânicas. Como se trata de uma articulação com elevados requisitos funcionais, o joelho está dotado de um complexo mecanismo:

- Deve possuir elevada estabilidade quando completamente estendido; em extensão o joelho suporta a maior parte do peso do corpo;
- Deve alcançar uma grande mobilidade a partir de certo ângulo de flexão para haver mobilidade necessária ao exercício do caminhar e do correr bem como do correto posicionamento do pé para se adaptar ao terreno.

A rotação do joelho é possível graças a dispositivos mecânicos que apesar de muito eficazes atribuem uma certa debilidade à articulação levando a que esta esteja exposta a uma grande variedade de esforços. Ao longo das próximas páginas é apresentada a estrutura da articulação do joelho, expondo as distintas partes que constituem a mesma. <sup>[1]</sup>

### 2.2.1 Morfologia da tíbia

Os ossos constituintes do joelho são: fêmur, tíbia e fíbula (também designada de perônio), sendo a tíbia o osso interno e a fíbula o osso externo.

A tíbia é um osso longo, que está situado na parte ântero-medial da perna, paralelamente à fíbula; articula-se com os côndilos do fêmur superiormente e o tálus inferiormente, transmitindo assim o peso ao corpo (Figura 2.7). A fíbula tem como principal função a fixação de músculos, mas também desempenha o papel de conferir estabilidade à articulação do tornozelo. Os corpos da tíbia e fíbula são unidos por uma membrana interóssea densa formada por fibras oblíquas muito resistentes que descem da tíbia para a fíbula. Alarga-se externamente nas duas extremidades e propicia maior área para articulação e transferência de peso. A extremidade superior (proximal) alarga-se para formar côndilos medial e lateral que pendem sobre o corpo medial, lateral e posteriormente, formando uma face articular superior relativamente plana.

A fíbula movimenta-se sempre solidariamente com a tíbia e não suporta peso, contribui ainda para a interação entre músculos, pelo que, não está representada na simulação adiante efetuada.

Por outro lado, a tíbia apresenta-se como sendo o osso inferior da articulação do joelho e é um dos ossos responsáveis por suportar o peso da perna. Tanto a tíbia como a fíbula são ossos largos e unicamente os seus extremos constituem a articulação do joelho. O corpo da tíbia é de largura bastante uniforme e apresenta uma secção transversal aproximadamente triangular, distinguindo-se três arestas: medial, anterior e interósseo, e três faces: lateral, medial e posterior. Seguidamente apresenta-se uma representação anatómica da tíbia. [2,3]

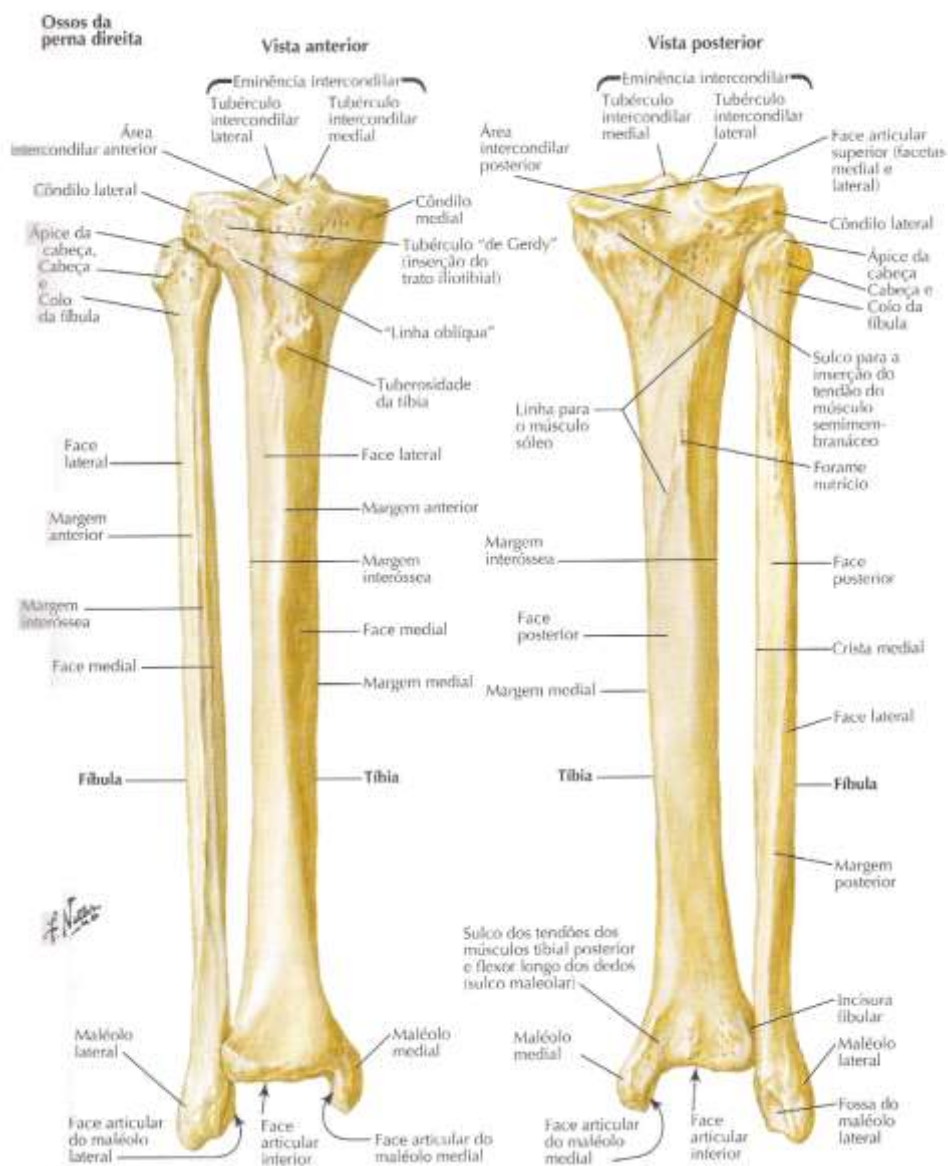


Figura 2.7 - Morfologia da Tibia e Fíbula [4]

### 2.2.2 Morfologia do fémur

O fémur é o maior e o mais robusto osso de todo o corpo humano; deve a sua dimensão e solidez ao facto de suportar o peso e forças musculares elevadas associadas ao movimento do corpo humano. Transmite o peso corporal do osso do quadril para a tibia quando o indivíduo se encontra de pé, sendo que o seu comprimento assume aproximadamente um quarto da altura da pessoa. O fémur tem um corpo e duas extremidades, superior ou proximal e inferior ou distal tal como evidenciado pela figura 2.9.

A extremidade superior (proximal) do fêmur é dividida em cabeça, colo e dois trocanteres (maior e menor). A cabeça do fêmur redonda representa dois terços de uma esfera coberta por cartilagem articular. O colo do fêmur é trapezoide; é uma extremidade estreita que sustenta a cabeça e a base mais larga e é contínua com o corpo. O diâmetro médio corresponde a três quartos do diâmetro da cabeça do fêmur.

A região proximal do fêmur é “curva” (em forma de L) de forma a que o eixo longitudinal da cabeça e do colo se projete em sentido superomedial e assim formar um ângulo com o corpo oblíquo. Este ângulo de inclinação obtuso é maior (quase formando uma linha reta) ao nascimento e diminui em adulto (115-140°, média de 126°). [2,4]

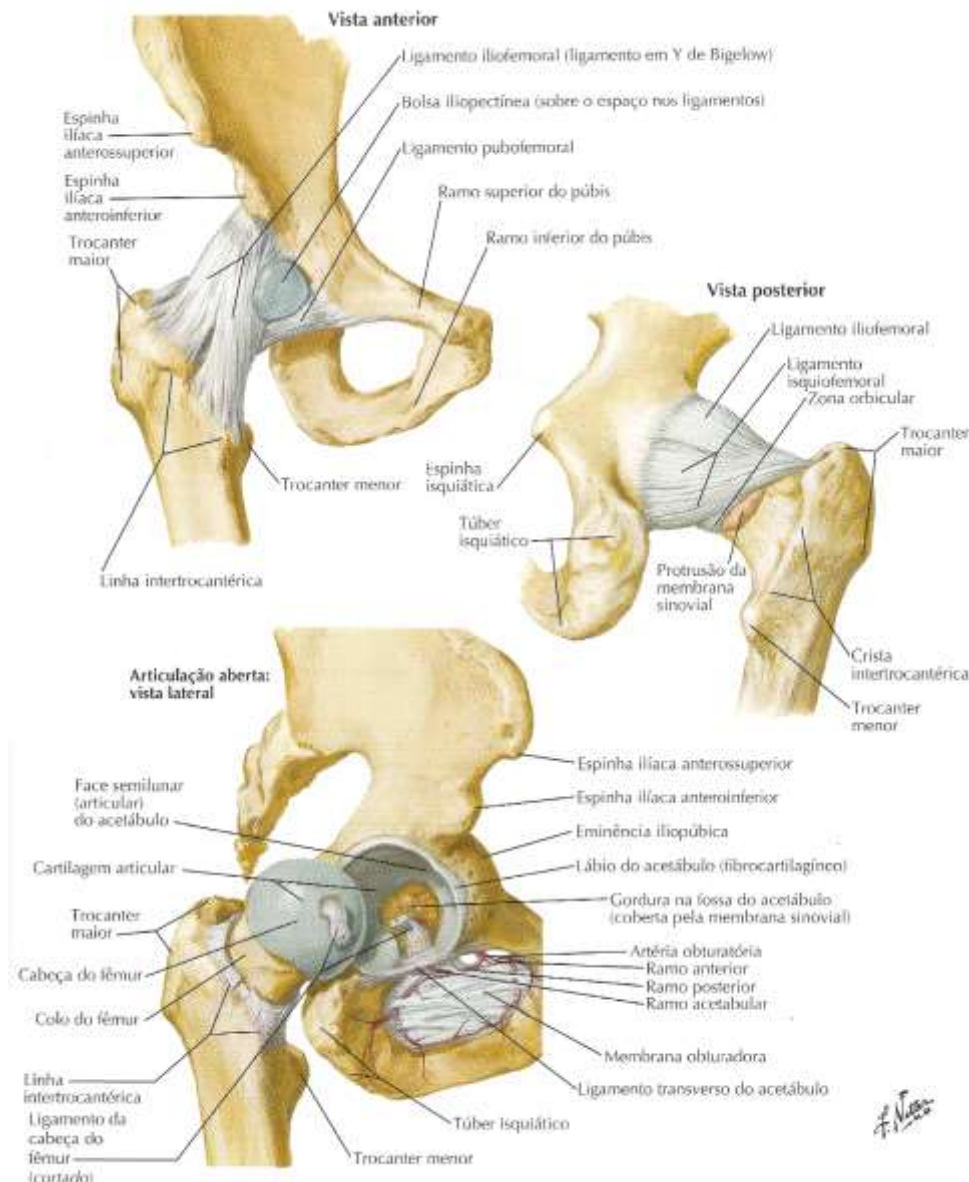


Figura 2.8 - Detalhe do encaixe do fêmur com o quadril [4]

Seguidamente apresenta-se uma representação anatómica do fémur.

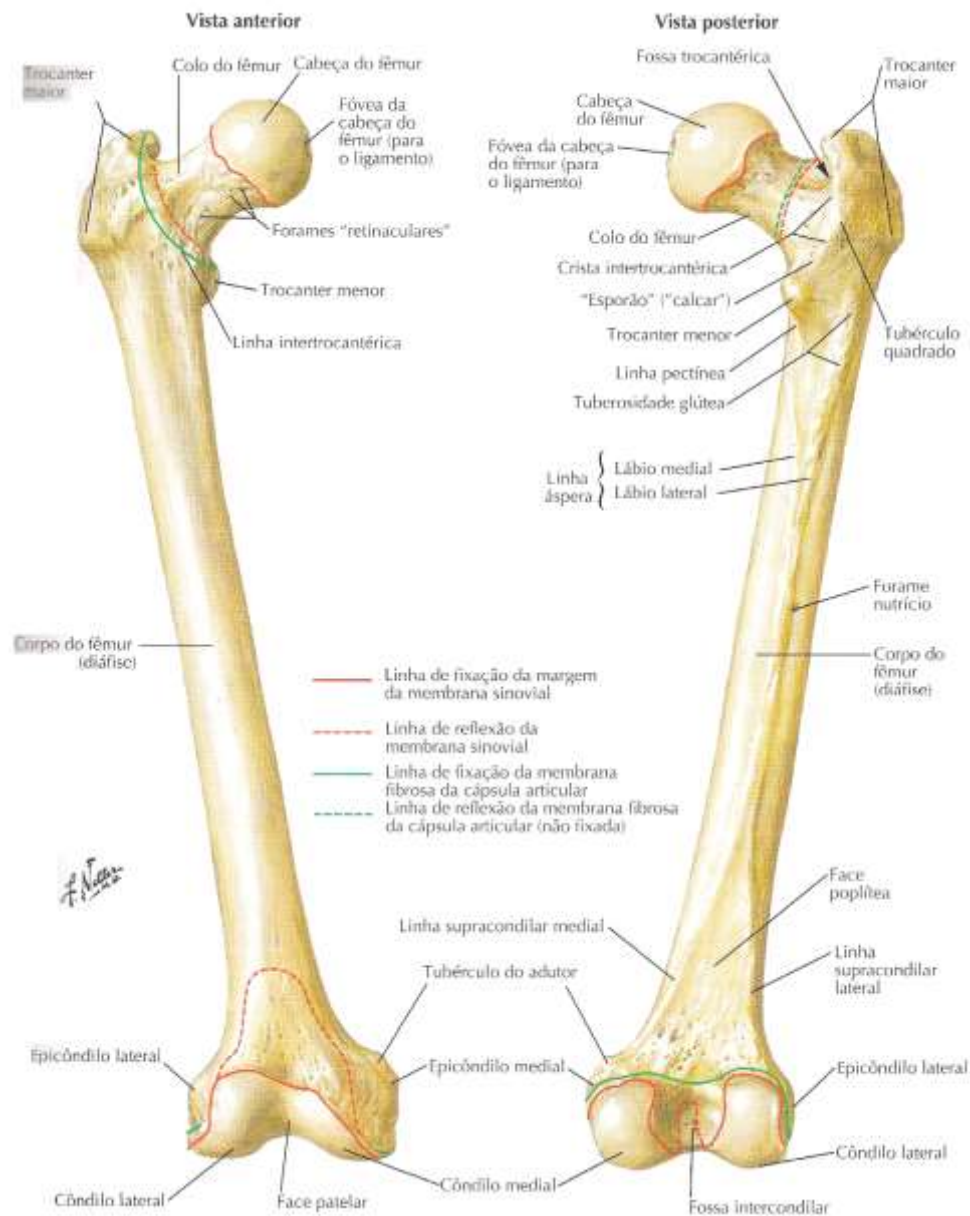


Figura 2.9 - Morfologia do fémur [4]

### 2.2.3 Os meniscos

Os meniscos medial e lateral da articulação do joelho, não são mais do que lâminas em forma de C de fibrocartilagem na face articular da tíbia. As suas funções são conferir suporte e distribuir corretamente as cargas aplicadas na articulação do joelho, tendo ainda a utilidade de amortecimento de impactos. Os meniscos apresentam-se espessos nas suas margens externas e afinam-se até formarem margens finas, não fixadas no interior da articulação; as margens externas fixam-se à cápsula articular do joelho.

O menisco medial tem forma de meia-lua, apresentando-se mais largo na parte posterior do que na anterior. A sua extremidade anterior está fixada à área intercondilar anterior da tíbia, anteriormente à fixação do ligamento cruzado anterior; a extremidade posterior está fixada à área intercondilar posterior, anteriormente à fixação do ligamento cruzado posterior. Assim, por ter fixações amplas laterais na área intercondilar tibial e mediais do ligamento cruzado tibial, o menisco medial é menos móvel sobre o plantô tibial comparativamente com o menisco lateral. [2,3]

O menisco lateral é quase circular, é de menores dimensões e apresenta maior mobilidade quando comparado com o menisco medial. Relativamente à sua fixação, uma parte do tendão poplíteo fixa-se no epicôndilo lateral do fémur e segue entre o menisco lateral e a parte inferior da superfície epicondilar lateral do fémur (sobre a face medial do tendão) e o ligamento cruzado fíbular que se situa na sua face lateral. Surge ainda o ligamento meniscofemoral posterior, que une o menisco lateral ao ligamento cruzado posterior e ao côndilo do fémur. [2,3]

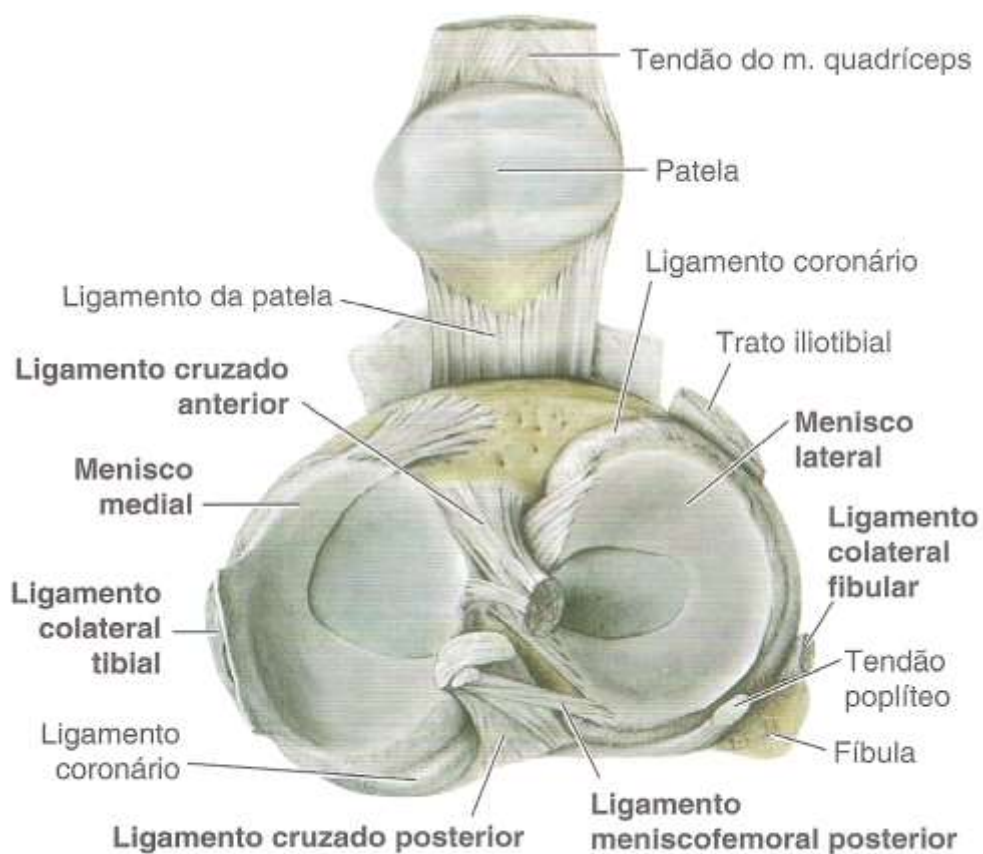


Figura 2.10 - Vista superior do menisco da articulação do joelho [2]



Figura 2.11 - Vista posterior da articulação do joelho [2]

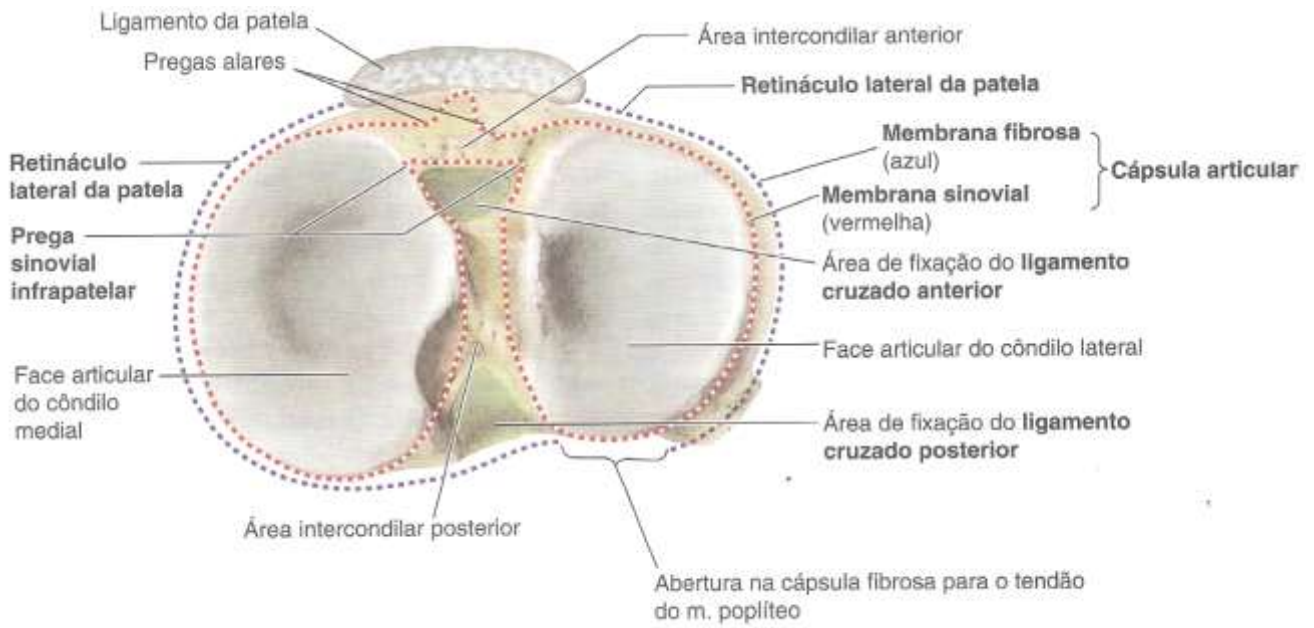


Figura 2.12 - Vista superior da face articular superior da tibia [2]

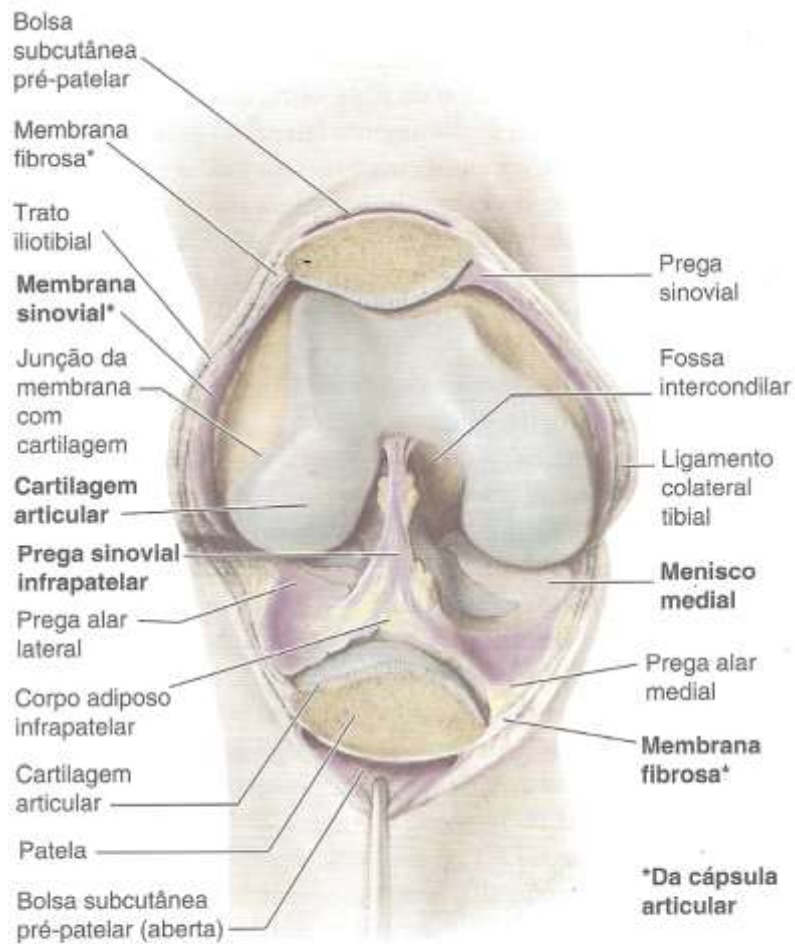


Figura 2.13 - Vista anterior do joelho fletido [2]

Relativamente ao movimento dos menisco realça-se o seguinte: embora o movimento de rolamento dos côndilos femorais durante a flexão e a extensão seja limitado (convertido em rotação) pelos ligamentos cruzados, há algum rolamento, e o ponto de contacto entre o fémur e a tíbia move-se posteriormente com a flexão e retorna anteriormente com a extensão. Além disso, durante a rotação do joelho, um dos côndilos femorais move-se anteriormente sobre o côndilo tibial correspondente, enquanto o outro côndilo femoral move-se posteriormente, girando em torno dos ligamentos cruzados. Os meniscos devem ser capazes de migrar sobre o platô tibial quando os pontos de contacto entre o fémur e a tíbia se modificam. [2,5]

#### 2.2.4 Os ligamentos

Os ligamentos são constituídos por tecido conjuntivo fibroso rico em colagénio (aproximadamente 80%), formando uma estrutura sólida multifuncional; ajudam a reforçar e a estabilizar as articulações, permitindo movimentos apenas em determinadas direções; conferem também proteção uma vez que estabelecem limites físicos a movimentos excessivos. De uma forma geral, são pouco elásticos, pelo que podem romper quando demasiado tracionados.

A nível de lesões, nos ligamentos da articulação do joelho existe uma grande ocorrência normalmente devido a extensões excessivas. Outro dos fatores que contribui para as lesões ligamentosas está diretamente relacionado com o seu envelhecimento. Devido à diminuição de colagénio, com o avançar da idade, os ligamentos tendem a perder resistência, flexibilidade e elasticidade, levando a juntas mais endurecidas. Neste sentido, as articulações dos joelhos, pulsos e tornozelos são as mais penalizadas.

Os ligamentos nomeadamente da articulação do joelho podem ser divididos em extra-capsulares e intra-articulares. [2,3,6,7]

A cápsula articular é fortalecida por cinco ligamentos extra-capsulares: ligamento rotuliano ou patelar, ligamento colateral fíbular ou ligamento colateral lateral ou fíbular, ligamento colateral tibial ou medial, ligamento poplíteo oblíquo

e ligamento poplíteo arqueado. Por vezes, estes ligamentos são referidos como ligamentos externos com o intuito de os diferenciar dos ligamentos internos como é o caso dos cruzados.

O ligamento da patela, parte distal do tendão do quadríceps, consiste numa faixa fibrosa espessa e robusta que segue do ápice e das margens adjacentes da patela até à tuberosidade da tíbia. Este é o ligamento anterior da articulação do joelho. Lateralmente, recebe os *retináculos medial e lateral da patela*, extensões aponeuróticas dos músculos vastos medial e lateral e fáscia muscular sobrejacente. Os retináculos formam a cápsula articular do joelho de cada lado da patela e desempenham um papel importante na manutenção do alinhamento da patela em relação à face articular patelar do fémur.

Os *ligamentos colaterais do joelho* encontram-se tensos na posição de extensão completa do joelho, contribuindo assim para a estabilidade da posição do pé. Durante a flexão, eles tornam-se cada vez mais frouxos, permitindo e limitando a rotação do joelho.

O ligamento colateral fíbular ou lateral (LCF ou LCL), trata-se de um ligamento extra-capsular semelhante a um cordão forte; estende-se inferiormente a partir do côndilo lateral do fémur até a superfície lateral da cabeça da fíbula. O tendão do poplíteo passa profundamente ao LCL, separando-o do menisco lateral. O tendão do bíceps femoral é dividido em duas partes por este ligamento.

O ligamento colateral tibial ou medial (LCT ou LCM), consiste numa faixa forte, plana, intrínseca (capsular) que se estende do epicôndilo medial do fémur ao epicôndilo medial e parte superior da face medial da tíbia. No seu ponto médio, as fibras profundas do LCM estão firmemente fixadas no menisco medial.

O ligamento poplíteo oblíquo é uma expansão recorrente do tendão do semimembranáceo que reforça a cápsula articular posterior quando transpõe a fossa intracondilar. O ligamento origina-se posteriormente ao côndilo medial da tíbia e segue em sentido superolateral em direção ao côndilo lateral do fémur, fundindo-se com a parte central da face posterior da cápsula articular.

Por fim, o ligamento poplíteo arqueado serve, também, para fortalecer a parte posterolateral da cápsula articular. Origina-se da face posterior da cabeça da fíbula, segue em sentido superomedial sobre o tendão do poplíteo, e estende-se sobre a face posterior da articulação do joelho. [2,3,6,7]

Para além dos ligamentos extra-capsulares existem os intra-articulares. Os ligamentos intra-articulares do joelho consistem nos ligamentos cruzados e meniscos.

Os ligamentos cruzados cruzam-se dentro da cápsula articular, mas fora da cavidade sinovial; estão localizados no centro da articulação do joelho e cruzam-se obliquamente em forma de X. Durante a rotação medial da tíbia sobre o fémur, os ligamentos cruzados efetuam um movimento em espiral em redor um do outro. Assim, o grau de rotação medial possível é limitado a cerca de 10°. Como eles se desenrolam durante a rotação lateral, é possível realizar quase 60° de rotação lateral quando o joelho é fletido a cerca de 90°, sendo o movimento final limitado pelo ligamento cruzado tibial. O quiasma (ponto de cruzamento) dos ligamentos cruzados é o eixo para movimentos giratórios no joelho. Em razão da sua orientação oblíqua, em todas as posições um ligamento cruzado, ou partes de um ou de ambos os ligamentos, está tenso. Será também importante realçar que estes ligamentos mantêm contacto com as faces articulares do fémur e da tíbia durante a flexão do joelho.

O ligamento cruzado anterior (LCA), o menos resistente dos dois ligamentos cruzados, origina-se na área intercondilar anterior da tíbia, imediatamente posterior à fixação do menisco medial. O LCA tem uma vasculação relativamente pequena, estende-se em sentido superior, posterior e lateral e fixa-se na parte posterior da face medial do côndilo lateral do fémur. Limita a rolagem posterior (giro e percurso) dos côndilos femorais sobre o platô tibial durante a flexão, convertendo-o em rotação (sem sair do lugar). Também impede o deslocamento posterior do fémur sobre a tíbia e a hiperextensão da articulação do joelho. Quando a articulação é fletida em ângulo reto, a tração anterior da tíbia não é possível (como ao puxar uma gaveta) porque é segura pelo ligamento cruzado anterior.

O ligamento cruzado posterior (LCP), o mais resistente dos ligamentos cruzados, origina-se da área intercondilar posterior da tíbia. O LCP segue em sentido superior e anterior na face medial do LCA para se fixar à parte anterior da superfície lateral do côndilo medial do fémur. O LCP limita a rolagem anterior do fémur sobre o platô tibial durante a extensão, convertendo-a em rotação. Também impede o deslocamento anterior do fémur sobre a tíbia ou o

deslocamento posterior da tíbia sobre o fêmur e ajuda a evitar a hiperflexão da articulação do joelho. No joelho fletido com sustentação de peso, o LCP é o principal fator estabilizador do fêmur. [2,3,6,7]

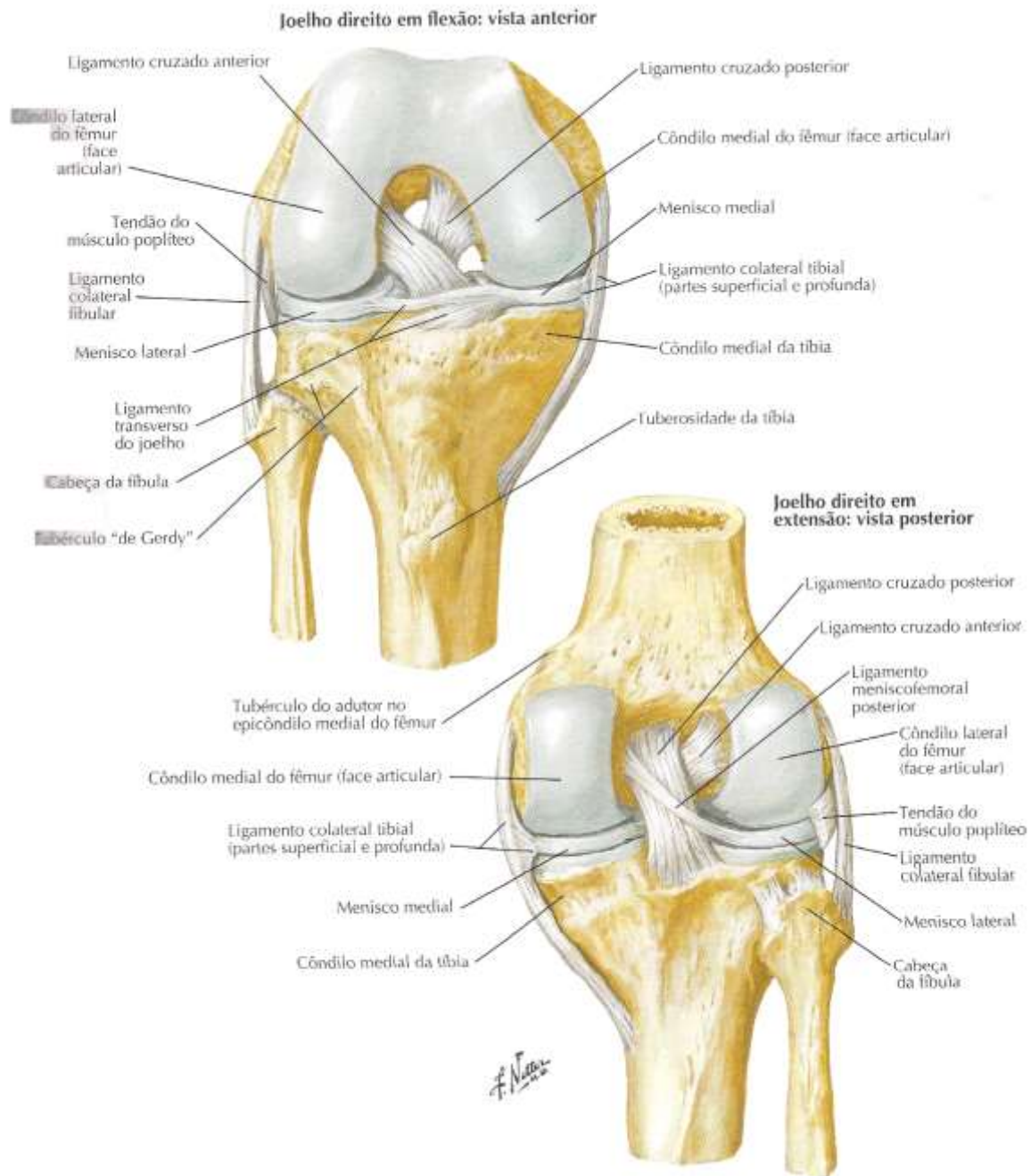


Figura 2.14 - Ligamentos da articulação do joelho [4]

## 2.3 Biologia e propriedades mecânicas dos tecidos que constituem a articulação do joelho

Ao longo dos anos, o estudo dos tecidos do corpo humano, histologia, assim como o estudo das células que o constituem, citologia, têm gerado uma constante evolução dos conhecimentos atuais da vida celular. Tornou-se então possível estabelecer características, comportamentos espectáveis, tratamentos e até principais constituintes dos diferentes tecidos presentes no corpo humano, pelo que são abordados no presente capítulo.

### 2.3.1 Tecido ósseo

O osso é a substância mais dura do corpo humano, trata-se de um tecido conectivo e especializado cuja matriz extracelular se encontra calcificada. Contrariamente ao que se possa pensar, é um tecido dinâmico que apresenta ligeiras mudanças na forma e estrutura em relação com as tensões nele aplicadas. Os ossos são constituídos por uma rede estrutural primária cuja principal função é proteger os órgãos do corpo humano como os pulmões, coração, cérebro e medula espinal. Detêm ainda o dever de suportar o corpo, tendo os músculos a eles acoplados. No seu interior, os ossos, armazenam diversos minerais cruciais para o correto funcionamento humano como por exemplo 99% do cálcio corporal. Quanto à sua superfície, esta está coberta por uma camada exterior denominada perióstio, consistindo num revestimento de tecido conjuntivo denso e fibroso e uma segunda camada contendo células osteoprogenitoras e osteoblastos.

O tecido ósseo consiste num tipo especializado de tecido conjuntivo constituído por células existentes numa matriz extracelular calcificada denominada matriz óssea. A matriz óssea detém cerca de 50% do seu peso composto por matéria inorgânica sendo que os iões mais frequentes são o fosfato e o cálcio que formam cristais com estrutura hidroxiapatita, existindo ainda magnésio, potássio, sódio e citrato em menores quantidades. A hidroxiapatita associada com fibras de colagénio torna-se responsável pela

dureza e resistência do tecido ósseo. Quando o cálcio é retirado dessa equação, o osso mantém a sua forma no entanto, torna-se tão flexível como um tendão; por outro lado, quando removido o colagénio, o osso também mantém a forma mas fica drasticamente quebradiço.

Percentualmente, a matriz óssea contém aproximadamente 95% de fibras de colagénio, das proteínas mais frequentes no reino animal. [3,4]

### 2.3.2 Tecido conjuntivo

O tecido conjuntivo constitui um dos quatro tipos de tecido biológico que confere ligação, suporte ou separa diferentes tipos de tecidos e órgãos no corpo humano. Os restantes três tipos de tecido biológico são o epitelial, muscular e nervoso sendo que nenhum destes será abordado no presente documento. As funções desempenhadas pelo tecido conjuntivo abrangem utilidades estruturais e defensivas, influenciando ainda o crescimento e a diferenciação dos tecidos que o rodeiam.

O tecido conjuntivo pode ser encontrado entre outros tecidos em todas as partes do nosso corpo, incluindo no sistema nervoso central. As membranas externas que cobrem o cérebro e medula espinal são as meninges compostas por tecido conjuntivo. Os ossos e as cartilagens são também exemplos de tecidos conjuntivos especializados. Enquanto as cartilagens possuem uma matriz flexível que resiste a tensões mecânicas, a matriz óssea apresenta um tecido duro adaptado a resistir a diversos esforços associados aos diferentes movimentos executados pelo ser humano.

As células do tecido conjuntivo agrupam-se em duas categorias: células fixas e transitórias. Relativamente às células fixas, estas consistem em fibroblastos, células adiposas, mastócitos e pericitos, sendo que estas se encontram praticamente imóveis dentro do tecido conjuntivo sobre o qual efetuam as suas funções. Por outro lado, as células transitórias nomeadamente plasmócitos, neutrófilos, eosinófilos e linfócitos, circulam no sangue onde desempenham o papel de células de defesa.

O tecido conjuntivo pode definir-se como um grupo de tecidos, onde predomina o material intercelular segregado pelas suas células, matriz extracelular. Muitas das propriedades especiais dos tecidos conjuntivos dependem diretamente da composição desta matriz formada por fibras e uma substância básica. As células constituem, sem dúvida, o componente mais importante, uma vez que elaboram e conservam as fibras da substância básica que compõem a matriz extracelular. Contrariamente, as fibras são o componente mais importante dos tendões e ligamentos, enquanto que em outros tipos de tecidos conjuntivos a substância básica é a mais importante, uma vez que é o lugar onde certas células especializadas do tecidos conjuntivo efetuam as suas funções. [3,4,8]

### 2.3.3 Tendões e ligamentos

Os tendões possuem um dos valores de resistência mais elevados de todos os tecidos conjuntivos. Esta resistência é conferida por duas particularidades: constituição de 80% em colagénio e distribuição paralela das fibras em relação à direção das forças de tração nelas aplicas. As propriedades mecânicas dos tendões dependem, principalmente, das suas propriedades elásticas e da composição das fibras de colagénio, das fibras de elastina e dos proteoglicanos. Particularmente, a relação tensão-deformação é semelhante a outros tecidos moles tal como os ligamentos da pele.

Durante o estiramento de um tendão, forças iniciais de pequena magnitude provocam um grande alongamento, uma vez que o enrolamento das fibras é fácil de desfazer. A partir deste momento, torna-se necessária uma maior força para provocar o alongamento das mesmas. Devido aos distintos níveis de alongamento e às diferentes orientações das fibrilas, cada fibrila desenrola-se começando a mostrar uma elevada rigidez em diferentes momentos de alongamento do ligamento. Com o aumento do alongamento, uma quantidade maior de fibras desenrola-se e orienta-se para a direção da carga.

A resistência de um tendão humano é muito variável e em geral encontra-se entre 50 e 150 MPa. Por sua vez, a elongação máxima à rotura pode variar entre 10 e 15%.

A organização dos tendões, mostra uma estrutura hierárquica que consiste em moléculas de pró-colagénio que se agrupam em microfibrilas, que por sua vez se aglomeram para formar subfibrilas. Estas subfibrilas organizam-se numa unidade estrutural, a fibrila que constituem o componente elementar das fibras que formam o tecido.

A cada nível desta organização estrutural adquirem-se novas características e propriedades mecânicas. Apesar de, geralmente, o centro da atenção ser a nível do órgão e do tecido, deve ser estudada a relação entre as funções e a morfologia do colagénio nos diferentes órgãos. As unidades básicas do tendão parecem ser as fibras onduladas de colagénio. Recorrendo a um microscópio de luz polarizada é possível observar a ondulação das fibras de colagénio fascículos (grupos de fibrilas). Quando o tendão é estirado, a amplitude de ondulamento das fibras encaracoladas diminui.

Tal como os tendões, os ligamentos apresentam um comportamento viscoelástico que reflete as interações entre o colagénio e a substância básica. Além deste comportamento viscoelástico não linear, tem-se observado uma grande variabilidade de propriedades nestes tecidos de acordo com a idade, localização anatómica e exposição prévia a diversos níveis de tensão. Atendendo a todos estes aspetos torna-se impossível atribuir um único valor de propriedades mecânicas que representem todos os tipos de ligamentos. [2,3,6,7]

## 2.4 Biomecânica da articulação do joelho

### 2.4.1 Movimento da articulação

A flexão e a extensão são os principais movimentos do joelho existindo ainda alguma rotação quando o joelho está fletido. Seguidamente apresentam-se os principais movimentos da articulação do joelho na figura 2.15.

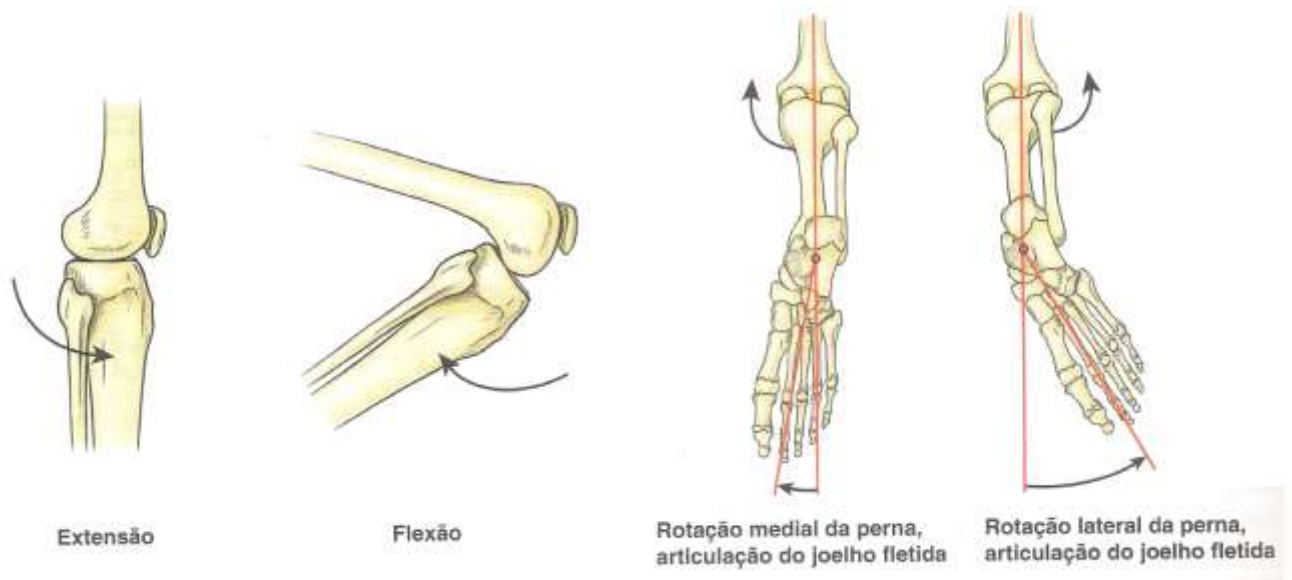


Figura 2.15 - Movimentos voluntários da articulação do joelho [2]

Quando completamente estendido com o pé apoiado no solo, o joelho “trava” passivamente por causa da rotação medial dos côndilos femorais sobre o platô tibial. Essa posição torna o membro inferior uma sólida coluna adaptando-o ainda mais à sustentação de peso. Quando o joelho é “travado”, os músculos da coxa e da perna podem relaxar rapidamente sem tornarem o joelho demasiado instável. Quando a destravar o joelho, o músculo poplíteo contrai-se, girando o fêmur lateralmente cerca de 5° sobre o platô tibial, o que permite a flexão do joelho. [1,2,3]

### 2.4.2 A estabilidade do joelho

Como foi comentado anteriormente, embora o movimento real da articulação em causa seja a flexão-extensão, existe durante o movimento ativo uma rotação, uma pequena angulação e um pequeno deslocamento ântero-posterior, que acompanham o movimento principal. É possível ainda que o joelho sofra certos deslocamentos passivos. Durante a extensão completa, a articulação encontra-se completamente bloqueada pelo que não pode ser forçada em nenhuma direção.

A intervenção das diversas estruturas do joelho para assegurar a sua estabilidade é apresentada seguidamente tentando analisar o seu papel ordenando pelos mais preponderantes. É um facto que apesar de constituírem barreiras físicas, os diferentes constituintes do joelho podem revelar-se vulneráveis quando expostos à violência necessária. <sup>[1]</sup>

Estabilidade em flexo-extensão:

Para evitar a hiperextensão atuam:

- O ligamento cruzado anterior que se tensiona ao máximo quando a 180°;
- A cápsula posterior e os seus reforços;
- Os ligamentos colaterais e o medial;
- O ligamento cruzado posterior;

Para evitar a hiperflexão intervêm:

- O ligamento cruzado posterior;
  - Os ligamento colaterais (principalmente a parte superficial anterior do ligamento medial)
  - A cápsula anterior;
  - O dispositivo extensor e os seus reforços;
- (Raramente o contacto posterior dos tecidos moles possibilita um movimento de hiperflexão forçada, chegando a danificar os ligamentos cruzados)

### Estabilidade angular medial-lateral

Para evitar a extrema angulação lateral com o joelho em extensão atuam:

- O ligamento medial, nas suas proporções superficial e capsular;
- O ligamento cruzado anterior;
- A cápsula posteromedial;
- O ligamento cruzado posterior;

### Estabilidade Ântero-posterior

Para evitar o deslocamento para a frente da tíbia, participam:

- O ligamento cruzado anterior;
- Os ligamento colaterais, principalmente o ligamento colateral medial;
- O ligamento cruzado posterior;
- A cápsula posterior e os seus reforços;

### Estabilidade linear lateral

Para evitar a possibilidade de deslocamento lateral ou medial, intervêm:

- O ligamento medial e a cápsula lateral;
- O ligamento cruzado anterior e a cápsula posterior;
- O ligamento cruzado posterior;

### Estabilidade torsional

Com a finalidade de impedir a excessiva rotação externa atuam:

- O ligamento medial;
- O ligamento cruzado anterior;
- A cápsula posteromedial e ântero-medial;
- O ligamento lateral;

Para impedir a excessiva rotação interna intervêm:

- A cápsula lateral;
- O ligamento cruzado anterior;
- O ligamento lateral e o complexo posterolateral;
- O ligamento cruzado posterior; <sup>[1]</sup>

### 3. Método dos Elementos Finitos

O método dos elementos finitos desempenha um papel primordial no âmbito da biomecânica tendo como objetivo a determinação das tensões, deformações e deslocamentos de um sólido de geometria arbitrária sujeito a acções exteriores.

A necessidade de projetar uma estrutura, é um dos principais pontos de partida para a aplicação deste método baseado em cálculos matriciais. É usual proceder-se a uma grande variedade de análises e modificações das características do sistema até ser obtida uma solução interessante a nível económico e a nível dos pré-requisitos funcionais de projeto. Está portanto relacionado com a análise de um comportamento estrutural que à partida, já possui geometria, material e esforços conhecidos.

O método dos elementos finitos consiste muito sucintamente em fazer a seguinte analogia: do mesmo modo que uma reta é constituída por um conjunto de pontos, também uma estrutura sólida pode ser assumida como um conjunto de unidades estruturais. É assim possível trabalhar estas unidades estruturais, analisando-as segundo as leis que regem a mecânica dos sólidos. A maioria das simulações é feita utilizando malhas dessas mesmas unidades estruturais, ou seja, elementos finitos, que simplificam o volume da estrutura sobre o qual se desenrola a simulação. Tal como em qualquer cálculo de engenharia, torna-se indispensável utilizar unidades coerentes.

A malha dos elementos finitos pode assumir diferentes tamanhos sendo que quanto mais fina for a malha, melhor será a aproximação da simulação. Paralelamente a isto, o processo de análise torna-se cada vez mais moroso a nível de processamento, levando a simulações de várias horas ou até mais dependendo do equipamento utilizado. Existe por isso uma relação crucial entre

o número de elementos que se deve utilizar, de modo a obter resultados em tempo útil sem comprometer a veracidade dos resultados.

Os elementos mais utilizados são os tetraedros porque possuem uma grande versatilidade e proporcionam uma melhor aproximação dos resultados.

Nas zona onde se intercetam os elementos; os chamados nós, são calculadas as variáveis de campo, ou seja os deslocamentos. As tensões e deformações são obtidas nos pontos de integração de cada elemento sendo os seus valores posteriormente extrapolados para os nós. Por esta ordem de ideias, cada nó terá associada uma tensão e uma deformação.

Através do cálculo matricial, o MEF permite obter soluções para problemas que seriam considerados impossíveis de forma analítica dado que se tratam de problemas apenas solucionáveis por métodos numéricos.

Posto isto, torna-se obvia a aplicação do método dos elementos finitos à análise de estruturas biológicas cuja geometria é muito complexa e relaciona inúmeros fatores (exemplo representado na figura).<sup>[9]</sup>

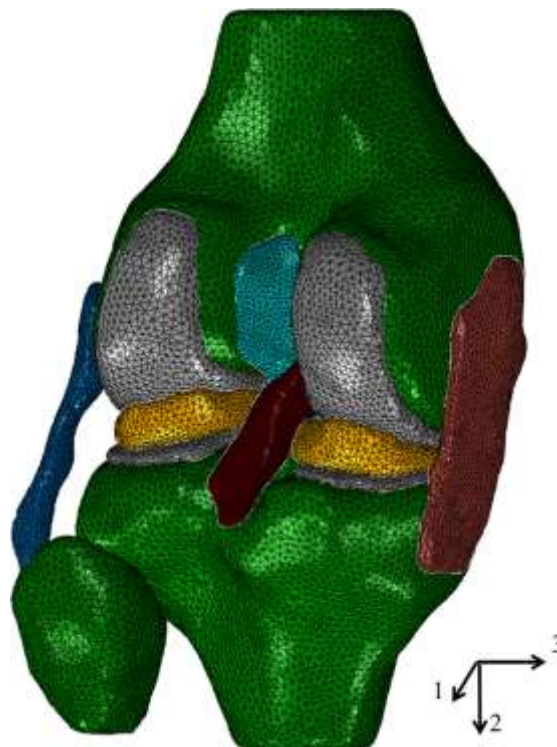


Figura 3.1 - Aplicação do MEF a um joelho humano <sup>[10]</sup>

#### 4. Modelo 3D da articulação do joelho

O modelo 3D utilizado ao longo deste trabalho é proveniente do projeto americano *Open Knee Project*, pelo que apenas foram suavizadas algumas superfícies, recorrendo ao software FEMAP®, de forma a resolver alguns problemas que foram surgindo ao longo das simulações que foram efetuadas.<sup>[11,12,13]</sup>

Passando à apresentação do modelo, nele estão representados os ligamentos colaterais medial e lateral, cruzados anterior e posterior. Estão ainda representados os meniscos lateral e medial, os osso fémur e tíbia assim como as cartilagens femoral, tibial direita e tibial esquerda. Seguidamente são expostas imagens do modelo geométrico.



Figura 4.1 - Modelo geométrico completo

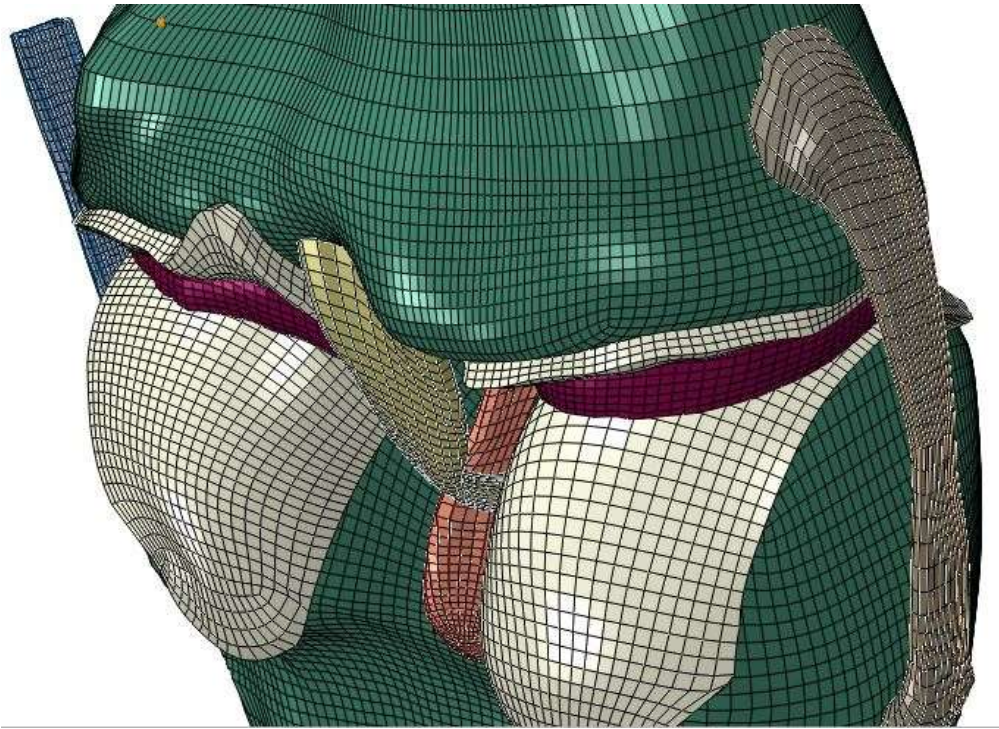


Figura 4.2 - Ligamentos da articulação do joelho a cinzento, amarelo, azul e tijolo



Figura 4.3 - Meniscos lateral e medial a cor-de-rosa e cartilagem femoral a cinzento



Figura 4.4 - Cartilagem femoral a cinzento e fêmur a verde



Figura 4.5 - Cartilagem tibial direita e esquerda a cinzento

## 4.1 Propriedades Mecânicas

Nas figuras 4.1 a 4.5 estão representadas diversas vistas do modelo geométrico do joelho utilizado ao longo deste trabalho. A azul está representado o ligamento colateral lateral, a tijolo o ligamento cruzado anterior, a amarelo o cruzado posterior e o restante ligamento trata-se do colateral medial. O menisco lateral é o mais próximo do ligamento azul sendo que o outro menisco é o medial.

Seguidamente é apresentada uma tabela com as propriedades admitidas para os diferentes elementos envolventes. [1,11,12,13]

Tabela 4.1 - Propriedades Mecânicas admitidas no modelo geométrico

| Elementos                  | Módulo de                                |                                     |
|----------------------------|------------------------------------------|-------------------------------------|
|                            | Elasticidade (E)<br>[N/mm <sup>2</sup> ] | Coeficiente de Poisson<br>( $\nu$ ) |
| Menisco lateral            | 50                                       | 0.2                                 |
| Menisco medial             | 50                                       | 0.2                                 |
| Fibras do LCL              | 39.30                                    | 0.1                                 |
| Fibras do LCM              | 39.30                                    | 0.1                                 |
| Fibras do LCP              | 39.30                                    | 0.1                                 |
| Fibras do LCA              | 39.30                                    | 0.1                                 |
| Matriz do LCL              | 0.1                                      | 0.1                                 |
| Matriz do LCM              | 0.1                                      | 0.1                                 |
| Matriz do LCP              | 0.1                                      | 0.1                                 |
| Matriz do LCA              | 0.1                                      | 0.1                                 |
| Cartilagem Tibial Direita  | 9.0                                      | 0.1                                 |
| Cartilagem Tibial Esquerda | 9.0                                      | 0.1                                 |
| Fémur                      | 14220                                    | 0.32                                |
| Tíbia                      | 14220                                    | 0.32                                |

Os ossos do elemento geométrico, nomeadamente a tíbia e o fémur foram considerados corpos rígidos indeformáveis com elementos lineares quadrilaterais do tipo S4.

A tíbia possui 11362 nós e 11360 elementos, enquanto que o fémur apresenta 13860 elementos e 13862 nós. Durante as simulações, os deslocamentos são aplicados no nó de referência 2749 localizado no topo do fémur.

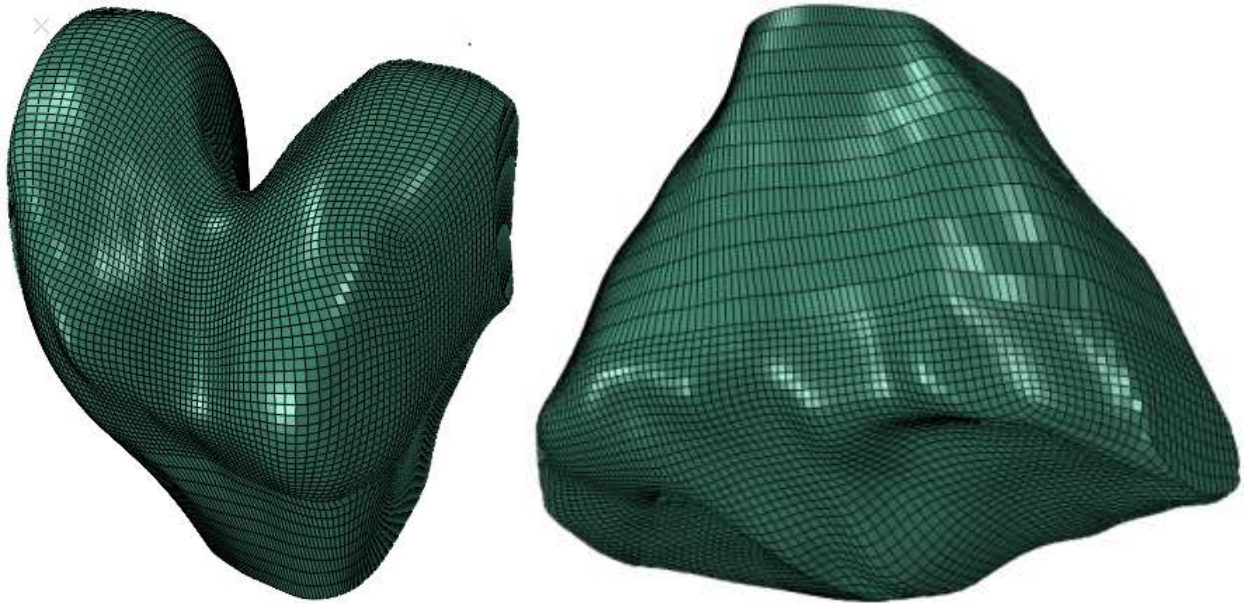


Figura 4.6 - Malha de elementos finitos do fémur à esquerda e tíbia à direita



Figura 4.7 - Representação do nó de referência no topo do fémur

Relativamente aos ligamentos da articulação do joelho, estes são constituídos por fibras e por uma matriz de suporte das fibras. A razão da existência da matriz está relacionada com o facto de as fibras estarem definidas com o comando “no compression”, que lhes permite não serem solicitadas à compressão, sendo por essa razão necessário existir um material envolvente que absorva a compressão residual que possa existir assim como garantir a correta junção das fibras dos ligamentos. As fibras são constituídas por elementos lineares de linha do tipo T3D2 enquanto que a matriz dos ligamentos é formada por elementos lineares hexaédricos do tipo C3D8H. Seguidamente apresenta-se uma tabela com o número de nós e de elementos de cada ligamento.

Tabela 4.2 - Número de elementos e nós associados aos ligamentos

| Elemento                              | Número de elementos | Número de nós |
|---------------------------------------|---------------------|---------------|
| Fibras do Ligamento colateral medial  | 10440               | 5781          |
| Fibras do Ligamento colateral lateral | 8348                | 4163          |
| Fibras do ligamento cruzado anterior  | 9416                | 4432          |
| Fibras do ligamento cruzado posterior | 10282               | 5723          |
| Matriz do ligamento colateral medial  | 5120                | 5781          |
| Matriz do ligamento colateral lateral | 6656                | 7425          |
| Matriz do ligamento cruzado anterior  | 4096                | 4653          |
| Matriz do ligamento cruzado posterior | 5248                | 5922          |

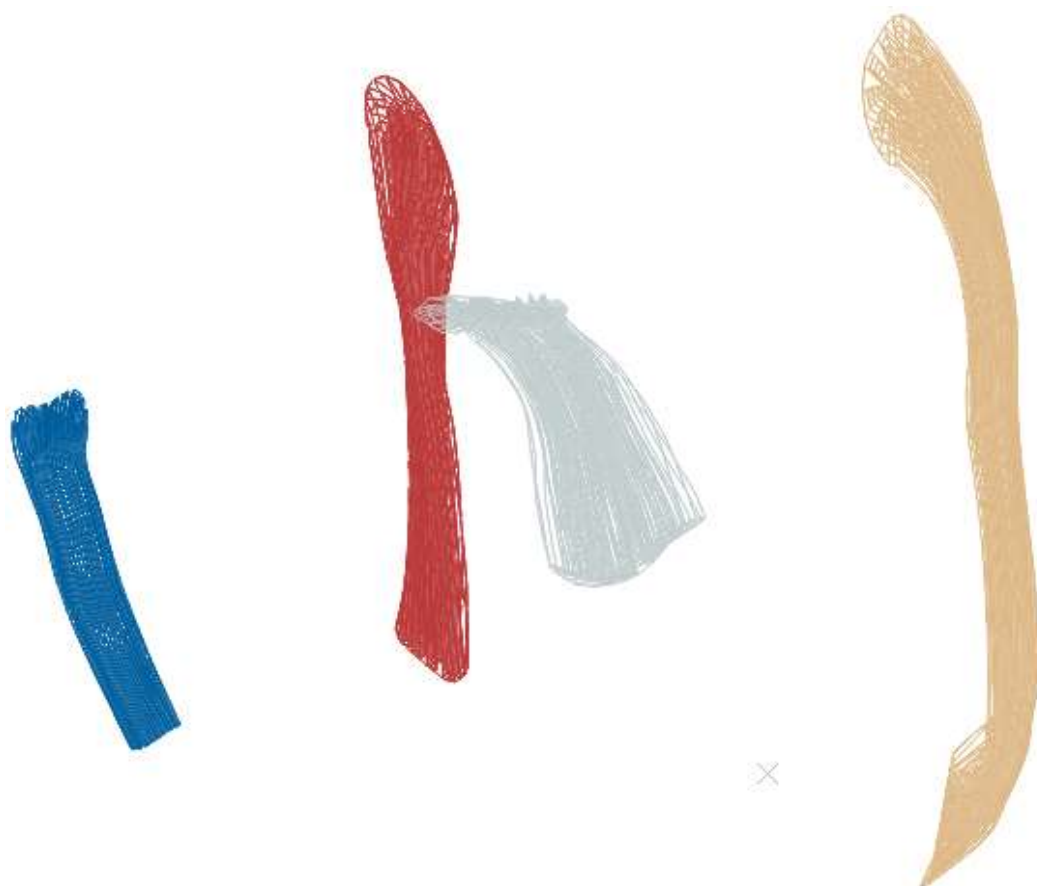


Figura 4.8 - Malha de elementos finitos das fibras dos ligamentos



Figura 4.9 - Malha de elementos finitos das matrizes dos ligamentos

No que diz respeito aos meniscos, estes são formados por elementos do tipo C3D8H tal como a matriz dos ligamentos. Na seguinte tabela apresentam-se os números de elementos e de nós dos meniscos medial e lateral.

Tabela 4.3 - Número de nós e de elementos dos meniscos do modelo geométrico

|                 | Número de nós | Número de elementos |
|-----------------|---------------|---------------------|
| Menisco medial  | 5896          | 4620                |
| Menisco lateral | 5896          | 4620                |



Figura 4.10 - Malha de elementos finitos dos meniscos lateral e medial

Finalmente, as cartilagens da articulação do joelho possuem elementos lineares hexaédricos também do tipo C3D8H. A seguinte tabela indica o número de elementos e de nós das cartilagens tibial direita e esquerda assim como da cartilagem femoral.

Tabela 4.4 - Número de elementos e de nós das cartilagens do modelo geométrico

|                            | Número de elementos | Número de nós |
|----------------------------|---------------------|---------------|
| Cartilagem tibial direita  | 4131                | 5728          |
| Cartilagem tibial esquerda | 4716                | 6528          |
| Cartilagem femoral         | 17226               | 23800         |

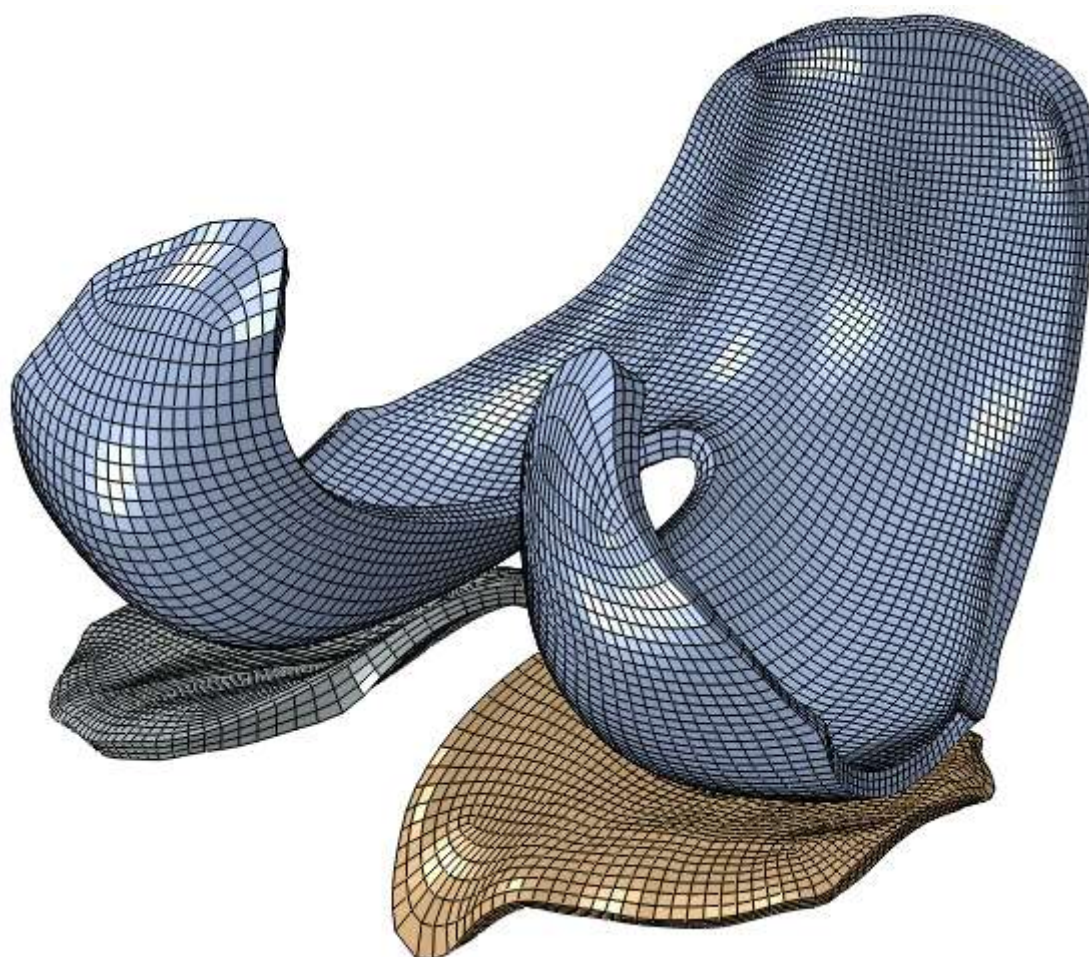


Figura 4.11 - Malha de elementos finitos das cartilagens

No total, o modelo geométrico da articulação do joelho é formado por 96853 nós, 120139 elementos dos tipos C3D8H, RNODE2D, S4 e T3D2.



## 5. Análise do comportamento da articulação do joelho

Ao longo deste estudo foram realizadas diversas simulações, entre elas simulações menores com o intuito de determinar os valores mais indicados das propriedades dos ligamentos. Vários erros foram surgindo e depois de muitas alterações, foi possível concretizar quatro simulações comparáveis com 60 graus de rotação do joelho. Essas simulações são: sem pré tensão nos ligamentos, com pré tensão 0.1Mpa, 0.25Mpa e 0.5Mpa.

Serão comparados gráficos do momento de reação no nó de referência e tensões nos diferentes constituintes do joelho ao longo do presente capítulo.

### 5.1 Análise do estado de tensão

As figuras que se seguem servem de ponto de partida para a comparação da tensão máxima principal nas quatro simulações do movimento do joelho sendo todas elas a 60° de rotação.

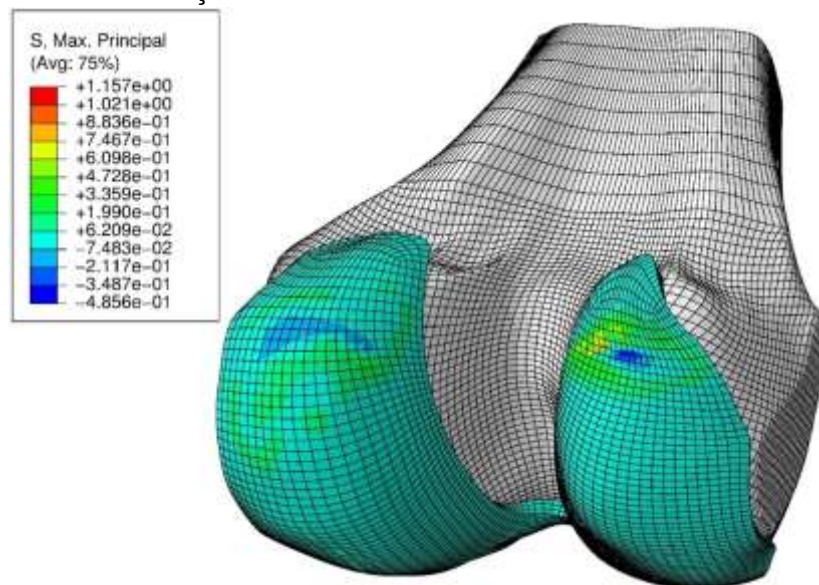


Figura 5.1 - Tensões máximas principais na cartilagem femoral sem pré tensão aplicada

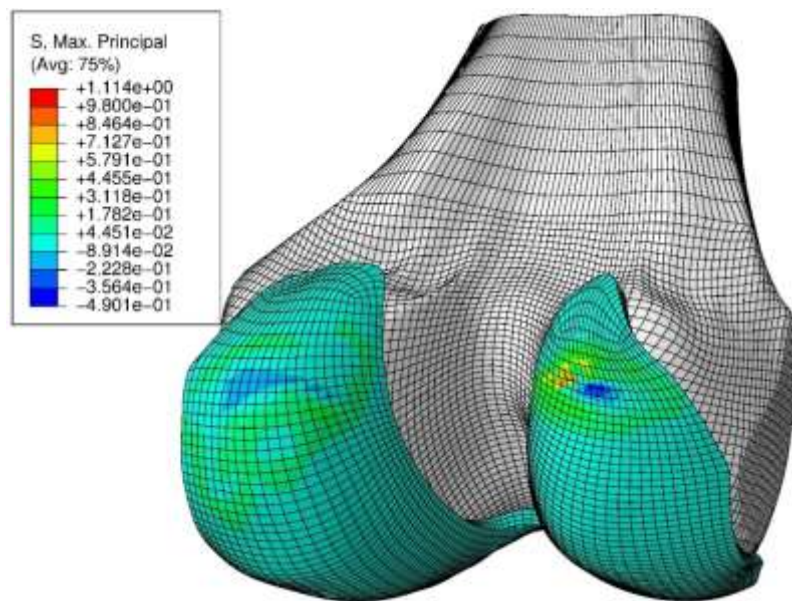


Figura 5.2- Tensões máximas principais na cartilagem femoral com pré tensão 0.1MPa

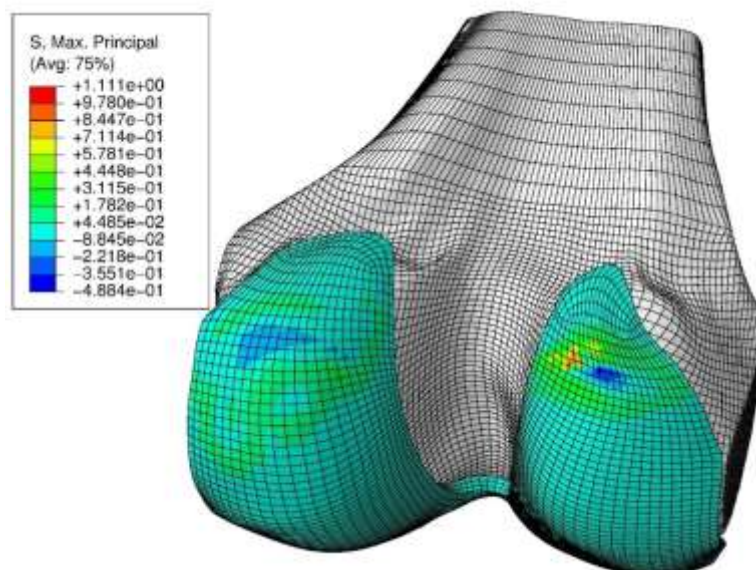


Figura 5.3 - Tensões máximas principais na cartilagem femoral com pré tensão 0.25MPa

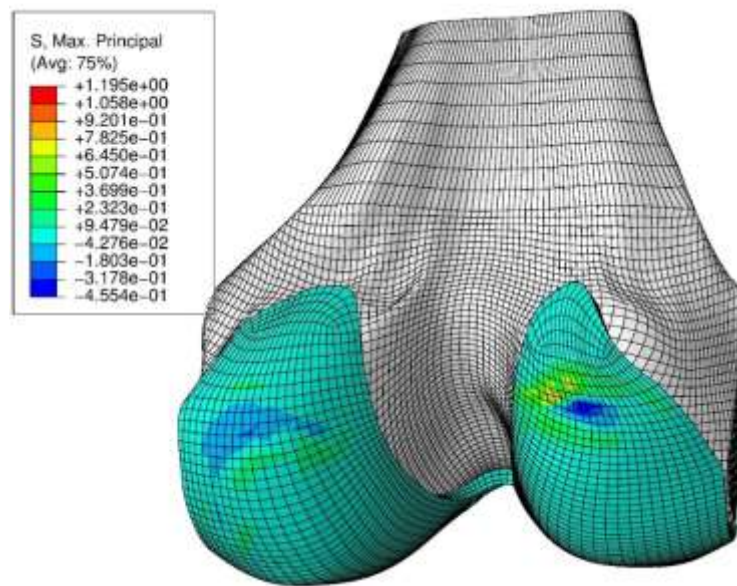


Figura 5.4 - Tensões máximas principais na cartilagem femoral com pré tensão 0.5MPa

Comparando as simulações relativas à tensão máxima principal na cartilagem femoral quando sujeita a pré tensão nos ligamentos de 0.1MPa e sem pré tensão, pode-se constatar que existe uma variação de 0.043 MPa entre elas. No que toca à relação entre as figuras 5.2 (0.1MPa) e 5.3 (0.25MPa), decresce apenas 0.003MPa. Finalmente, Quanto analisada a tensão máxima principal aplicada na simulação de 0.5 MPa de pré tensão nos ligamentos, depara-se com um valor de 1.195MPa, o que constitui um valor ainda mais elevado do quando sem pré tensão (1.157MPa) revelando-se ser um valor exagerado. Através desta análise, conclui-se que dos quatro valores analisados, a pré tensão de 0.25MPa seria a mais interessante para a cartilagem femoral.

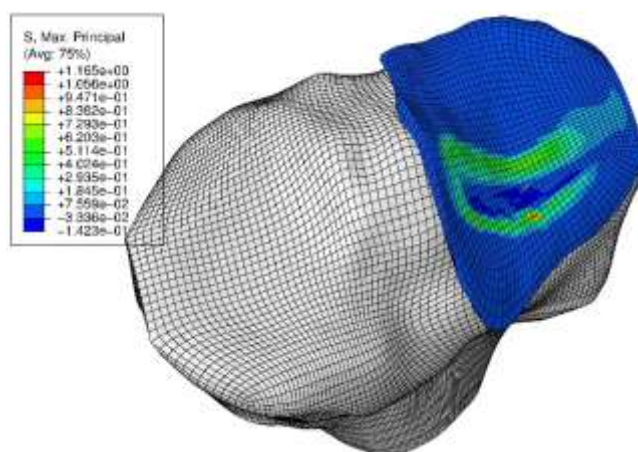


Figura 5.5 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial esquerda sem pré tensão

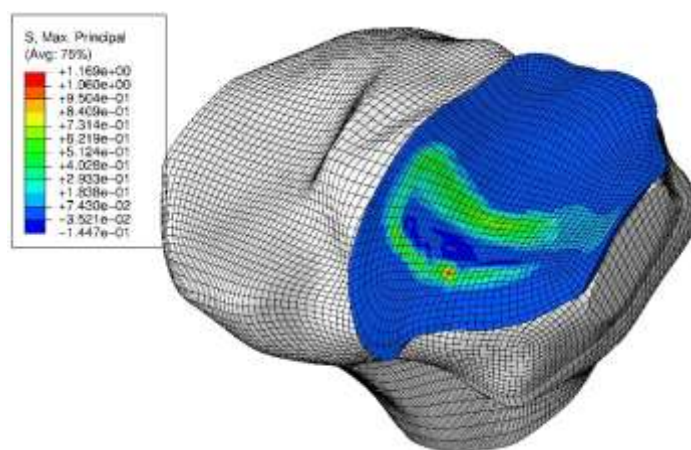


Figura 5.6 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial esquerda com 0.1MPa de pré tensão aplicada

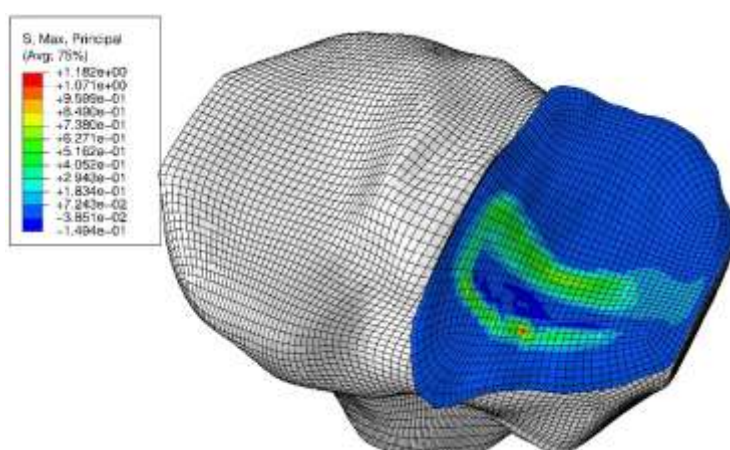


Figura 5.7 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial esquerda com 0.25MPa de pré tensão aplicada

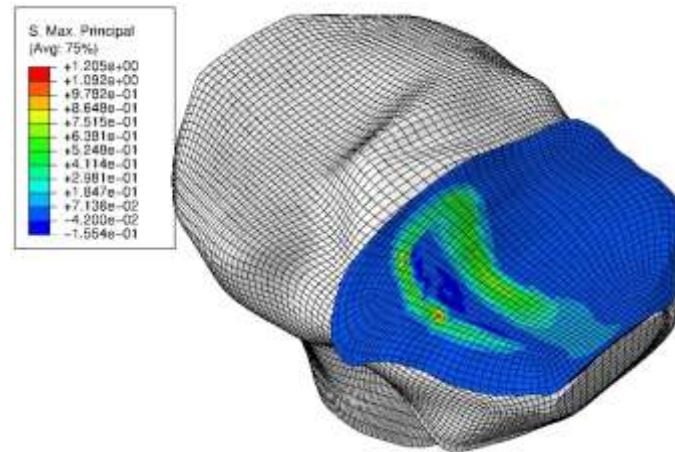


Figura 5.8 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial esquerda com 0.5MPa de pré tensão aplicada

Relativamente à comparação do estado de tensão na cartilagem tibial esquerda, é possível reparar que a tensão máxima principal aumenta com o aumento da pré tensão nos ligamentos em todas as simulações. A simulação da fig. 5.5 (0MPa) comparada com a da fig. 5.6 (0.1MPa) evidencia uma variação na tensão máxima principal de apenas 0.004MPa. Enquanto que confrontando os valores da fig. 5.7 (0.25MPa) e da fig. 5.8 (0.5MPa) depara-se com uma variação de 0.023 MPa na tensão máxima principal. Em todas as simulações a distribuição do estado de tensão apresenta-se idêntico.

Os valores analisados sugerem que sem pré tensão nos ligamentos seria o estado mais vantajoso para a longevidade da cartilagem tibial esquerda

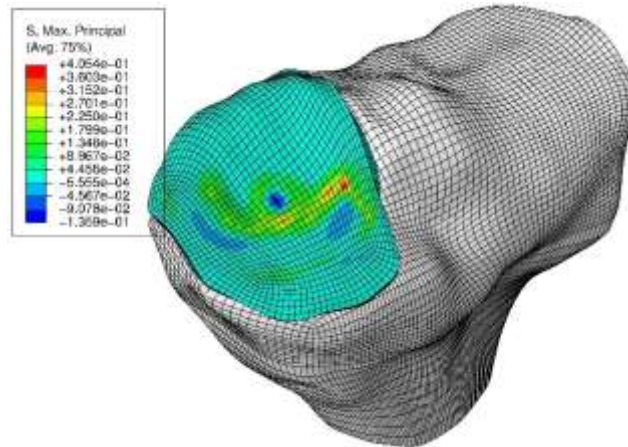


Figura 5.9 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial direita sem pré tensão aplicada

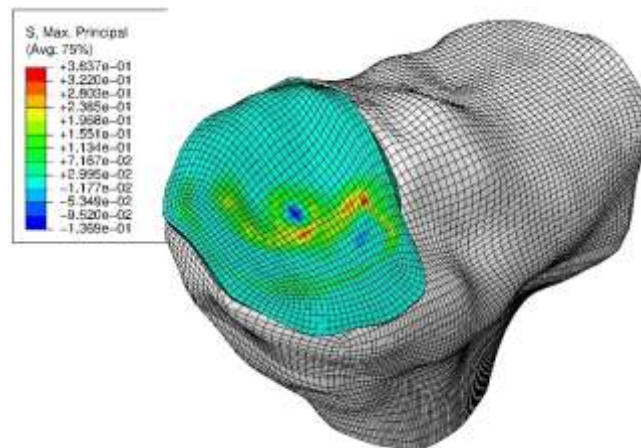


Figura 5.10 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial direita com 0.1MPa de pré tensão aplicada

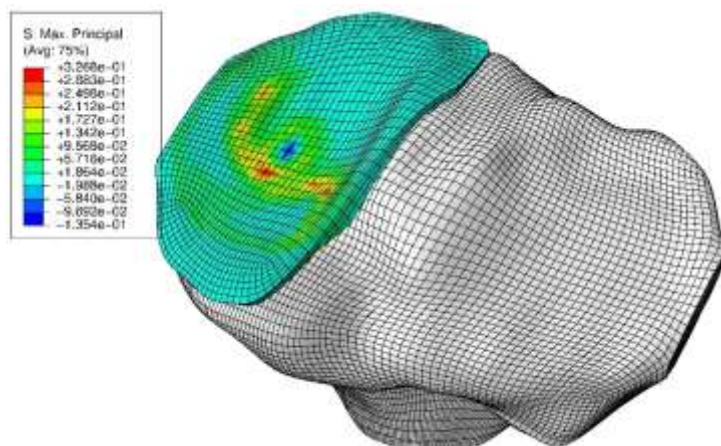


Figura 5.11 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial direita com 0.25MPa de pré tensão aplicada

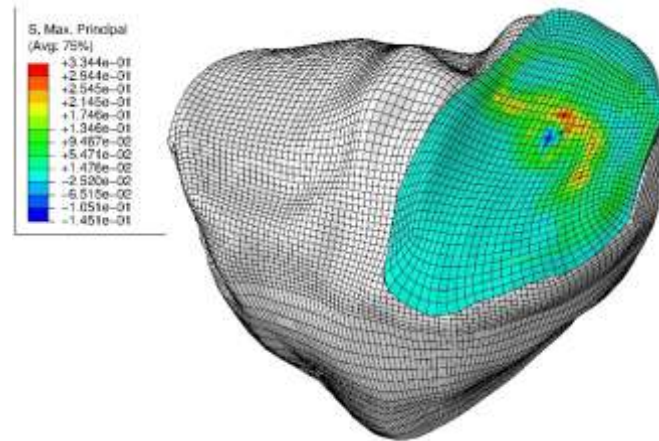


Figura 5.12 - Tensões máximas principais na cartilagem tibial direita com 0.5MPa de pré tensão aplicada

No que diz respeito à análise do estado de tensão na cartilagem tibial direita, verifica-se que a tensão máxima principal tem tendência a diminuir com o aumento da pré tensão. Apesar disso, o valor máximo de pré tensão considerado (0.5MPa) provocou um aumento da tensão máxima principal na cartilagem tibial direita, o que sugere a existência de um limite máximo de pré tensão para o qual a tensão máxima principal é mínima.

De acordo com esta análise a pré tensão mais conveniente para a preservação da cartilagem tibial direita é de 0.25MPa.

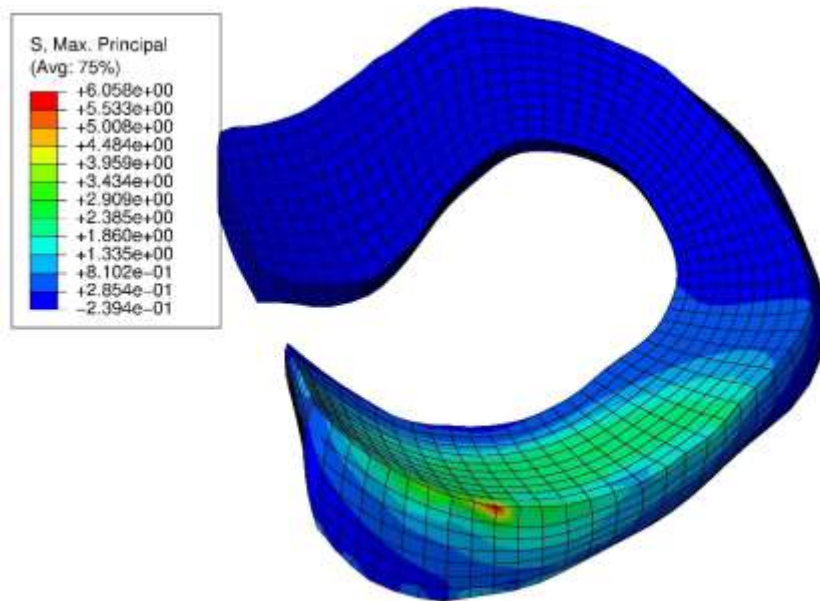


Figura 5.13 - Tensão máxima principal aplicada no menisco lateral sem pré tensão aplicada

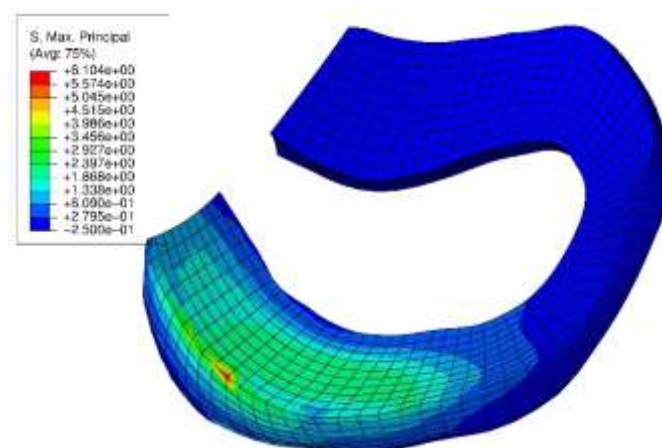


Figura 5.14 - Tensão máxima principal aplicada no menisco lateral com 0.1MPa de pré tensão aplicada

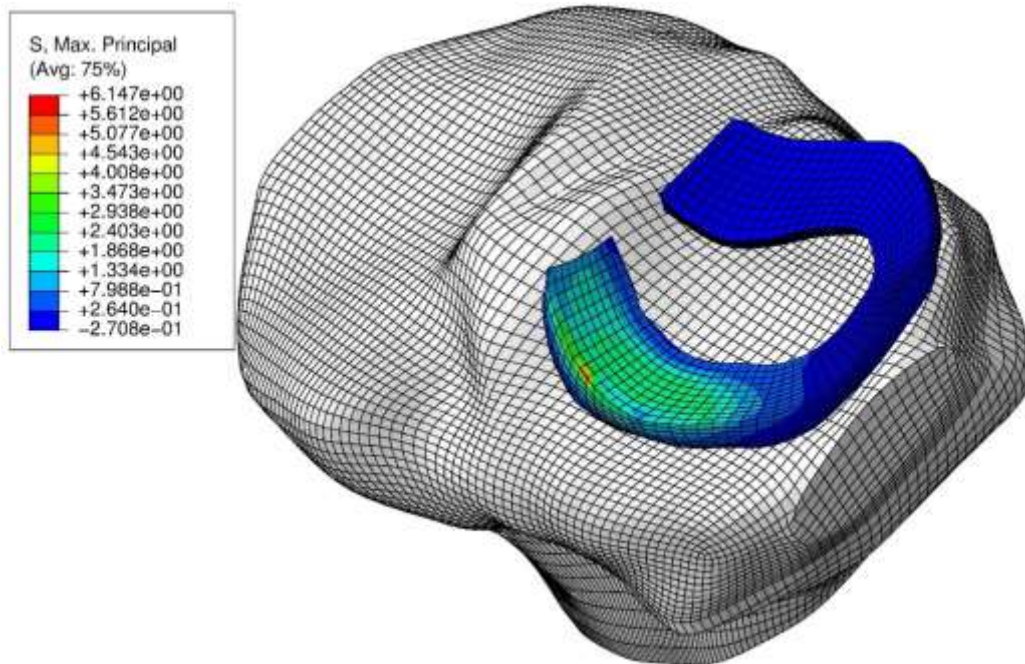


Figura 5.15 - Tensão máxima principal aplicada no menisco lateral com 0.25MPa de pré tensão aplicada

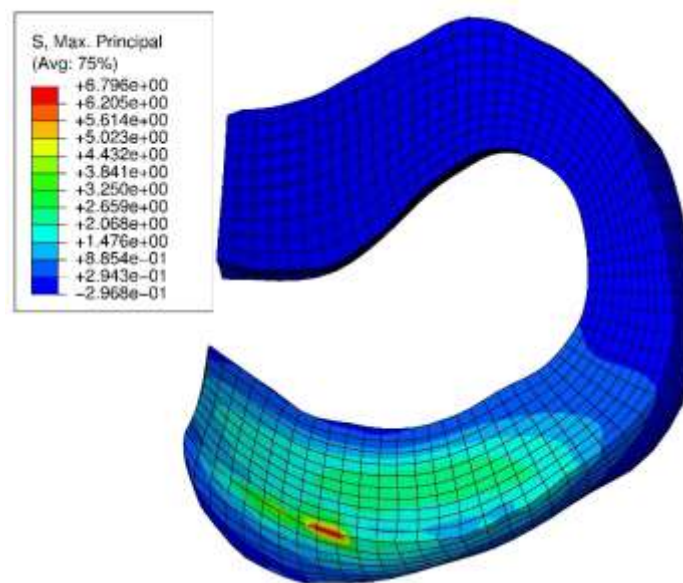


Figura 5.16 - Tensão máxima principal aplicada no menisco lateral com 0.5MPa de pré tensão aplicada

Paralelamente ao sucedido na análise da cartilagem tibial esquerda, a tensão máxima principal aplicada no menisco lateral aumenta com o aumento da pré tensão aplicada. Sendo que a variação entre a tensão máxima aplicada durante a simulação sem pré tensão e a de 0.5MPa de pré tensão é de 0.738Mpa. Posto isto, conclui-se que dos valores de pré tensão estudados, sem pré tensão aplicada seria o mais interessante para o menisco lateral.

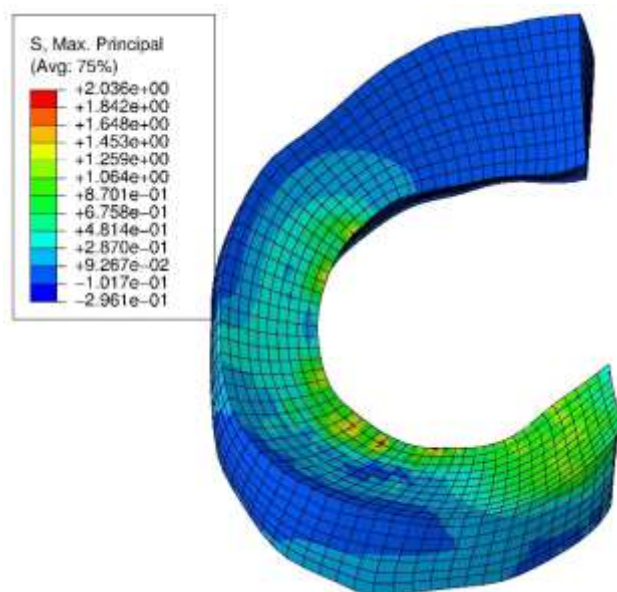


Figura 5.17 - Tensão máxima principal aplicada no menisco medial sem pré tensão aplicada

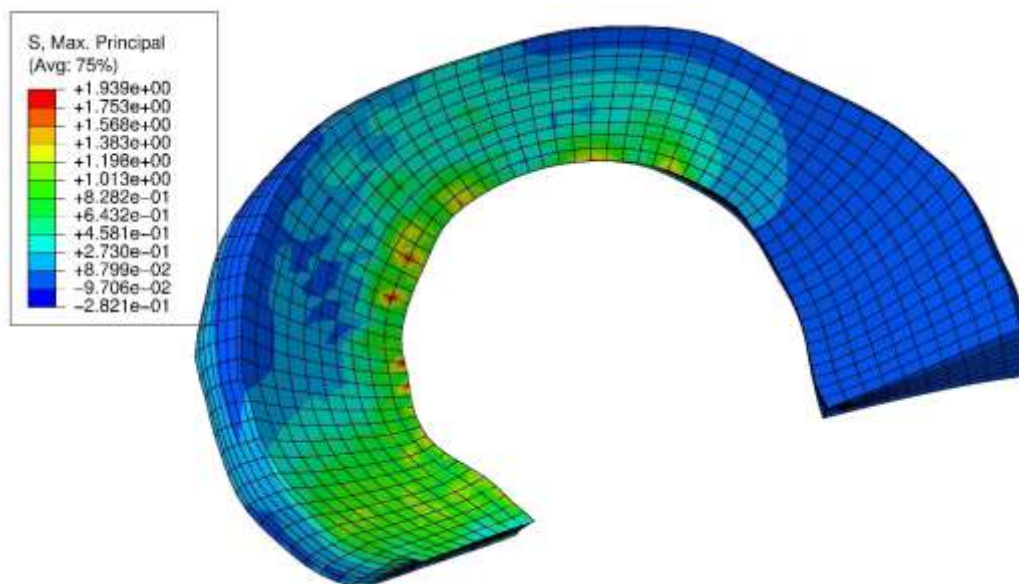


Figura 5.18 - Tensão máxima principal aplicada no menisco medial com 0.1MPa de pré tensão aplicada

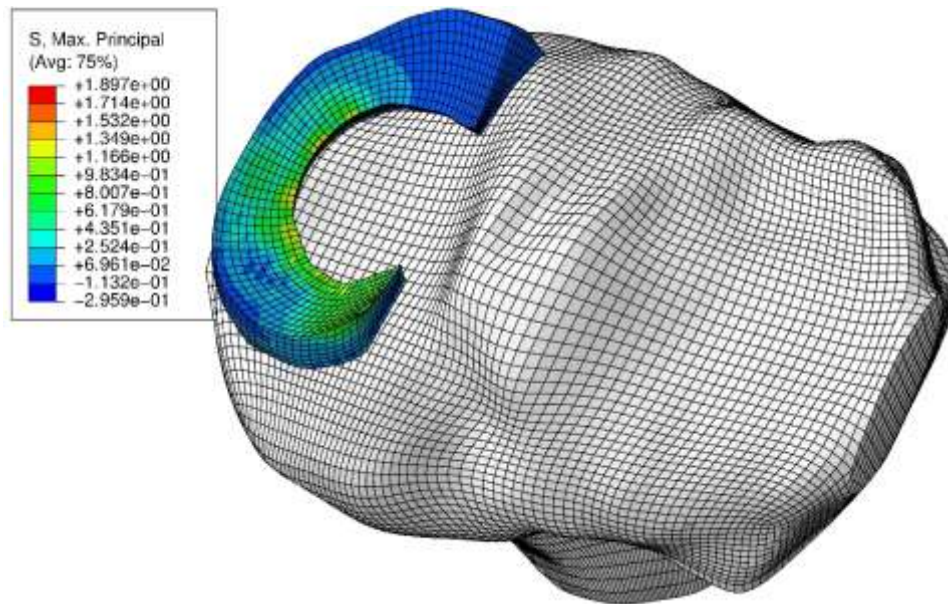


Figura 5.19 - Tensão máxima principal aplicada no menisco medial com 0.25MPa de pré tensão aplicada

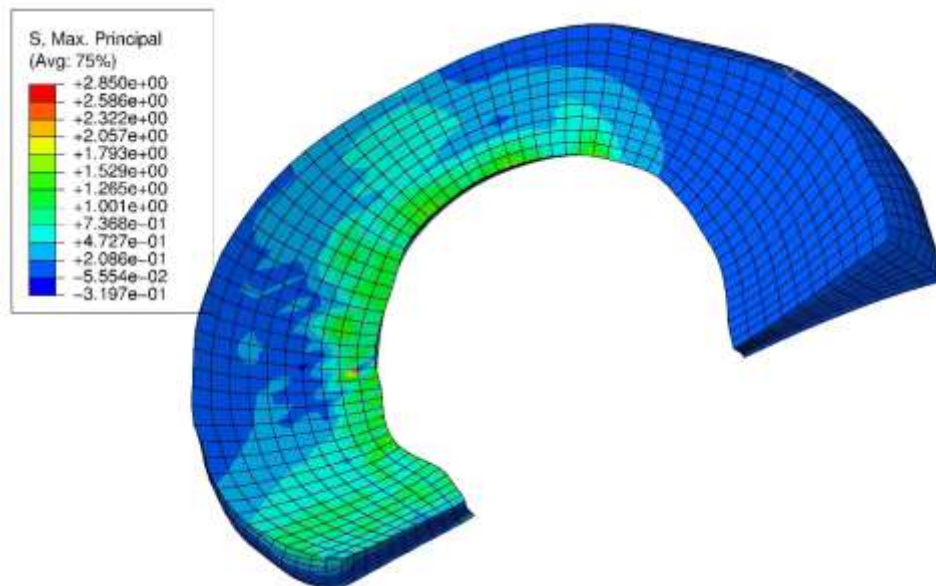


Figura 5.20 - Tensão máxima principal aplicada no menisco medial com 0.5MPa de pré tensão aplicada

De acordo com as simulações relativas à pré tensão aplicada no menisco medial, conclui-se que 0.25MPa é o valor mais indicado de todos os analisados uma vez que corresponde ao menor valor da tensão máxima principal aplicada no modelo. É de salientar que tal como no caso da cartilagem tibial direita, existem indícios da existência de um valor máximo de pré tensão aplicada para o qual corresponde um menor valor de tensão máxima principal uma vez que a tendência para decrescer a tensão máxima principal é revertida quando a pré tensão toma o valor de 0.5MPa.

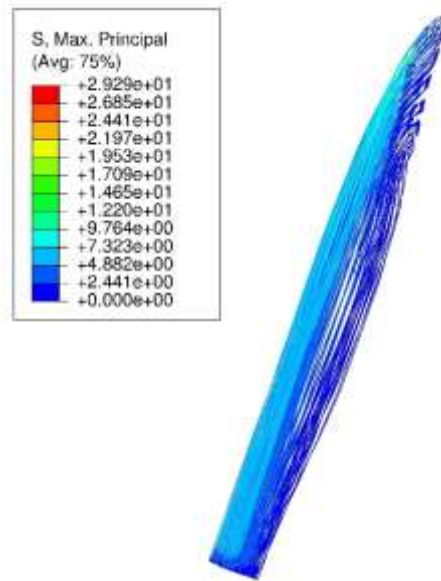


Figura 5.21 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCL sem pré tensão aplicada

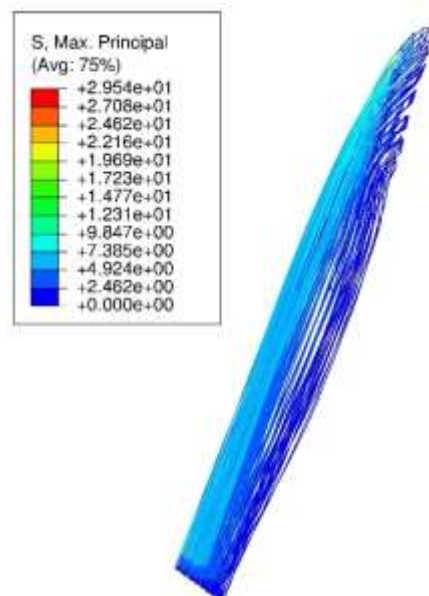


Figura 5.22 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCL com 0.1MPa de pré tensão aplicada

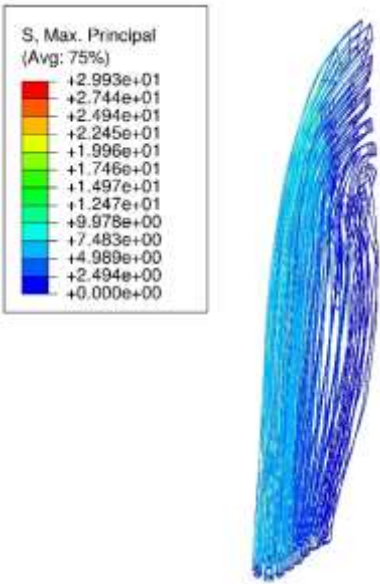


Figura 5.23 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCL com 0.25MPa de pré tensão aplicada

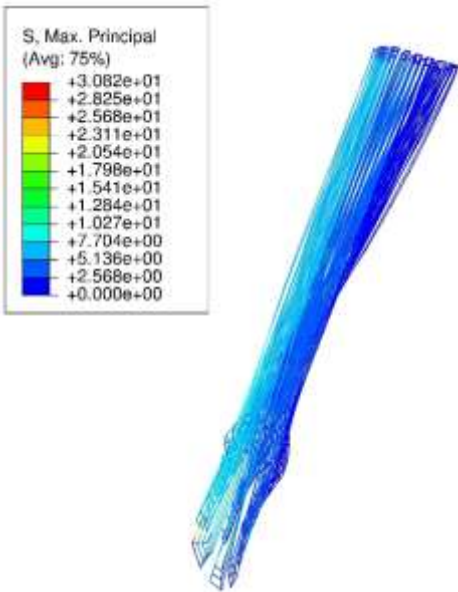


Figura 5.24 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCL com 0.5MPa de pré tensão aplicada

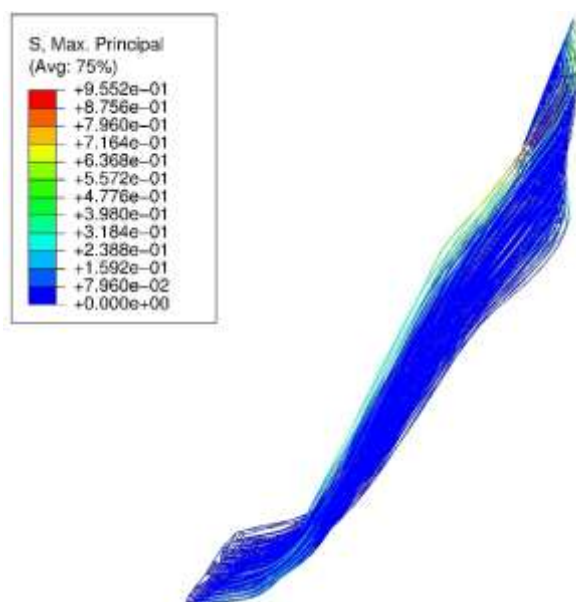


Figura 5.25 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCM sem pré tensão aplicada

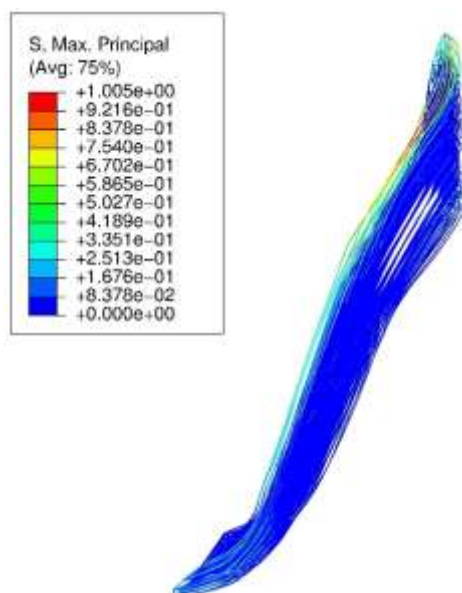


Figura 5.26 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCM com 0.1MPa de pré tensão aplicada

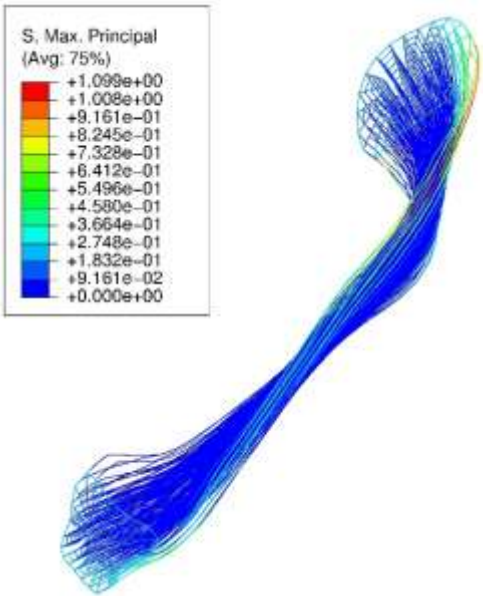


Figura 5.27 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCM com 0.25MPa de pré tensão aplicada

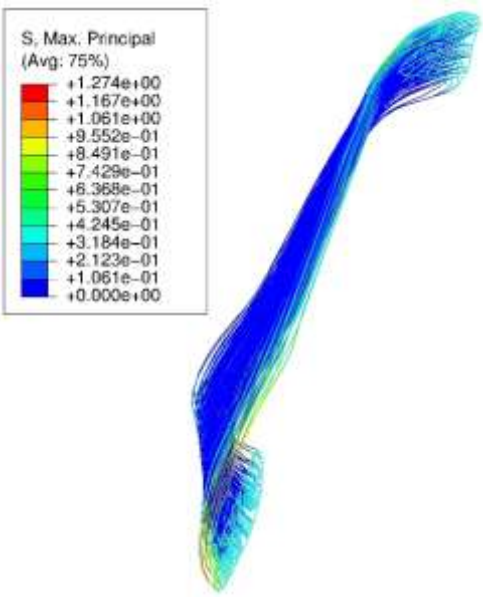


Figura 5.28 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCM com 0.5MPa de pré tensão aplicada

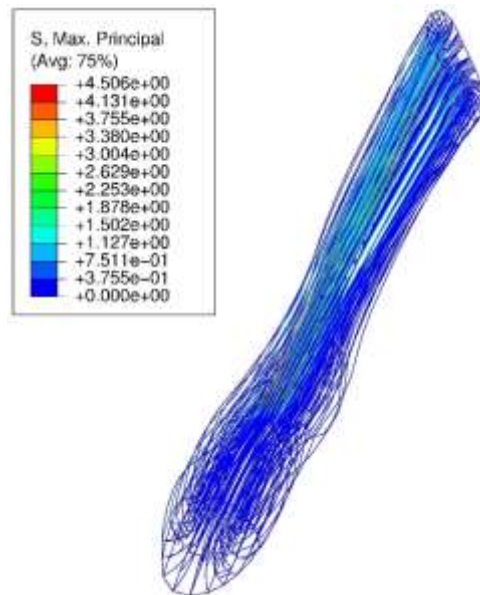


Figura 5.29 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCA sem pré tensão aplicada

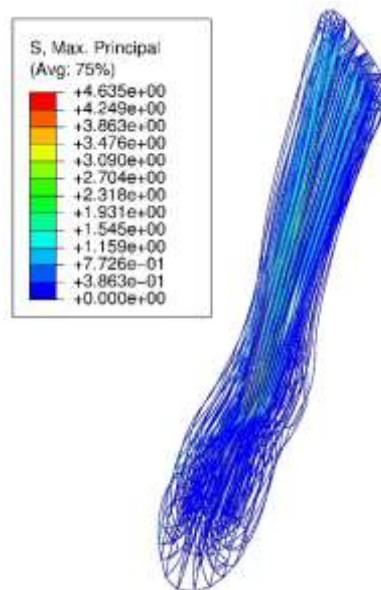


Figura 5.30 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCA com 0.1MPa de pré tensão aplicada

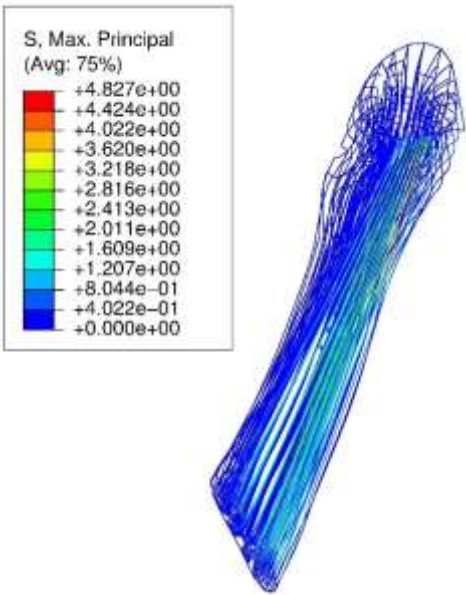


Figura 5.31 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCA com 0.25MPa de pré tensão aplicada

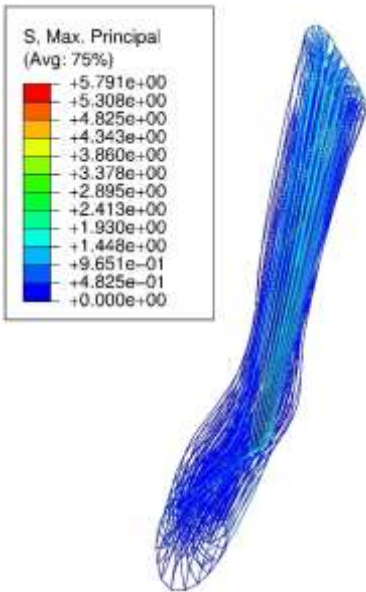


Figura 5.32 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCA com 0. 5MPa de pré tensão aplicada

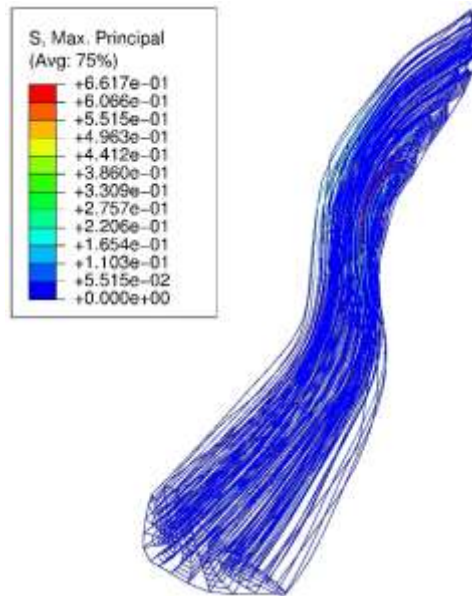


Figura 5.33 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCP sem pré tensão aplicada

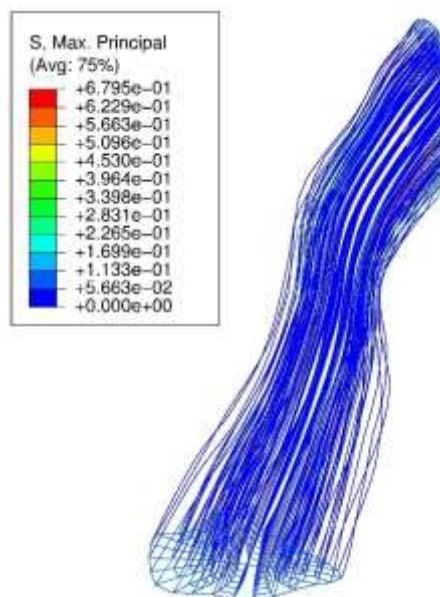


Figura 5.34 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCP com 0.1MPa de pré tensão aplicada

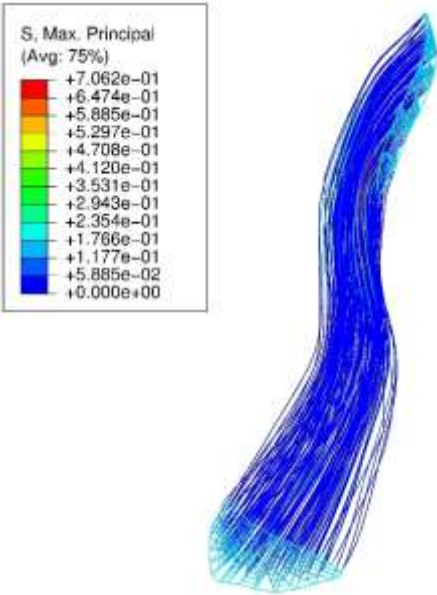


Figura 5.35 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCP com 0.25MPa de pré tensão aplicada

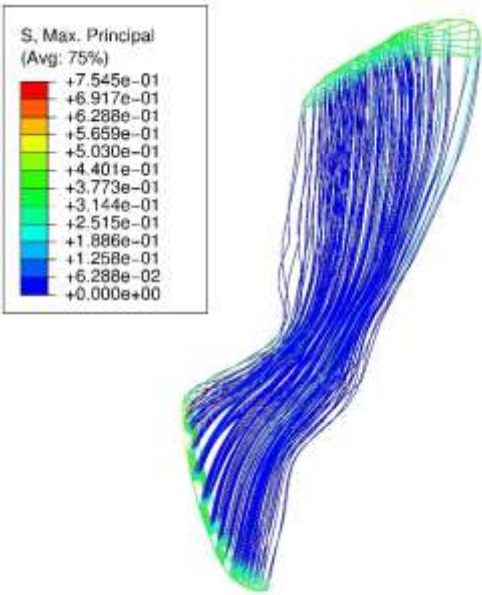


Figura 5.36 - Tensão máxima principal aplicada nas fibras do LCP com 0.5MPa de pré tensão aplicada

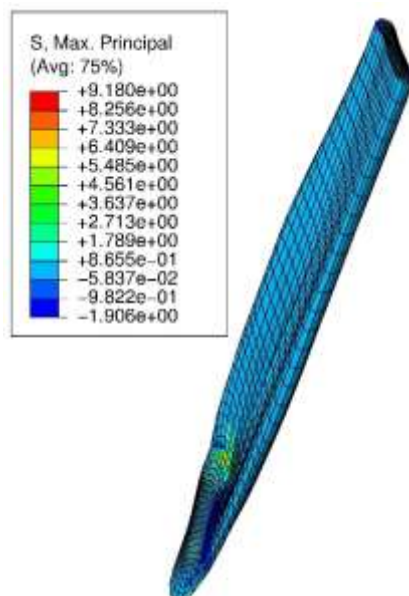


Figura 5.37 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCL sem pré tensão aplicada

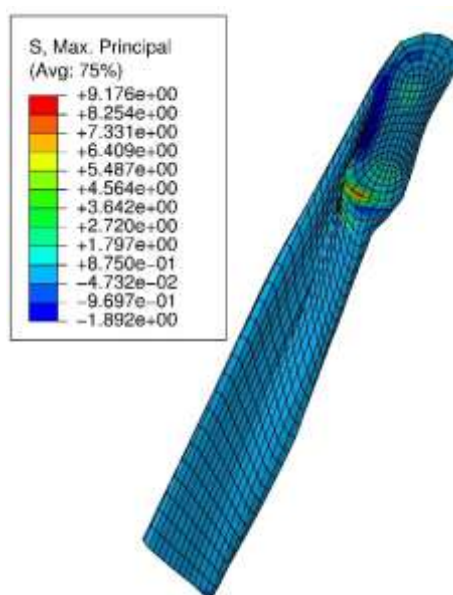


Figura 5.38 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCL com 0.1MPa de pré tensão aplicada

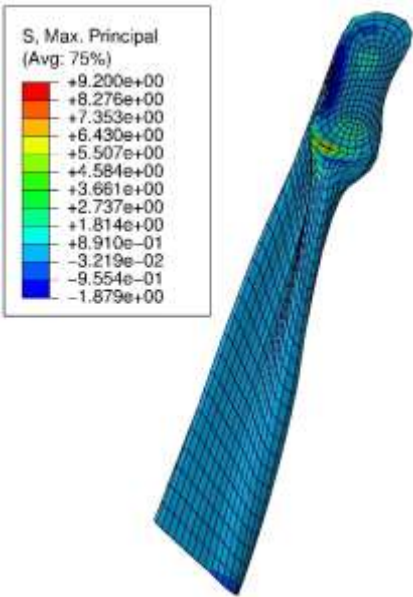


Figura 5.39 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCL com 0.25MPa de pré tensão aplicada

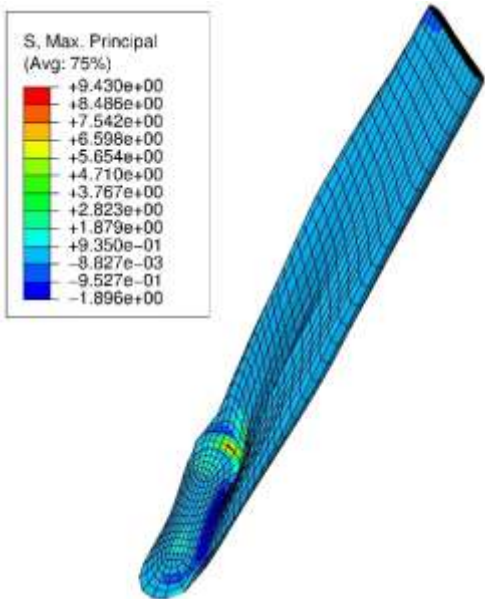


Figura 5.40 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCL com 0.5MPa de pré tensão aplicada

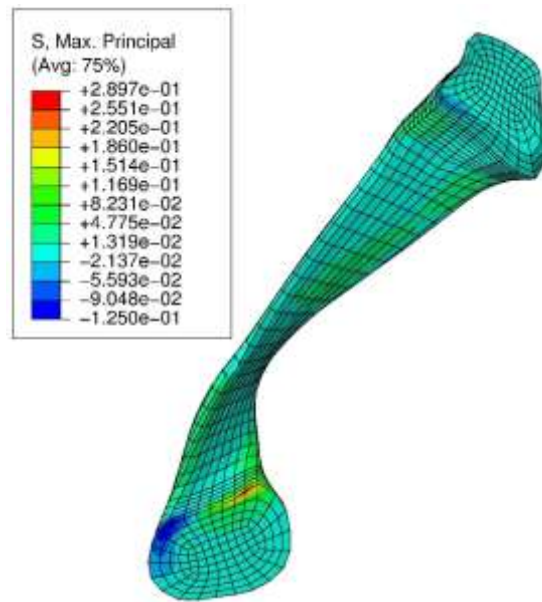


Figura 5.41 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCM sem pré tensão aplicada

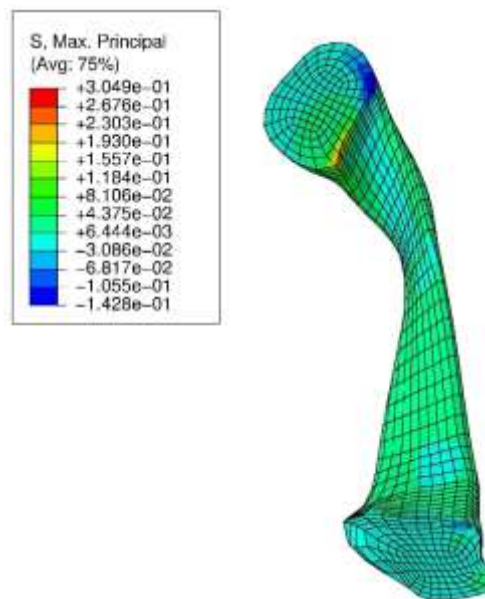


Figura 5.42 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCM com 0.1 de pré tensão aplicada

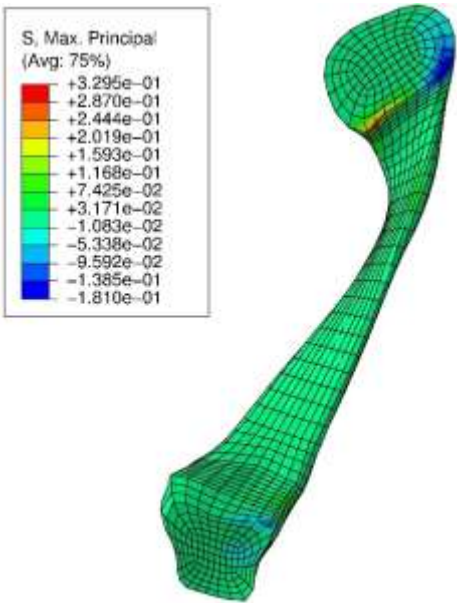


Figura 5.43 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCM com 0.25 de pré tensão aplicada

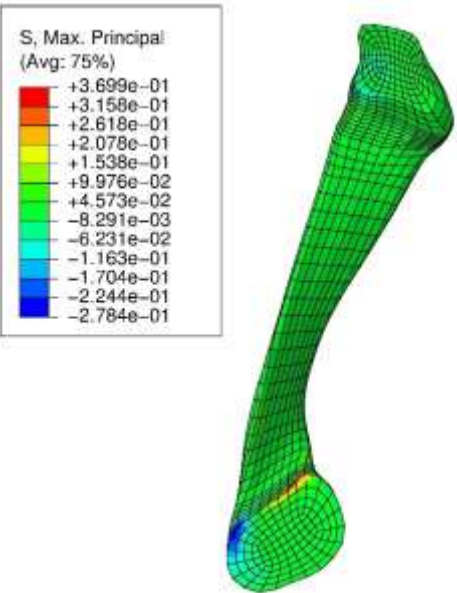


Figura 5.44 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCM com 0.5 de pré tensão aplicada

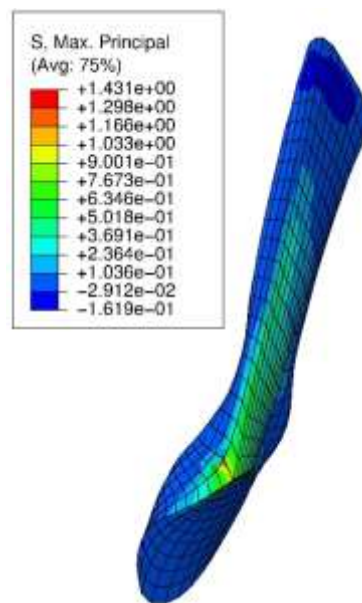


Figura 5.45 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCA sem pré tensão aplicada

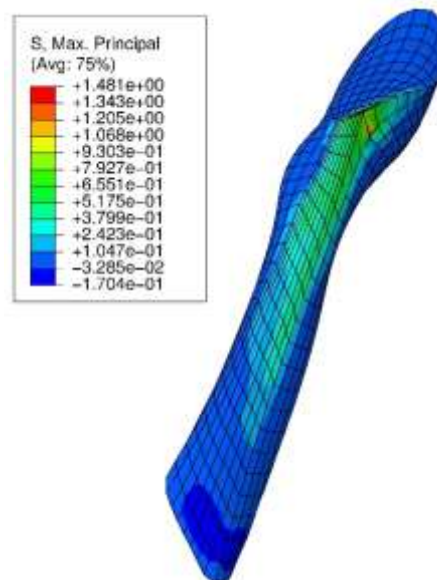


Figura 5.46 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCA com 0.1 de pré tensão aplicada

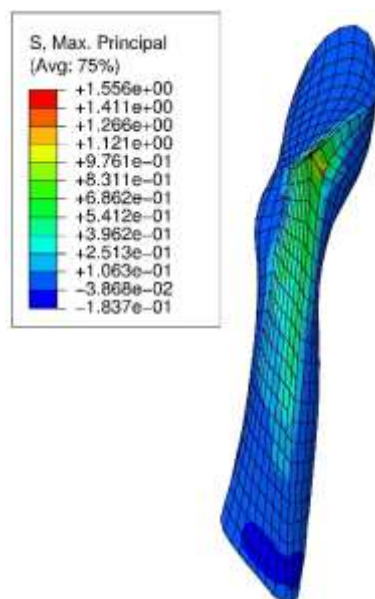


Figura 5.47 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCA com 0.25 de pré tensão aplicada

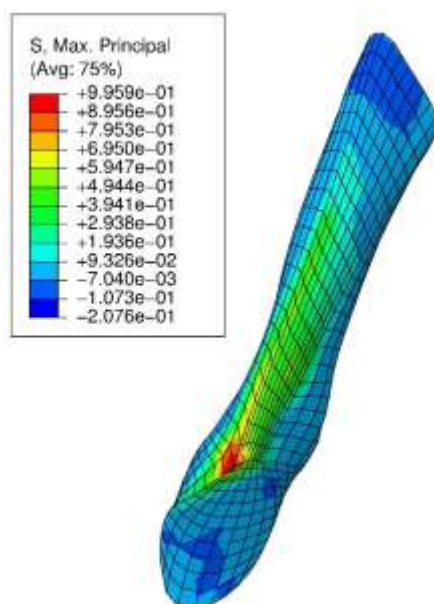


Figura 5.48 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCA com 0.5 de pré tensão aplicada

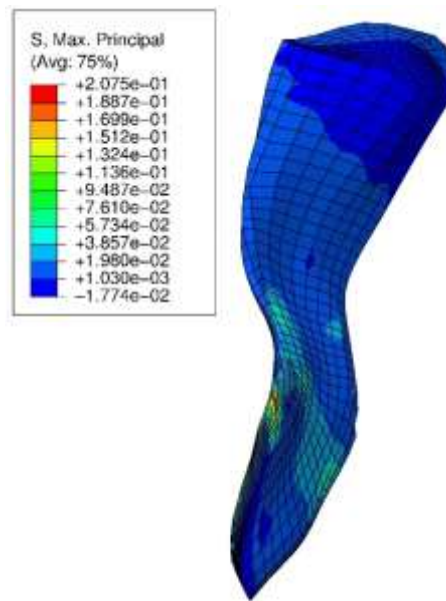


Figura 5.49 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCP sem pré tensão aplicada

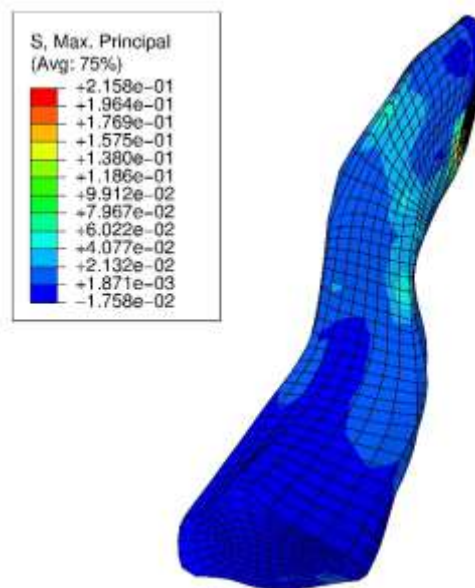


Figura 5.50 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCP com 0.1MPa de pré tensão aplicada

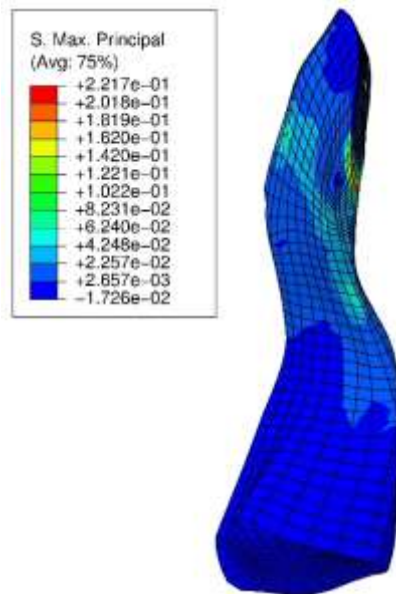


Figura 5.51 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCP com 0.25MPa de pré tensão aplicada

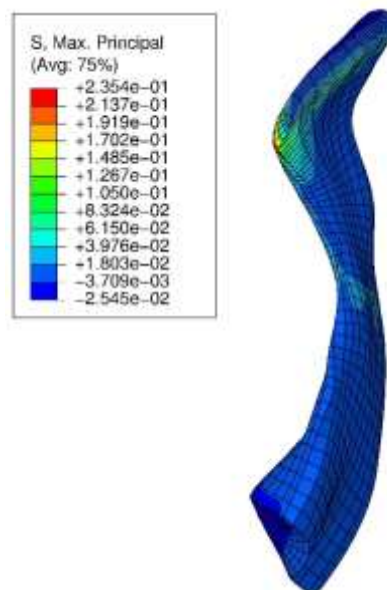


Figura 5.52 - Tensão máxima principal aplicada na matriz do LCP com 0.5MPa de pré tensão aplicada

Como seria espectável, as análises da tensão máxima principal nos ligamentos refletem todas a mesma ideia: Quanto maior a pré tensão aplicada nos ligamentos, maior a tensão máxima principal distribuída pelos elementos. Visto isto, entende-se que os ligamentos ficam funcionalmente mais

resguardados quando submetidos a menores valores de pré tensão, ou seja, sem pré tensão.

Através das figuras anteriormente analisadas torna-se possível elaborar uma relação entre os valores mais indicados de pré tensão de acordo com os correspondentes elementos.

Tabela 5 - Valores de pré tensão adequados aos diferentes elementos

| Elementos                  | Sem pré<br>tensão | Pré tensão<br>0.1 MPa | Pré tensão<br>0.25 MPa | Pré tensão<br>0.5 MPa |
|----------------------------|-------------------|-----------------------|------------------------|-----------------------|
| Menisco lateral            | X                 |                       |                        |                       |
| Menisco medial             |                   |                       | X                      |                       |
| Cartilagem Tibial Direita  |                   |                       | X                      |                       |
| Cartilagem Tibial Esquerda | X                 |                       |                        |                       |
| Cartilagem femoral         |                   |                       | X                      |                       |
| Ligamentos                 | X                 |                       |                        |                       |

A relação analisada transmite a ideia que não existe um valor ideal de pré tensão para todos os constituintes existentes na articulação do joelho. Em vez disso, existe uma gama de valores que pode ser considerada satisfatória que se encontra entre sem pré tensão e 0.25MPa. Posto isto, o valor intermédio analisado que respeita este intervalo é o de 0.1MPa

## 5.2 Momento de reação no nó de referência

Para as diferentes simulações efetuadas, foram elaborados gráficos que relacionam o momento de reação com a evolução da rotação do modelo geométrico tal como apresentado na figura 5.53.

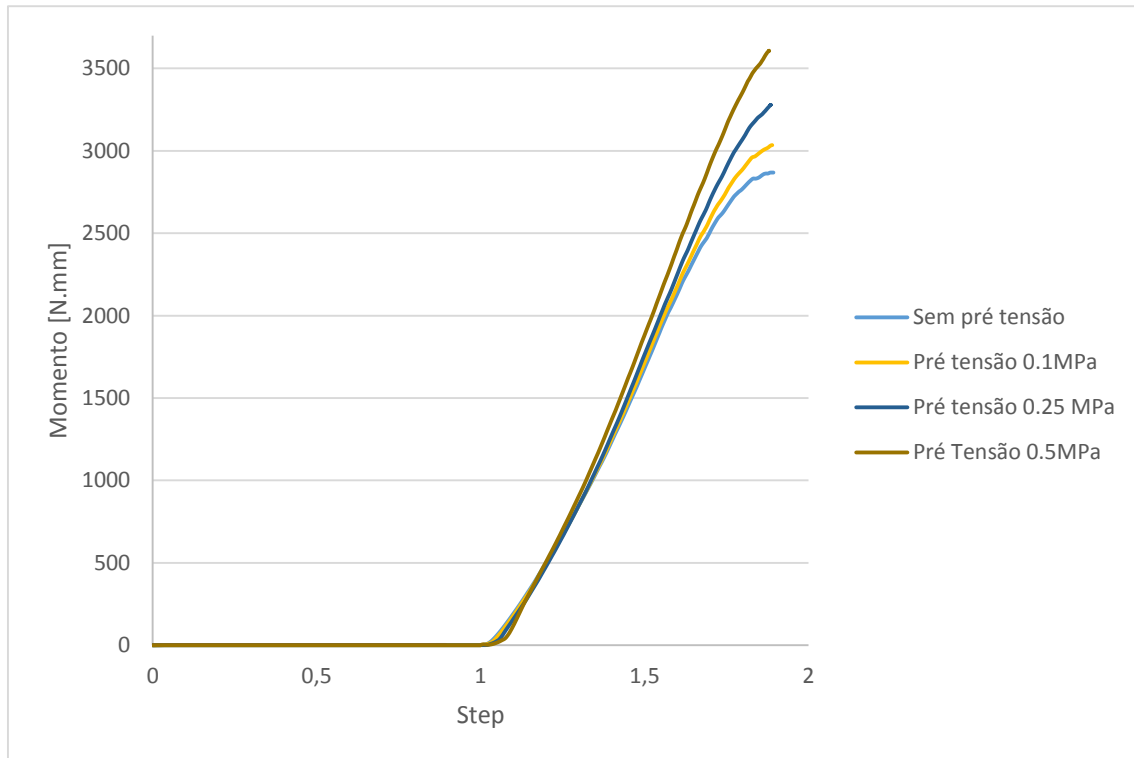


Figura 5.53 - Comparação entre o momento de reação no nó de referência das diferentes simulações estudadas

As simulações efetuadas dividem-se em duas etapas (steps): uma em que é aplicada a pré tensão com todos os graus de liberdade presos e a segunda etapa onde é inserida a rotação no nó de referência com todos os graus de liberdade soltos. Por esta razão, na figura 5.53 temos valores de momento nulos até começar a segunda etapa.

Recorrendo à informação transmitida pela figura 5.53, pode-se constatar que à medida que a pré tensão aplicada nos ligamentos aumenta, aumenta também o momento de reação no nó de referência 2749.



## 6. Conclusões e perspectivas de trabalhos futuros

Na presente dissertação foi utilizado o modelo geométrico desenvolvido no âmbito do projeto americano denominado *Open Knee Project*, sendo que as propriedades mecânicas foram obtidas e baseadas nas encontradas na literatura e foram aplicadas as respectivas condições fronteira. O estudo incidiu mais sobre a influência da pré tensão dos ligamentos no comportamento da articulação do joelho.

Primeiramente foi efetuada uma comparação entre ligamentos constituídos por fibras e por matriz com ligamentos constituídos apenas por uma só estrutura global. As propriedades dos diferentes elementos assim como as condições fronteira foram alteradas. Seguidamente foram efetuadas 4 simulações com diferentes valores de pré tensão: 0Mpa, 0.1Mpa, 0.25Mpa e 0.5Mpa. Através destas simulações foram extraídas tensões nos diferentes elementos assim como o momento de reação no nó de referência. Conseguindo-se provar que o valor ideal de pré tensão que deve ser aplicado no momento da reconstrução da articulação do joelho deve tomar valores próximos de 0.1MPa.

A biomecânica constitui uma área da engenharia mecânica com enormes potencialidades no que toca ao estudo do comportamento de estruturas biológicas. Apesar de poder parecer um processo simples, trata-se na realidade de um estudo muito detalhado e arbitrário; um estudo que vive muito da tentativa erro e conseqüente busca pela solução. Está por isso relacionado com um elevado conjunto de habilidades e conhecimentos inerentes ao programa e à própria experiência do indivíduo que o aplica.

Ao longo desta dissertação torna-se visível uma porção do que um estudo biológico baseado em elementos finitos é capaz de fazer. Como resultado, é possível simular a dinâmica do joelho, visualizar os esforços nele aplicados,

definir propriedades dos elementos assim como dos contactos entre os elementos, definir os graus de liberdade, experimentar potenciais movimentos causadores de lesões paralelamente a formas de as tratar ou evitar.

O objetivo principal desta tese é o estudo da influência da pré tensão nos ligamentos no comportamento do joelho e apesar de não se ter chegado a uma conclusão numérica irrefutável, é possível ter uma ideia das consequências que essa alteração pode desencadear no funcionamento do joelho humano assim como ter uma ideia do intervalo de valores mais indicado.

No caso de um futuro estudo, seria interessante melhorar o modelo geométrico utilizado, uma vez que o aqui analisado não inclui a fíbula; o que influência diretamente a forma como o ligamento colateral medial é acoplado e dessa forma o funcionamento de todo o sistema. Esta poderá ser a razão pela qual se consegue distinguir uma tendência para a concentração de tensões no lado medial da articulação do joelho; constituindo assim um possível motivo para erros. As deformações e os deslocamentos não foram abordados nesta dissertação pelo que seria interessante inclui-las num futuro estudo assim como simular comportamentos associados a lesões, próteses ou intervenções cirúrgicas de reconstrução.

## 7. Referências Bibliográficas

- [1] PEÑA E. Calvo B, “Estudio Biomecánico de la Articulación de la Rodilla: Aplicación al Análisis de Lesiones Meniscales y Ligamentosas y de la Cirugía Asociada”, Centro Politécnico Superior da Universidade de Zaragoza, Zaragoza, 2004;
- [2] L. Moore, Keith “Clinically Oriented Anatomy – 6<sup>th</sup> edition” – Philadelphia, Guanabara Koogan, 2010;
- [3] R. R. Seeley, “Anatomia & Fisiologia - 6ªEdição,” Idaho, McGraw-Hill , 2003;
- [4] H. Netter, Frank “Atlas de Anatomia Humana – 5ª edição” , Rio de Janeiro, Elsevier, 2011;
- [5] W. V. Vedi, “Meniscal movement,” J. Bone Joint Surg., vol. 81, 1999;
- [6] Limbert G, Taylor M, Middleton J. Three-dimensional finite element modelling of the human ACL: simulation of passive knee flexion with a stressed and stress-free ACL. J Biomech. 2004;
- [7] Abramowitch SD, Papageorgiou CD, Withrow JD, Gilbert TW, Woo SL.”The effect of initial graft tension on the biomechanical properties of a healing ACL replacement graft: a study in goats”. J Orthop Res. 2003;
- [8] Y. Y. Dhaher, T. H. Kwon and M. Barry, “The Effect of Connective Tissue Material Uncertainties on Knee Joint Mechanics under Isolated Loading Conditions,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 43, No. 16, 2010,
- [9] Á. F. M. Azevedo, “MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS,” Porto, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2003;

[10] C. Wan, "The Effect of the Variation in ACL Constitutive Model on Joint Kinematics and Biomechanics Under Different Loads: A Finite Element Study.," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 135; 2013

[11] A. Erdemir, "Open Knee: A ThreeDimensional Finite Element Representation of the Knee Joint. Open Knee User's & Developer's Guide.," Cleveland Clinic, Northeast Ohio, EUA, 2010;

[12] Junior M Trilha, Fancello E. Alberto, Roesler C. R. de Mello, More A. D. Ocampo, "Simulação Numérica tridimensional mecânica do joelho humano", Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina Trindade, Florianópolis, 2007;

[13]. Trilha MJ. "Construção e validação qualitativa de um modelo de elementos finitos para a simulação mecânica do joelho humano", Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina; 2006;