

Estudo Biomecânico da Articulação do Joelho

Helder Tiago Carriço Mata

Relatório da Tese de investigação
Orientador na FEUP: Prof. Renato Manuel Natal Jorge



Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Julho de 2009

Dedicatória

Ao longo da nossa vida são algumas as pessoas que nos marcam de uma forma ou de outra, e nos vão ajudando a construir ou a destruir aquilo que somos, sonhos, projectos de vida etc. E chegou aqui, esta é a altura de poder agradecer a quem ajudou a construir tudo o que esta materializado neste trabalho, e que representa um marco na minha vida.

Por tudo isto gostava de dedicar este trabalho:

Em primeiro lugar dedico à minha família, Pai, Mãe e irmã, que desde o primeiro dia até aos dias de hoje me souberam mostrar qual o caminho, e fosse qual fosse esse caminho souberam estar sempre lá, aquilo que hoje sou a Vós se deve, e como tal só poderia começar esta dedicatória por Vós.

Em segundo lugar gostava de dedicar a todos os companheiros de luta e que dia a dia, tal como eu vão ultrapassando as barreiras da vida, a todos aqueles que a luta nos tornaram companheiros destas lutas, e aqueles que já o eram, vos dedico este trabalho.

Por fim e como não poderia deixar de ser, dedico a todos os professores, que fizeram jus à profissão de professor, e que foram capazes de transmitir todo o seu conhecimento, e que tudo somado me proporcionou a oportunidade de realizar este trabalho, e tudo aquilo que este representa.

A todos, o meu muito obrigado

Resumo

Este trabalho realiza-se no âmbito da cadeira de tese de investigação que decorreu ao longo do corrente semestre no Instituto de Engenharia Mecânica (IDMEC), sobre a supervisão do Professor Renato Manuel Natal Jorge, e visa a realização de uma tese. Trabalho o qual assume extrema importância, já que este faz a ponte entre o fim deste ciclo académico, e o início da vida profissional. O tema da tese escolhido foi o estudo biomecânico da articulação do joelho. Esta escolha é justificada pelo facto da área onde se insere este trabalho, a biomecânica, área a qual, assume cada vez mais um papel fundamental para a compreensão de fenómenos associados à mecânica humana, e assim ajudar a responder a questões postas ao ser humano nos dias que correm.

O presente trabalho que está documentado neste relatório, permitiu a criação de um modelo a três dimensões para análise pelo método dos elementos finitos, tendo como ponto de partida um conjunto de exames de ressonância magnética a duas dimensões realizados à articulação em causa, e que possibilitaram desta forma, efectuar um conjunto de simulações das quais decorreram algumas conclusões.

Os resultados finais, e que permitiram retirar as respectivas conclusões, são um modelo 3D correspondente à articulação do joelho, ao qual se aplica o Método dos Elementos Finitos (MEF), permitindo obter os esforços, deslocamentos, tensões, entre outras grandezas consideradas relevantes a este estudo, sendo que, pela variação de aplicação do conjunto de forças e condições de fronteira inerentes ao MEF que tentam traduzir a realidade associada a esta estrutura, é possível simular o funcionamento desta articulação.

ABSTRACT: The Finite Element Method (FEM) is a mathematical tool that consists in the discretization of a continuous medium in small parts finite elements while maintaining the same properties of the original medium. To realize this type of analysis, a model of the structure analyzed is need. It is at this point, that this work makes sense, since this allows the creation of a 3D model, in this case the human knee joint, taking as its starting point a set of medical images of the structure to materialize in the model. These images are images medical MRI (Magnetic Resonance Imaging) is a medical technology that use a magnetic field and radio waves to obtain images of the body. Is a safe method of imaging that uses no ionizing radiation. The MRI has the ability to show the organs and tissues of the body with great detail. Generally, the MRI is the best test to study the brain, the column, the joints and soft tissues of the members and also has interest in the study of the heart, vessels and abdominal organs. The recent advances in image processing enhance its use as a way to respond to the needs of medicine today. The knee is an articulation of the human and other mammals, formed by the distal end of the femur, the proximal end of tibia and the patella. The knee has ligaments that stabilize the joint, aided by the meniscus (internal or external or medial and lateral), which help the stabilization of the knee, and cushion the impact on the cartilage. The knee is a complex, compound, condyloid variety of a synovial joint. It actually comprises three functional compartments: the femoropatellar articulation consists of the patella and the patellar groove on the front of the femur through which it slides; and the medial and lateral femorotibial articulations linking the femur, or thigh bone, with the tibia, the main bone of the lower leg. The joint is bathed in synovial fluid which is contained inside the synovial membrane called the joint capsule. The knee permits flexion and extension about a virtual transversal axis, as well as a slight medial and lateral rotation about the axis of the lower leg in the flexed position. The knee joint is called "mobile" because the femur and menisci move over the tibia during rotation, while the femur rolls and glides over the menisci during extension-flexion. The centre of the transverse axis of the extension/flexion movements is located where both collateral ligaments and both cruciate ligaments intersect. This centre moves upward and backward during flexion, because the distance between the center and the articular surfaces of the femur changes dynamically with the decreasing curvature of the femoral condyles. The total range of motion depends on several parameters such as soft-tissue restraints, active insufficiency, and hamstring tightness. In view of the biomechanics of the knee described above, this paper describes the creation of a 3D model valid through medical images, for analysis based on finite element method.

Agradecimentos

Agradeço à Dra. Thuane pela transmissão de conhecimento indispensável à iniciação e realização deste trabalho, bem como pela sua boa disposição e voluntarismo para o esclarecimento de toda e qualquer dúvida.

Agradeço à Eng.^a Carolina pela sua boa disposição apoio e disponibilidade na resolução de alguns problemas.

Agradeço à "Clínica Dr. Campos Costa" pelas imagens cedidas.

Agradeço também ao Dr. António Sousa e ao Dr. Frederico Raposo do Hospital de São João pelo contributo científico.

Por fim agradeço ao Professor Renato Natal Jorge não só pela orientação dada durante a realização deste trabalho, bem como por me dar a oportunidade de o realizar inserido nesta estrutura, por si criada e que para além de realizar um trabalho de grande valor, são um grupo de pessoas espectaculares com as quais dá gosto trabalhar.

Índice

1. Introdução.....	1
1.1. Objectivos	3
1.2. Biomecânica da articulação do joelho	3
1.2.1. Estado-da-arte.....	3
1.3. Morfologia do corpo humano.....	4
1.4. Descrição anatómica da articulação do joelho	5
1.5. Aquisição de estruturas da articulação.....	9
1.6. Método dos Elementos Finitos	10
2. Modelação da articulação.....	13
2.1. Aquisição e preparação das imagens de ressonância magnética	13
2.2. Criação do modelo.....	14
2.2.1. Ossos	14
2.2.2. Meniscos	17
2.2.3. Ligamentos cruzados	17
2.3. Validação anatómica do Modelo	18
3. Análise e simulação numérica do modelo.....	20
3.1. Tipos de análises.....	20
3.1.1. Análise Dinâmica/Estática	20
3.1.2. Análise Linear/Não Linear	20
3.2. Software utilizado.....	21
3.2.1. ABAQUS e MEF.....	22
3.3. ABAQUS/CAE.....	23
3.3.1. Módulos	24
3.3.1.1. Part	24
3.3.1.2. Property	24
3.3.1.4. Step.....	25
3.3.1.5. Interaction.....	25
3.3.1.6. Load.....	25

3.3.1.7.	Mesh.....	25
3.3.1.8.	Job	26
3.3.1.9.	Visualization	26
3.3.1.10.	Sketch.....	27
3.4.	Criação da simulação.....	27
3.4.1.	Importação do modelo	27
3.4.2.	Geração de malha	30
3.4.3.	Assembly.....	33
3.4.4.	Definição de propriedades.....	35
3.4.5.	Definição do Step	38
3.4.6.	Interaction	40
3.4.7.	Carregamento	44
3.4.8.	Condições de fronteira	46
3.4.9.	Job.....	50
4.	Apresentação e discussão de resultados.....	55
4.1.	Resultados obtidos no processo de criação do modelo.....	55
4.2.	Resultados obtidos no processo de simulação.....	57
4.2.1.	Simulação da rotação normal da articulação do joelho	57
4.2.2.	Simulação de lesões da articulação do joelho	64
4.2.2.1.	Simulação de lesão no LCA e menisco lateral	64
4.2.2.2.	Simulação de lesão no LCP e menisco medial	69
5.	Conclusões e perspectivas de trabalho futuro	74
6.	Referências	76
	ANEXO A: Output do <i>ABAQUS</i> das tensões Max principais no LCA	78
	ANEXO B: Output do <i>ABAQUS</i> das tensões Max principais no LCP	83
	ANEXO C: Output do <i>ABAQUS</i> das tensões Max. principais no LCA lesão	88
	ANEXO D: Output do <i>ABAQUS</i> das tensões Max. Principais no LCP lesão.....	89
	ANEXO E: Output do <i>ABAQUS</i> para a Rotação Femoral	90
	ANEXO F: Output do <i>ABAQUS</i> da Rotação Femoral lesões	95

1. Introdução

A anatomia foi tradicionalmente baseada na experimentação em animais e seres humanos com o objectivo de melhorar a compreensão sobre as estruturas biológicas. O domínio desta ciência permite aumentar a eficácia de procedimentos cirúrgicos e permite o desenvolvimento de novos métodos de tratamento de patologias do sistema músculo-esquelético.

O joelho é a maior e mais solicitada articulação do corpo humano, sendo composto pelos ossos fémur, tíbia, fíbula e rótula, acoplados por estruturas de suporte e estabilização como ligamentos, cápsula articular, meniscos e músculos. Devido à elevada solicitação mecânica a que é submetido na sua função de suporte, um grande número de lesões lhe está associada, tais como rompimentos totais e parciais dos ligamentos, fissuras e lesões nos meniscos, fracturas ósseas, entre outras.

Em termos cinemáticos, o joelho humano é um sistema articulado com 6 graus de liberdade (6 DOF – *degrees-of-freedom*), permitindo movimentos combinados e independentes de rotação e translação, sendo a flexão/extensão o principal movimento (rotação em torno do eixo x). Os demais graus de liberdade são as translações superior/inferior (translação ao longo do eixo z), medial/lateral (translação ao longo do eixo x) e anterior/posterior (translação ao longo do eixo y) e as rotações interna/externa (rotação em torno do eixo z) e abdução/adução (rotação em torno do eixo y). A Figura 1 apresenta um esquema destes graus de liberdade.

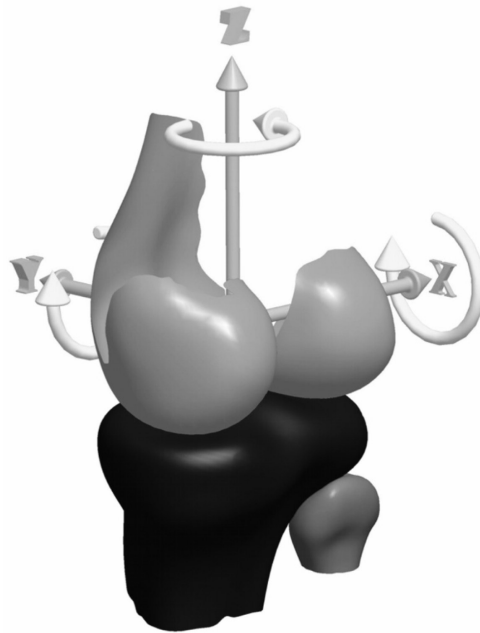


Figura 1 – Esquema dos graus de liberdade do joelho [11] 1

A funcionalidade biomecânica da articulação do joelho é governada pela complexa interacção entre os seus componentes: a rótula, a porção distal do fémur e porção proximal da tibia, os ligamentos cruzados, os ligamentos colaterais, cápsula sinovial, as cartilagens articulares e meniscos, e os músculos. Devido a uma complexa interacção entre os seus componentes, qualquer dano nesses pode levar a um desequilíbrio biomecânico natural do joelho e promover a deterioração de todo o sistema articular. As lesões ligamentares são muito vulgares em adultos, destacando-se as lesões no ligamento cruzado anterior, que ocorrem fundamentalmente em actividades desportivas e acidentes. Estudos indicam uma incidência de 0,03% de lesões no Ligamento Cruzado Anterior (LCA) ao ano na população dos Estados Unidos. Nestes casos, apesar de bons resultados clínicos serem alcançados logo após a cirurgia de reconstrução ligamentar, 20 a 25% dos indivíduos apresentam algum tipo de complicação pós-operatória, fenómenos estes que podem progressivamente causar danos a outras estruturas do joelho. De salientar que, as lesões nos ligamentos não dependem apenas de sobrecargas. Estudos já realizados indicam que variações hormonais possuem grande influência no mecanismo de ruptura dos ligamentos.

O LCA insere-se no fémur na área intercondilar posterior e na face medial do côndilo femoral lateral, e fixa-se à tibia na região intercondilar anterior. O ligamento cruzado posterior liga-se ao fémur na área intercondilar posterior na face lateral do côndilo femoral medial e na tibia na região intercondilar posterior, sendo que estes posicionamentos definem as suas funções. Na posição intermediária do movimento de flexão/extensão, os ligamentos auxiliam o acoplamento entre a tibia e o fémur e nas posições extremas da flexão/extensão actuam restringindo os deslocamentos antero-posteriores, sendo que o LCA actua na restrição no movimento de gaveta posterior (translação da tibia para trás) e o LCA no movimento de gaveta anterior. A reconstrução do LCA é um procedimento complexo, com muitas variáveis cirúrgicas envolvidas que afectam a capacidade do enxerto substituto do ligamento em restaurar a funcionalidade da articulação do joelho. Algumas dessas variáveis são estudadas com maior frequência, estando entre elas o posicionamento das fixações do enxerto aos ossos, o método de fixação, o material do enxerto e a pré-tensão dada ao enxerto no momento da fixação. A literatura porém apresenta frequentemente conclusões contraditórias. Alguns autores defendem que a pré-tensão do enxerto do LCA no momento da reconstrução deve ser pequena para minimizar o risco de ruptura do enxerto durante o uso, bem como reduzir as tensões de contacto nas superfícies articulares do joelho. Outros estudos defendem que uma grande tensão aplicada ao enxerto do LCA no momento da reconstrução seria benéfica para a estabilidade da articulação. Assim, apesar de um grande número de estudos *in-vitro* mostrarem que a pré-tensão dada ao enxerto do LCA no momento da fixação tende a afectar a

estabilidade normal da articulação do joelho, a maioria dos estudos relatam quase nenhuma diferença a longo prazo, indicando a ocorrência de um nivelamento das tensões nos enxertos, após certo tempo decorrido da intervenção cirúrgica, relacionado com o remodelamento do novo ligamento sobre o enxerto e o processo de necrose que ocorre no enxerto implantado.

Neste sentido, o conhecimento mais apurado da cinemática do joelho humano é muito importante para o estudo de tratamentos das patologias desta articulação [1].

1.1.Objectivos

A realização deste trabalho tem como objectivos:

- Criar um modelo 3D da articulação do joelho, a partir de imagens de ressonância magnética, no qual se reveja o mais fiel possível a morfologia desta articulação e que permita reproduzir a sua cinemática;
- Aplicar o método dos elementos finitos a esse modelo;
- Realizar simulações capazes de traduzir os esforços mecânicos impostos aos ligamentos durante o movimento de rotação do joelho;
- Realizar simulações de lesões meniscais e ligamentares.

1.2. Biomecânica da articulação do joelho

1.2.1. Estado-da-arte

A Biomecânica do sistema músculo-esquelético do corpo humano tem sido estudado ao longo de muitos anos de uma forma progressiva numa tentativa de compreender melhor o comportamento e as interacções entre os seus componentes. A articulação do joelho, quadril e discos intervertebrais são os componentes do corpo humano tradicionalmente estudados pela variabilidade e complexidade dos problemas que os afectam.

A articulação do joelho foi estudada mais em pormenor por Goodfellow [2] seguiram-se outros investigadores como Matthews [3], Huberti [4], até nomes mais actuais como Ahmed [5], que identificou as forças que actuam sobre esta articulação, Kampen [6], fez um estudo experimental sobre a cinemática da articulação, etc.

Numerosos estudos a nível computacional têm sido desenvolvidos para tentar traduzir o comportamento biomecânico da articulação do joelho, e permitindo perceber os problemas que afectam esta articulação. Eijden [7], Abdel-Rahman [8] e Andriacchi [9], Chan [10] e Beynnon [11] desenvolveram modelos analíticos do joelho no plano sagital para estudar o efeito dos ligamentos no controle das forças e na cinemática da articulação. Bendjaballah [12] realizou um modelo do joelho tridimensional utilizando elementos finitos [13].

1.3. Morfologia do corpo humano

A posição anatómica é uma convenção adoptada em anatomia para descrever as posições espaciais dos órgãos, ossos e demais componentes do corpo humano. Na posição anatómica, o corpo estudado deve ficar erecto (de pé), calcanhares unidos, com os olhos orientados para o horizonte, os pés também apontados para frente e perpendiculares ao restante do corpo, braços estendidos e apoiados ao tronco e com as palmas das mãos voltadas para frente (os dedos estendidos e unidos). De notar que não é a posição normal dos braços, que normalmente ficariam em torção mais ou menos medial (com as palmas voltadas para o corpo).

O corpo humano na posição anatómica pode ser dividido em planos [14]:

- O plano medial, sagital ou sagital medial passa através do eixo mais longo que cruza o corpo, dos pés até a cabeça; este plano separa o corpo em antímeros direito e esquerdo. O que quer que esteja situado próximo a este plano é chamado medial, e o que está longe dele, lateral.
- O plano frontal ou plano coronal passa também pelo eixo maior (dos pés à cabeça), mas é perpendicular ao plano medial, separando a frente do corpo, ou ventre, da parte de trás, ou dorso. Algo em posição à frente do plano frontal é chamado anterior, ao passo que algo situado atrás desse plano é chamado posterior.
- O plano horizontal, transverso ou axial atravessa o eixo menor do corpo, do dorso até ao ventre, isto é, da posição posterior para a anterior. Denomina-se em superior e em inferior.

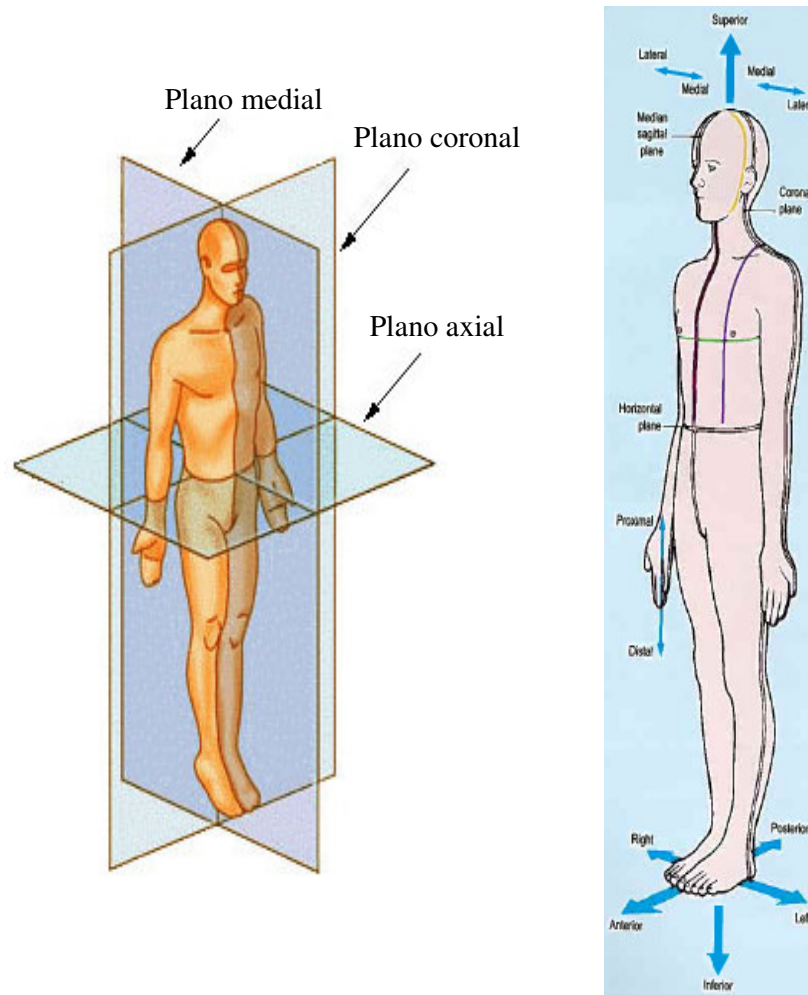


Figura 2 – Posição anatômica e termos utilizados na descrição anatômica

1.4. Descrição anatômica da articulação do joelho

O joelho é uma articulação do corpo humano e de outros mamíferos, e é possivelmente a articulação que mais sofre no aparelho locomotor. É formada pela extremidade distal do fêmur, pela extremidade proximal da tíbia e pela rótula. O joelho ainda possui ligamentos que estabilizam a articulação, auxiliados pelos meniscos (interno ou medial e externo ou lateral), que estabilizam o joelho, e amortecem os impactos sobre as cartilagens (Figura 3). O conjunto está imerso em líquido sinovial, que está contido dentro da membrana sinovial [15].

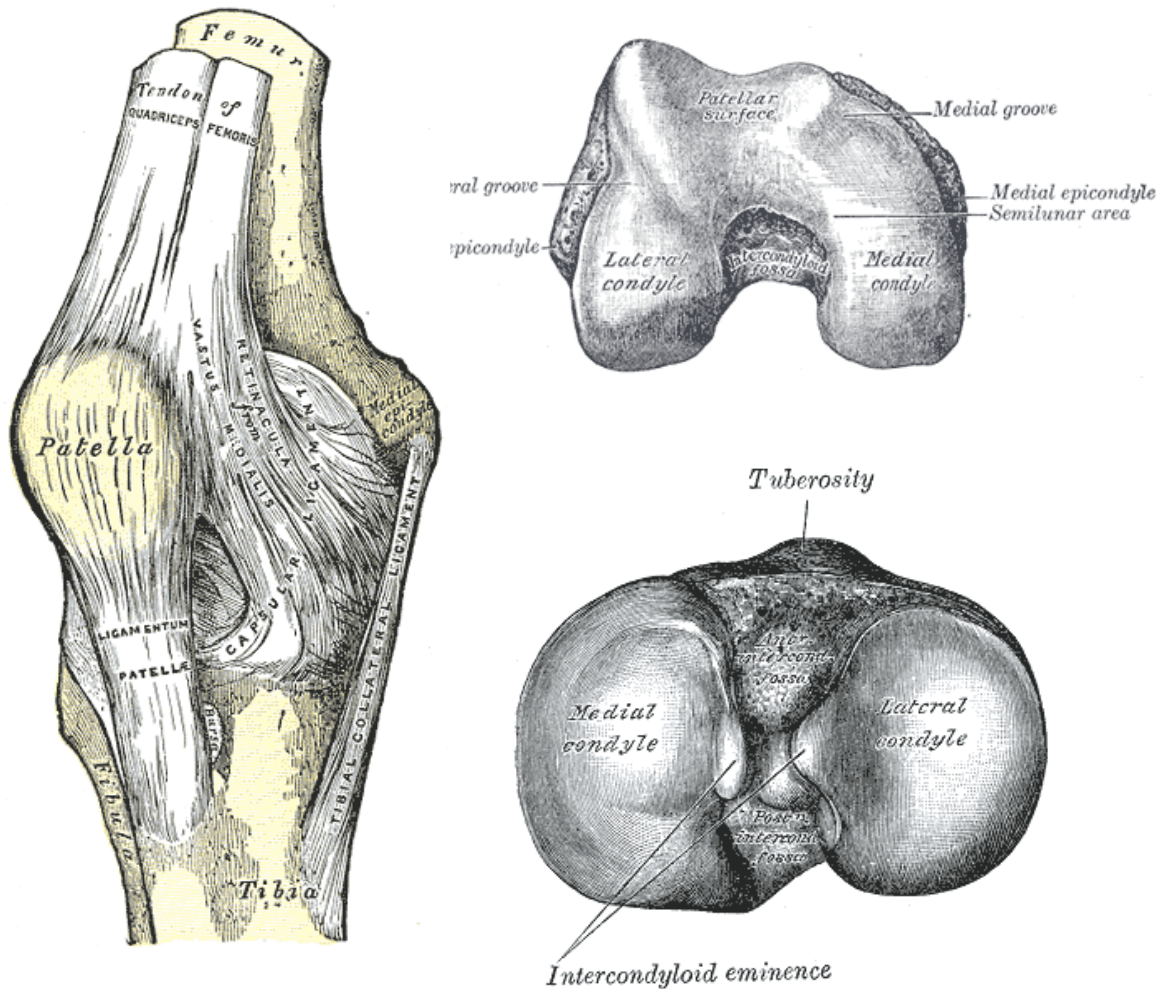


Figura 3 – Modelo anatómico do joelho

A articulação do joelho é uma articulação sinovial complexa. Na verdade ela possui duas articulações separadas:

- A articulação fêmoro-patelar consiste na rótula, um osso sesamóide que reside no interior do tendão do músculo anterior da coxa (músculo quadríceps femoral), e na superfície patelar na frente do fémur, na qual ele desliza.
- A articulação fêmoro-tibial liga o fémur (osso da coxa) à tibia, o principal osso da perna.
- A articulação é banhada por um fluido sinovial viscoso, que está contido dentro da membrana sinovial.

O escavamento atrás do joelho é conhecido como fossa poplítea.

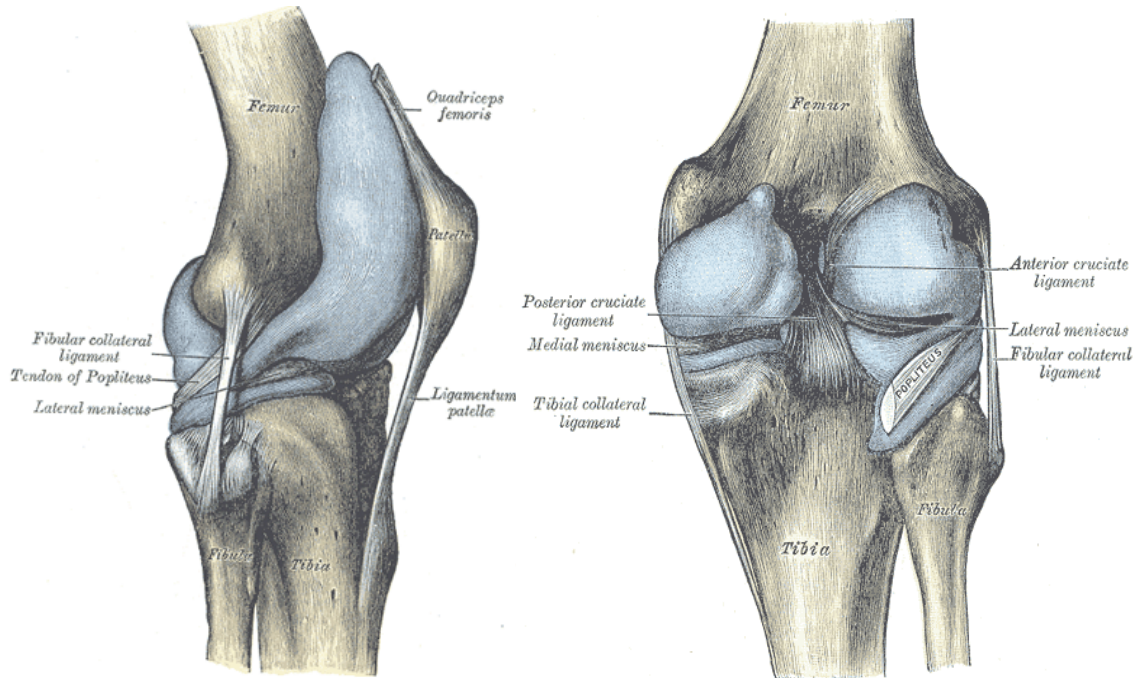


Figura 4 – Modelo anatómico do joelho

Esta articulação realiza a função de "dobradiça", que regula a altura do tronco em relação ao solo, sendo-lhe exigida muita mobilidade. Por outro lado, a sua posição intermédia entre os dois ossos mais longos do corpo humano (fémur e tibia), faz com que sejam impostas sobre a articulação resultantes de forças de elevado valor, o que exige uma enorme necessidade de estabilidade. Estas duas funções são contraditórias em termos de biomecânica, pois quanto maior for a mobilidade, menor será a estabilidade e vice-versa, sendo isso válido para qualquer articulação do corpo humano. Devido a este facto, o joelho possui estruturas de alto grau de complexidade anatómica e funcional. Na estabilidade desta articulação, existem duas subdivisões principais: a estabilidade estática, dada principalmente pelos ligamentos, e a estabilidade dinâmica dada pelos músculos. Numa situação de normalidade, há uma harmonia no desempenho de ambas funções, onde ligamentos e músculos dividem forças [16].

Este trabalho aborda a estabilidade estática, sendo que nesta abordagem é fundamental conhecer quais as estruturas que conferem a esta articulação a tal estabilidade estática, e que não são mais que o conjunto apresentado na Figura 5, de ossos, ligamentos, cartilagens e meniscos.

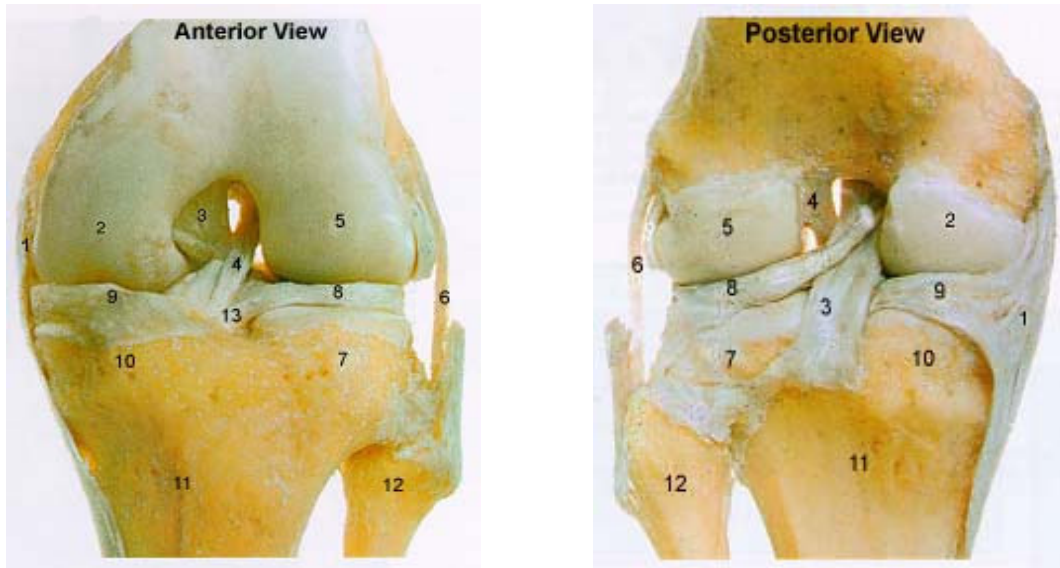


Figura 5 – Estruturas anatômicas do joelho [17]

- | | |
|--------------------------------|-----------------------------|
| 1. Ligamento colateral tibial | 8. Menisco lateral |
| 2. Côndilo medial do fêmur | 9. Menisco medial |
| 3. Ligamento cruzado posterior | 10. Côndilo medial da tibia |
| 4. Ligamento cruzado anterior | 11. Tíbia |
| 5. Côndilo lateral do fêmur | 12. Fíbula |
| 6. Ligamento colateral fibular | 13. Ligamento transversal |
| 7. Côndilo lateral da tibia | |

Ligamentos e tendões são tecidos conectivos densos, constituídos por poucas células, chamadas de fibroblastos, imersas numa grande matriz intercelular, correspondente a cerca de 80% do volume total dos ligamentos. Essa matriz é formada aproximadamente por 70% de água e 30% de material sólido. Colágeno tipo I, III e V, glicoproteínas e elastina representam a maior parte deste material sólido.

Os meniscos são cartilagens presentes na articulação do joelho, entre os côndilos do fêmur e da tibia e têm a função de diminuir o impacto e promover a adaptação (melhorar o encaixe) entre as faces articulares do fêmur e da tibia. São dois meniscos, um medial e outro lateral, ambos localizados acima da tibia. Têm o formato de meia-lua, com uma divisão em corno anterior, corpo e corno posterior. Como cartilagem, apresentam poucos vasos sanguíneos, o

que dificulta sua capacidade de regeneração, caso sofram alguma lesão. Uma vez lesionados, dificilmente se recuperam espontaneamente [1].

1.5. Aquisição de estruturas da articulação

Os recentes avanços no tratamento de imagem, melhoraram a sua utilização como forma de conseguir responder às necessidades de observação de estruturas de partes do corpo humano. A ressonância magnética (RM) é uma tecnologia de imagem médica, que usa um campo magnético e ondas de rádio para obter imagens do corpo. Constitui um método de imagem seguro, que não utiliza radiações ionizantes. Este exame tem a capacidade de mostrar os órgãos e tecidos do corpo com grande detalhe. Geralmente, a ressonância magnética é o melhor exame para estudar o cérebro, a coluna, as articulações e tecidos moles dos membros e também é interessante para analisar o coração, vasos e órgãos abdominais. Como é visível na Figura 6, pelas imagens de RM, são identificáveis diversas estruturas que formam as diferentes partes do corpo humano, tornando possível a criação de modelos para análise pelo método dos elementos finitos, como é o caso deste trabalho.

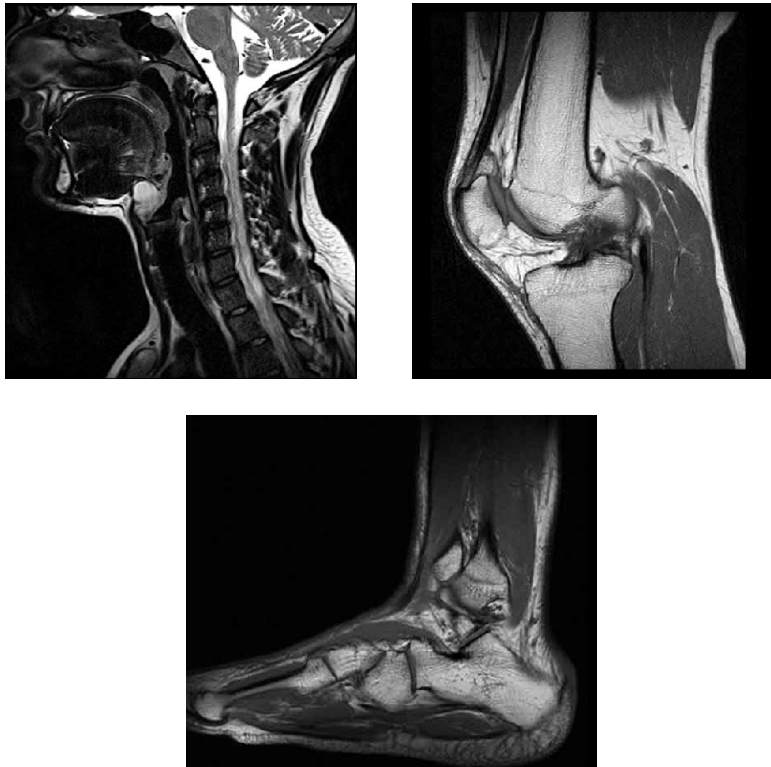


Figura 6 – Imagens de ressonância magnética (RM)

1.6. Método dos Elementos Finitos

O Método dos Elementos Finitos (MEF) teve as suas origens no final do século XVIII, quando Gauss propôs a utilização de funções de aproximação para a solução de problemas matemáticos. Durante mais de um século, diversos matemáticos desenvolveram teorias e técnicas analíticas para a solução de problemas, entretanto, pouco se evoluiu devido à dificuldade e à limitação existente no processamento de equações algébricas. O desenvolvimento prático desta análise ocorreu somente muito mais tarde em consequência dos avanços tecnológicos, por volta de 1950, com o aparecimento dos computadores. Isto permitiu a elaboração e a resolução de sistemas de equações complexas. Em 1956, Turner, Clough, Martins e Topp, trabalhando num projecto de aeronaves para a Boeing, em que propuseram um método de análise estrutural, similar ao MEF. Mais tarde, em 1960, estes autores utilizaram pela primeira vez o nome de Método dos Elementos Finitos, descrevendo-o. Desde então, o seu desenvolvimento foi exponencial, sendo aplicado em diversas áreas da Engenharia, Medicina, etc [18].

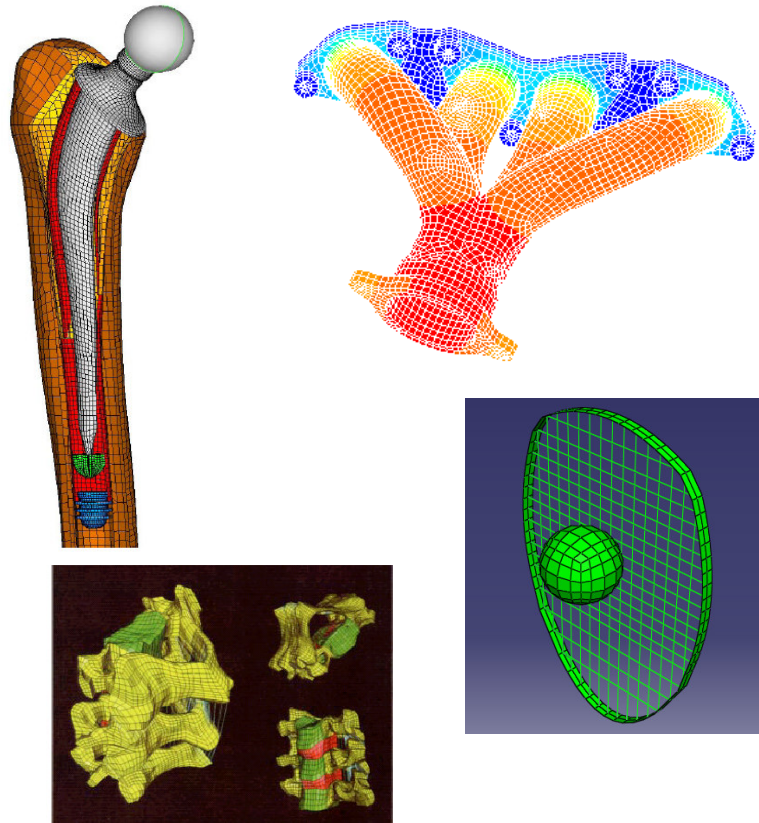


Figura 7 – Exemplos de aplicação do método dos elementos finitos

Em linhas gerais, pode-se definir o MEF como um método matemático, no qual um meio contínuo é discretizado (subdividido) em elementos. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados.

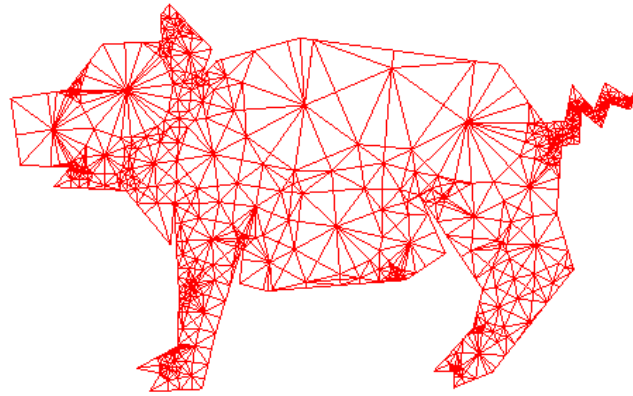


Figura 8 – Descretização por elementos finitos

No Método dos Elementos Finitos, o domínio a ser analisado é dividido em sub – domínios, ou elementos finitos, os quais se interceptam num número determinado de pontos ou nós. Os elementos finitos podem ser unidimensionais, bidimensionais e tridimensionais, dependendo do problema em questão. Os elementos podem ainda ser considerados de geometria simples ou complexa, como por exemplo:

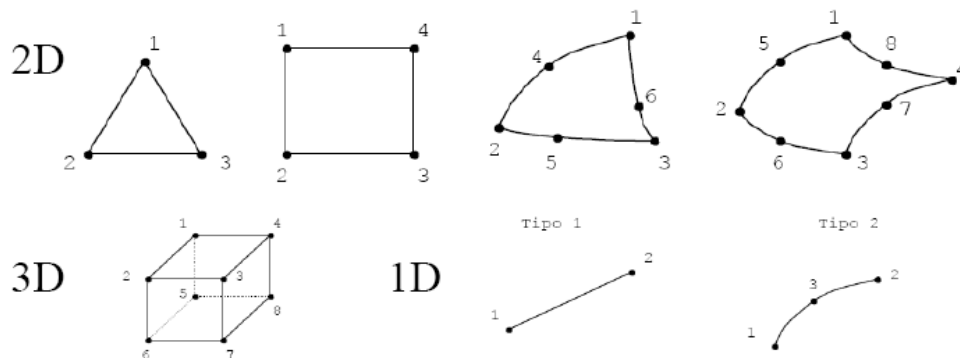


Figura 9 – Tipo de elementos finitos

De salientar que aquando da discretização, a geometria discretizada não é necessariamente idêntica à geometria real, como, por exemplo, o indicado na Figura seguinte.



Figura 10 – Discretização por elementos finitos

Os elementos curvos e triangulares representam melhor as geometrias arbitrárias. Por outro lado, os elementos triangulares são pouco eficientes em termos de graus de liberdade. Em geral são necessários muito menos elementos curvos para representar adequadamente a geometria de uma estrutura. Por estas razões os elementos quadriláteros curvos são aconselhados. Por vezes é necessário usar elementos diferentes na mesma discretização para melhor representar a geometria. É conveniente que na discretização os elementos tenham dimensões semelhantes e proporcionais. A discretização transforma o problema contínuo de número infinito de graus de liberdade num problema discreto com um número finito de graus de liberdade, que são, em geral, os valores das variáveis de campo e suas derivadas nos nós do sistema. Uma vez estabelecido o modelo do elemento finito (geometria, nós, graus de liberdade, funções interpoladoras), as matrizes do elemento podem ser desenvolvidas.

É por toda esta versatilidade de aplicabilidade do MEF já tantas vezes explorada, que este método vai ser mais uma vez utilizado neste trabalho para análise da articulação do joelho. Para tal, foi usado o software comercial *ABAQUS* que se baseia no MEF e que permite simular o comportamento real da biomecânica da articulação do joelho.

2. Modelação da articulação

Neste capítulo será descrita toda a metodologia para a criação do modelo da articulação do joelho, a partir de imagens de ressonância. Este modelo será de seguida usado para uma análise pelo MEF, o que faz desta fase o ponto de partida e a base deste trabalho.

2.1. Aquisição e preparação das imagens de ressonância magnética

O modelo é construído, a partir de um conjunto de imagens RM, tal como foi dito anteriormente, imagens estas do plano axial da articulação em formato DICOM e que foram posteriormente convertidas no formato JPEG, todas com as mesmas dimensões.

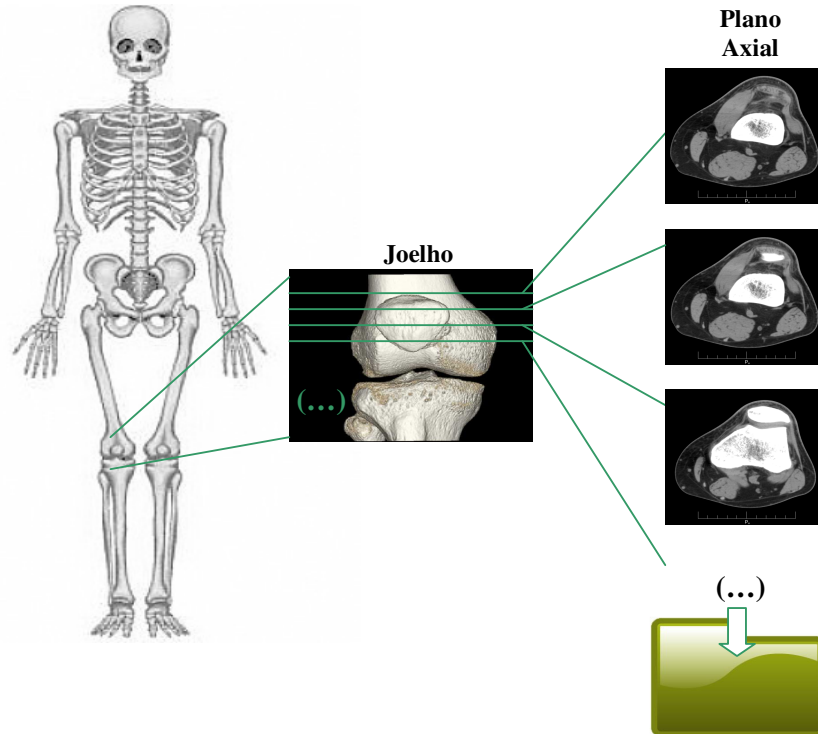


Figura 11 – Representação esquemática de aquisição das imagens

Neste processo são utilizados dois softwares o *eFilm Workstation* para visualização e selecção de imagens fornecidas em formato DICOM, e o *Microsoft Office Picture Manager* para converter as imagens no formato JPEG, e de igual tamanho. Neste modelo foram apenas representados dois ossos, o fémur e a tíbia. Posto isto, para a definição do modelo do fémur foram usadas 31 imagens, e para o da tíbia 30.

2.2. Criação do modelo

2.2.1. Ossos

Após a preparação das imagens pode iniciar-se o processo de construção do modelo. Assim, o processo inicia-se utilizando um software CAD (Computer Aided Design), tendo sido usado neste trabalho o *Inventor*, onde é criado um conjunto de planos paralelos, separados de acordo com o valor pelo qual as imagens de ressonância foram obtidas (Figura 12).

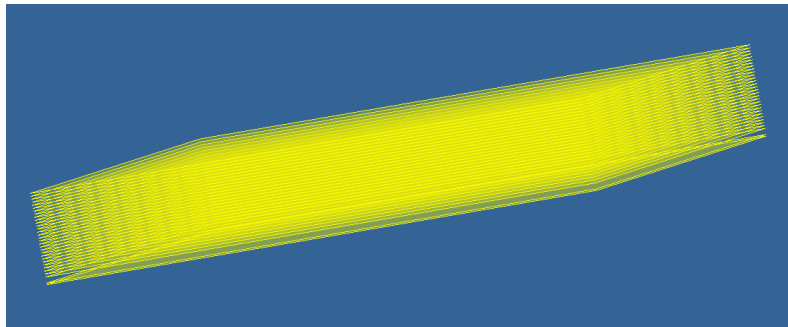


Figura 12 – Planos que vão conter as imagens

Neste trabalho foram utilizadas três distâncias entre planos; 1mm, 2mm e 3mm, dependendo do grau de definição necessária para cada ponto da articulação em questão. Ou seja, a distância de 1mm foi utilizada na zona da articulação propriamente dito, enquanto as distâncias de 2mm e 3mm foram usadas mais na extensão dos ossos, que não precisam de tanta definição. De salientar que estas distâncias foram definidas aquando da realização do exame de ressonância. Em cada um desses planos será colocada uma imagem de forma sequencial até totalizar o número de imagens para cada osso (Figura 13).

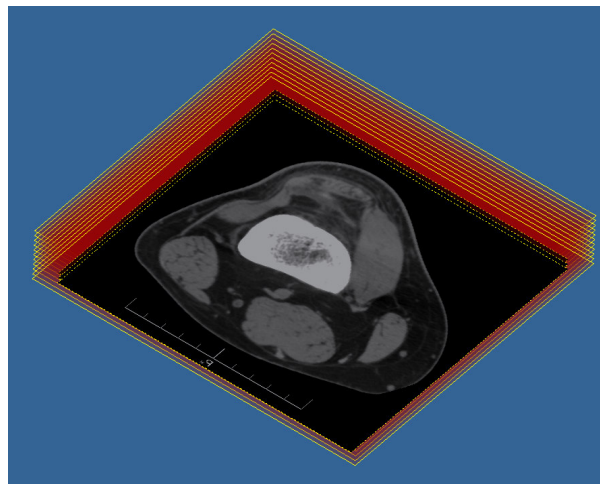


Figura 13 – Colocação das imagens

Em seguida é efectuado o contorno em torno da estrutura a modelar, tal como é visível na Figura 14, com contornos de cor verde. O processo é repetido em cada imagem sobre cada estrutura a modelar, neste caso na Figura 14 mostra-se a criação do modelo para o fémur.

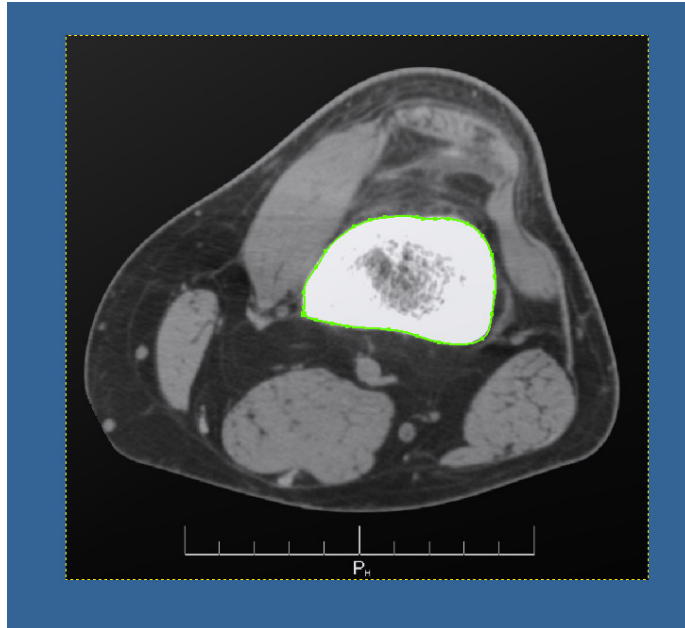


Figura 14 – Contorno da estrutura a modelar

Esta fase assume um papel determinante no resultado final, que será o modelo, já que depende muito da capacidade de quem realiza o contorno do ponto de vista de conseguir contornar os limites da estrutura, que neste caso são bastante irregulares. Após o contorno efectuado em algumas imagens, o aspecto é o visível na Figura 15.

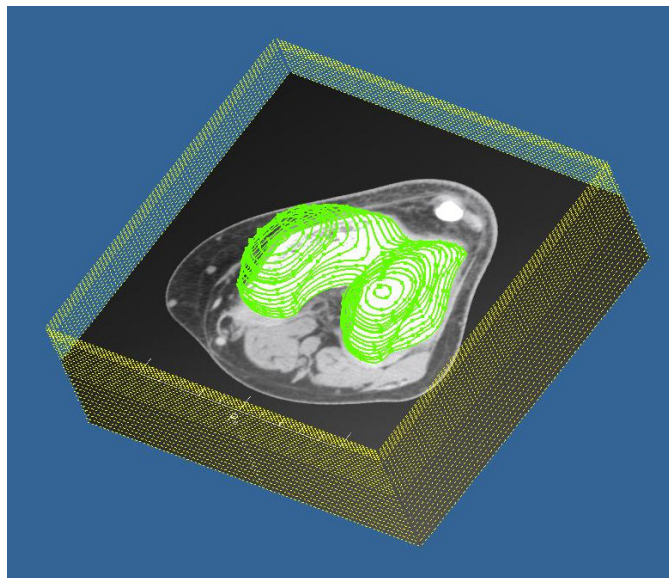


Figura 15 – Exemplo do contorno efectuado em algumas imagens

Finalmente, para obter um modelo 3D é necessário executar um Loft. Esta etapa define-se como sendo a criação de um modelo sólido utilizando como caminho cada esboço criado em cada imagem.

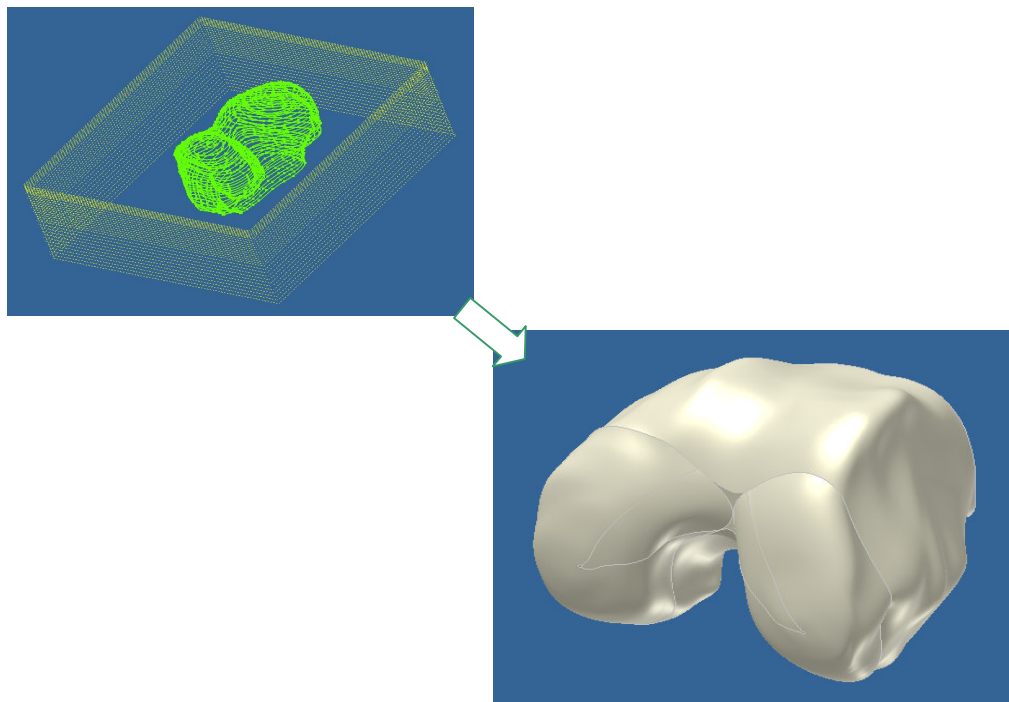


Figura 16 – Finalização da criação do modelo do fêmur

O mesmo processo foi repetido para a obtenção do modelo para a tíbia (Figura 17).

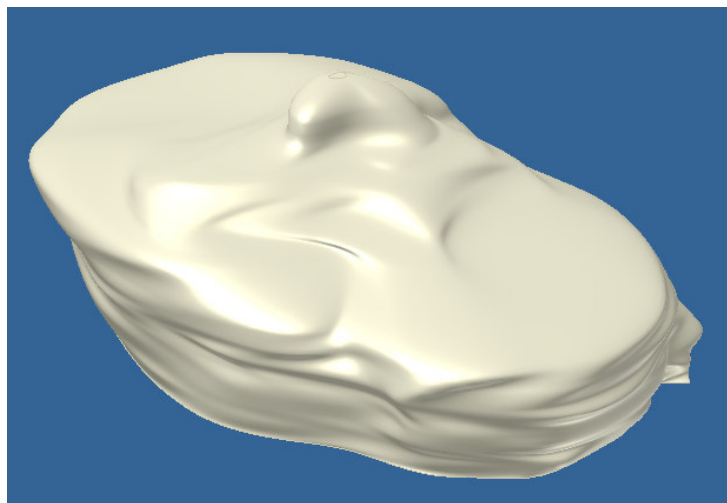


Figura 17 – Modelo criado da tíbia

O resultado da aplicação deste processo conduz a algumas irregularidades na superfície do sólido, que na maioria dos casos, têm de ser suavizadas para uma possível análise pelo método dos elementos finitos.

2.2.2. Meniscos

Os meniscos pelo importante papel que representam na biomecânica desta articulação têm de estar representados neste modelo, no entanto não é fácil criar uma representação destes pelo método usado para os ossos, pela sua complexa morfologia, como tal tentou criar-se um modelo aproximado, (Figura 18).

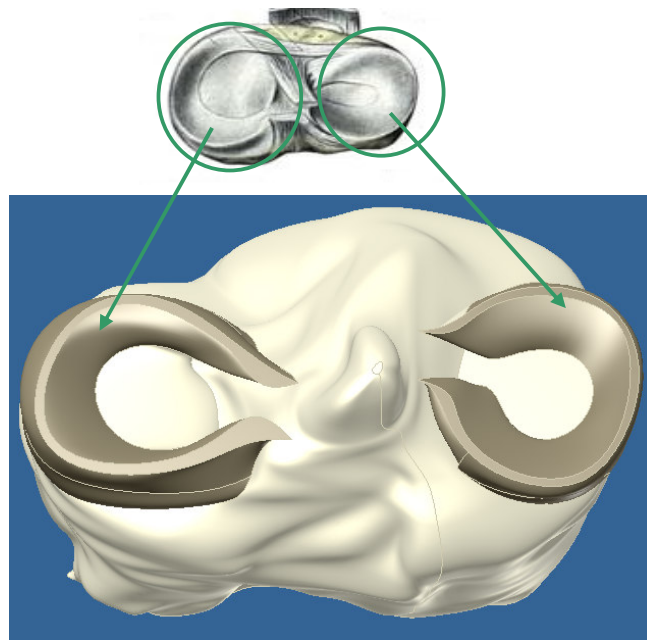


Figura 18 – Modelo criado dos meniscos

2.2.3. Ligamentos cruzados

Tal como para os meniscos, optou-se por criar uma estrutura que se aproxime da estrutura real pelo elevado grau de complexidade que esta possui, tal é visível na figura 19.

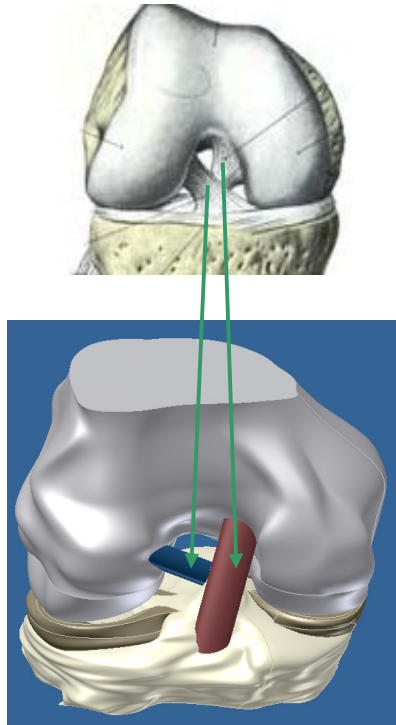


Figura 19 – Modelo dos Ligamentos Cruzados

2.3. Validação anatômica do Modelo

Chegado a esta fase foi conveniente proceder à validação do modelo, apesar de já ter sido comparado anteriormente com alguns modelos anatômicos. De lembrar que também faz sentido comparar o modelo com as estruturas reais.

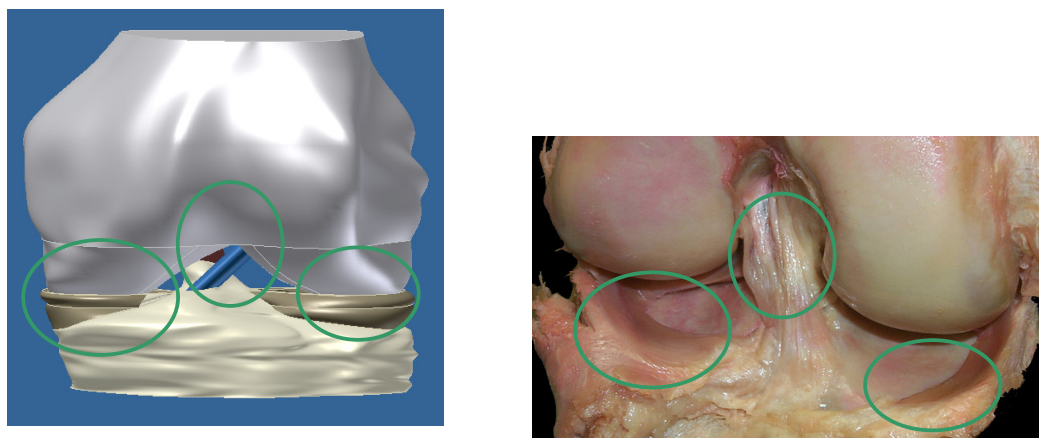


Figura 20 – Estruturas modeladas (vista anterior) vs. Estruturas reais (vista anterior)

Nestas figuras estão assinalados alguns pontos relevantes na morfologia de cada estrutura modelada com uma estrutura real semelhante. É visível nas figuras 20, 21, 22 e 23, a

semelhança entre as estruturas modeladas e as estruturas reais que constituem a articulação, e que tornam possível a validação deste modelo, e por conseguinte, prosseguir para a fase seguinte, a análise por elementos finitos.

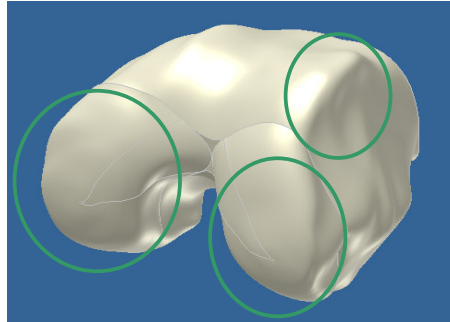


Figura 21 – Modelo do fémur

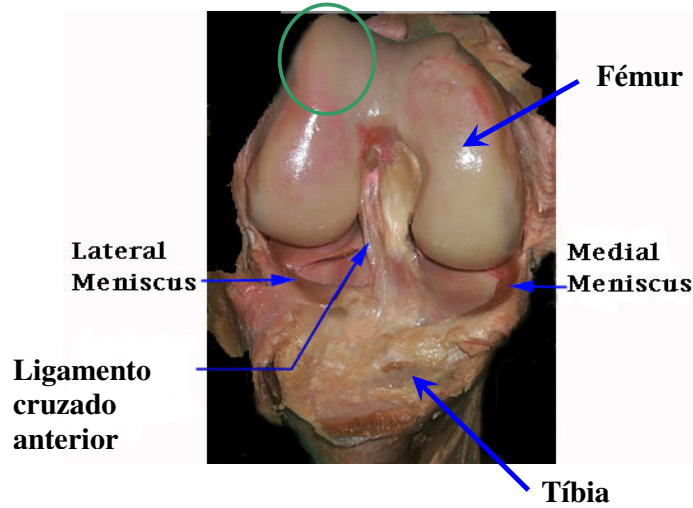


Figura 22 – Estrutura real

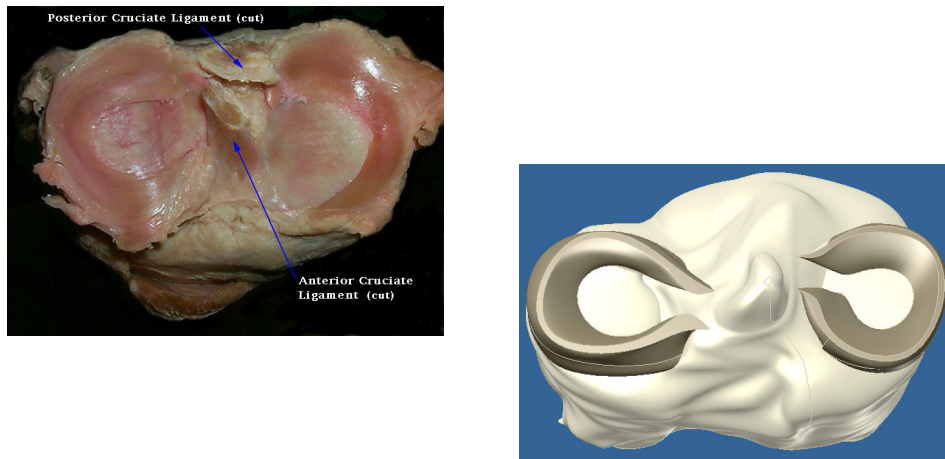


Figura 23 – Modelo dos Meniscos vs. Estrutura real

3. Análise e simulação numérica do modelo

Modelada a articulação, há que proceder à segunda parte deste trabalho, a análise pelo método dos elementos finitos. Para proceder a esta análise foi usado o software *ABAQUS*. Este software não só permite a aplicação do método dos elementos finitos, como também permite, pela sua versatilidade, a realização de um conjunto de simulações que tendem a traduzir a realidade.

3.1. Tipos de análises

Quando se pretende analisar uma estrutura, qualquer que seja o tipo de estrutura, a primeira questão que se deve colocar, é relativa à geometria, e com o tipo de análise a efectuar. O modo como o MEF é formulado e aplicado depende em parte das simplificações que dizem respeito a cada tipo de problema. Estas simplificações poderão ser feitas em certa medida pelo tipo de análise a efectuar. As análises podem ser de diferentes tipos, salientando-se:

- Análise dinâmica;
- Análise estática;
- Análise linear;
- Análise não linear;

3.1.1. Análise Dinâmica/Estática

A dinâmica está presente em quase todos os tipos de estruturas devido à presença das forças de inércia associadas às acelerações a que cada componente da estrutura está sujeito. Devido a esse facto seria de esperar que qualquer análise estrutural tenha em consideração os efeitos dinâmicos. No entanto, em certos casos, é possível considerar que estas acções dinâmicas são aplicadas de um modo suficientemente lento, ou seja, considerar uma análise estática o exemplo deste trabalho.

3.1.2. Análise Linear/Não Linear

Na análise de uma estrutura, é habitual considerar-se que os deslocamentos provocados pelas acções exteriores são muito pequenos quando comparados com as dimensões dos

componentes da estrutura. Nestas circunstâncias admite-se que não existe influência da modificação da geometria da estrutura na distribuição dos esforços e das tensões, i.e., todo o estudo é feito com base na geometria inicial não deformada. Se esta hipótese não for considerada, a análise é designada não linear geométrica. É também frequente considerar que, ao nível do material que constitui a estrutura, a relação entre tensões e deformações é linear, caso contrário ter-se-á que recorrer a algoritmos específicos de análise não linear.

3.2. Software utilizado

Hoje em dia, é muitas vezes necessária a realização da simulação do comportamento de um produto por quem produz, ou na busca de respostas a determinados problemas, por quem investiga. O *ABAQUS* permite a realização destas simulações de uma forma versátil e válida, tendo como base o MEF, sejam quais forem as necessidades dos seus utilizadores.

Antes de se iniciar a apresentação da implementação da articulação estudada, será feita uma abordagem genérica ao software de elementos finitos utilizado, *ABAQUS v6.7-1*. Esta abordagem introdutória é relativa a alguns tópicos e constantes relativas a este software, e que vão tornar mais fácil a compreensão a descrição do modelo implementados.

A análise feita em *ABAQUS* pode dividir-se em três fases: Pré-processamento, simulação, e pós-processamento. Estes três estágios são ligados entre si por meio de ficheiros, Figura 24:

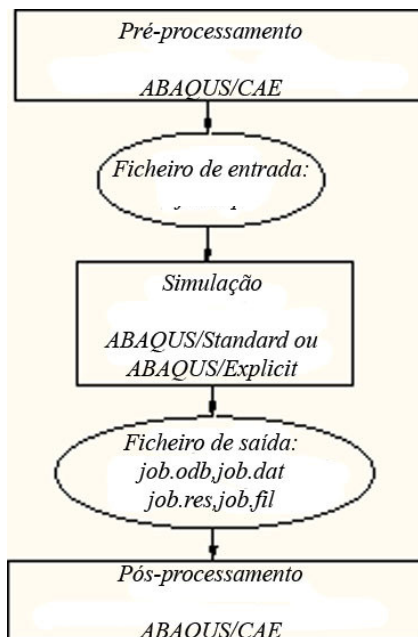


Figura 24 – Fase de processamento em *ABAQUS*

- *Pré-processamento (ABAQUS/CAE)*: Neste estágio define-se o modelo do problema físico e cria-se um ficheiro de entrada de *ABAQUS*. O modelo geralmente é criado graficamente usando o *ABAQUS/CAE*; todavia, neste caso o modelo já esta criado será apenas importado para o programa.
- *Simulação (ABAQUS)*: A simulação funciona normalmente como um processo de *background*, correspondendo ao estágio onde o *ABAQUS* resolve o problema numérico definido no modelo. Os ficheiros de saída incluem, por exemplo, os deslocamentos e as tensões que são armazenados nos ficheiros binários prontos para o pós-processamento. Dependendo da complexidade do problema a analisar e da capacidade do computador que se está a utilizar, uma simulação pode durar segundos ou até mesmo dias até estar concluída.
- *Pós-processamento (ABAQUS/CAE)*: Depois da simulação ter terminado podemos avaliar os resultados dos deslocamentos, tensões, ou outras variáveis fundamentais que foram calculadas. O módulo de visualização, que lê o ficheiro binário da base de dados de saída, tem uma variedade de opções para representar os resultados, incluindo gráficos de contornos a cores, animações, gráficos da estrutura deformada, etc.

3.2.1. ABAQUS e MEF

Aquando da aplicação do método dos elementos finitos estes passam a definir a geometria básica da estrutura física a ser modelada. Cada elemento no modelo representa uma parcela discreta da estrutura física, e são ligados entre si por nós partilhados. As coordenadas dos nós e a conexão dos elementos compreendem a geometria do modelo. A totalidade dos elementos e dos nós de um modelo constitui uma malha de elementos. A malha não é mais que uma aproximação da geometria do modelo criado, materializada tal como foi dito pela totalidade dos elementos e nós.

O tipo de elemento, a forma, e a posição, bem como o número total dos elementos usados na malha, malha mais refinada ou menos refinada afectam os resultados obtidos e o tempo de processamento de cada análise. Teoricamente quanto maior a densidade da malha, isto é, quanto maior for o número de elementos na malha, melhor será o resultado obtido. Isto justifica-se pelo facto de quando existe um maior refinamento da malha, os resultados da análise convergem para uma solução única, no entanto o tempo de processamento dispendido pelo computador para a análise aumenta. De notar que a solução obtida a partir do modelo

numérico (pelo MEF) é geralmente uma aproximação da solução do problema físico que se está a simular.

3.3. ABAQUS/CAE

ABAQUS/CAE é o ambiente do *ABAQUS* que permite de uma forma inter-activa a criação de modelos, a monitorização dos trabalhos, e a visualização dos resultados.

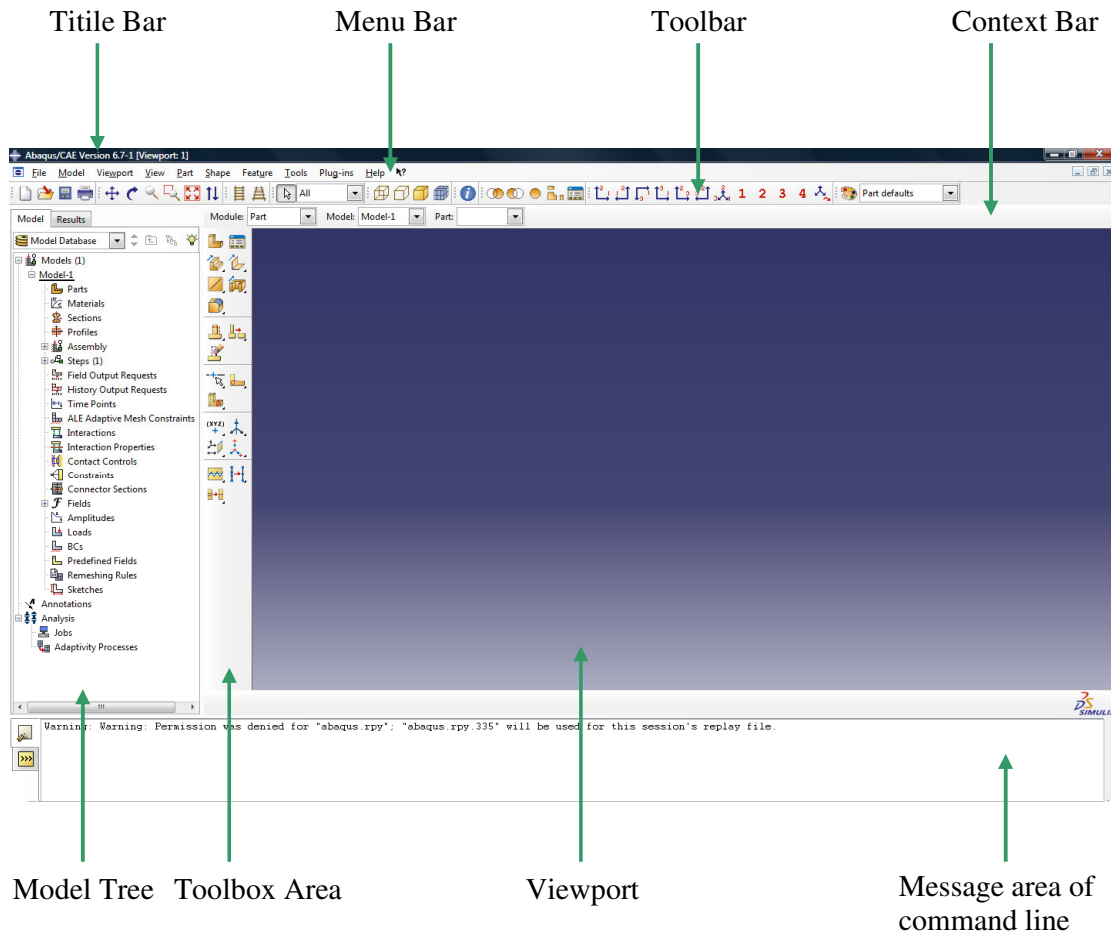


Figura 25 – Janela principal ABAQUS/CAE

O *ABAQUS/CAE* está dividido em módulos, onde cada módulo define um aspecto lógico do processo de modelação como, por exemplo, a definição da geometria (*Part*), definição das propriedades dos materiais (*Property*) e geração de malhas (*Mesh*) Figura 26.

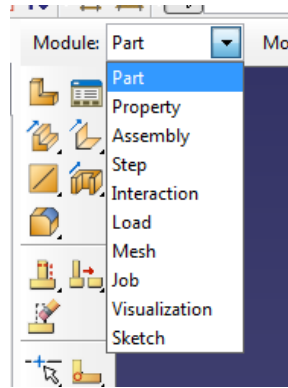


Figura 26 – Módulos ABAQUS/CAE

À medida que se vai avançando de módulo para módulo, o modelo vai sendo criado, tendo propriedades, etc. até estar completo, ou seja chegado ao módulo *Job* (Figura 26), onde é submetido à análise. Aí o *ABAQUS* lê o ficheiro de entrada gerado pelo *ABAQUS/CAE*, e executa a análise e devolve a informação ao *ABAQUS/CAE* para permitir uma monitorização do progresso de trabalho, gerando assim um ficheiro com os dados de saída. Finalmente, usando o módulo de visualização podemos ler os ficheiros de saída e ver graficamente os resultados da análise.

3.3.1. Módulos

3.3.1.1. Part

O módulo de *Part* permite criar peças individuais, desenhando directamente a geometria em *ABAQUS/CAE* ou importando a geometria de outros programas, nomeadamente neste caso *Inventor*.

3.3.1.2. Property

Uma definição de uma secção contém informação sobre as propriedades de uma peça ou de uma região da peça, tal como a definição do material associado e a geometria da secção transversal de uma região. No módulo *Property* podemos criar definições da secção e do material e atribuí-las às regiões correspondentes.

3.3.1.3. Assembly

Ao criar uma peça, existe um sistema de coordenadas próprio, independente das outras partes no modelo. Usamos o módulo *Assembly* para criar modelos de peças e posicioná-los relativamente a um sistema de coordenadas global, criando, portanto, um conjunto.

3.3.1.4. Step

O módulo de *Step* serve para criar e configurar as etapas da análise, bem como os dados de saída associados. A sequência da etapa fornece uma maneira conveniente de monitorizar as mudanças efectuadas num modelo (tal como a condição do carregamento e as condições fronteira).

3.3.1.5. Interaction

Neste módulo especificam-se as interacções, sejam mecânicas, térmicas, etc. Entre as várias regiões de um modelo ou entre uma região de um modelo e seus vizinhos. Um exemplo de uma interacção e que foi usado neste trabalho, é o contacto entre duas superfícies. Outras interacções que podem ser definidas incluem os constrangimentos de um corpo rígido. O *ABAQUS/CAE* não reconhece o contacto mecânico entre peças ou regiões de uma montagem, a não ser que esse contacto esteja especificado no módulo da interacção, pois a mera proximidade física de duas superfícies numa montagem não é suficiente para indicar algum tipo de interacção entre as superfícies.

3.3.1.6. Load

O módulo de *Load* permite especificar a carga, as condições fronteira, bem como combinação de carregamentos e condições de fronteira.

3.3.1.7. Mesh

A malha assume um papel fundamental numa análise por elementos finitos, pois, dependendo do tipo de malha, da densidade e do elemento utilizado, os resultados podem variar bastante.

O módulo *Mesh* contém um conjunto de ferramentas que permitem a geração de malhas num dado modelo. O processo de geração de malha varia de acordo com a geometria do modelo. Este módulo pode gerar malhas que contêm diversos tipos de elementos, estando os mais comuns representados na Figura 27:

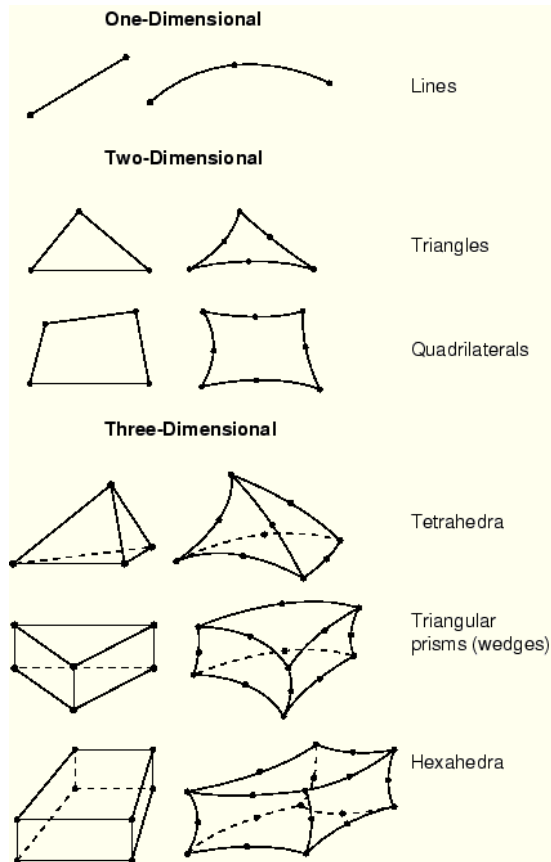


Figura 27 – Tipos de elementos

A maioria dos elementos *ABAQUS* tem o aspecto mostrado, isto é, são topologicamente equivalentes a estas formas. Cada região da malha pode ter um ou mais tipos de elementos disponíveis pelo *ABAQUS*.

3.3.1.8. Job

A partir do momento em que se terminam todas as tarefas desenvolvidas para definir um modelo, usa-se o módulo de *Trabalho* para analisar o modelo. O módulo de *trabalho* permite submeter interactivamente um trabalho para a análise e monitorizar o seu progresso.

3.3.1.9. Visualization

O módulo de *Visualização* fornece a exposição gráfica de modelos e de resultados dos elementos finitos. Obtém a informação do modelo e dos resultados a partir dos ficheiros de saída.

3.3.1.10. Sketch

Os esboços (sketches) são os perfis bidimensionais que são usados para ajudar a dar forma à geometria que define uma peça. O módulo de *sketch* é utilizado para criar um esboço que defina uma parte plana, que possa ser extrudido, ou usado como revolução para dar forma a uma parte tridimensional.

3.4. Criação da simulação

Depois de explorado um pouco do software, e do ambiente em que este se processa na aplicação do MEF, será descrito em seguida, no prosseguir desta dissertação, todo o procedimento aplicado até à realização das simulações da biomecânica da articulação do joelho.

3.4.1. Importação do modelo

Com o modelo obtido da articulação já criado, tal como foi descrito todo o processo de criação do mesmo no capítulo anterior, há que importar para o *ABAQUS* esse modelo para se iniciar a análise pelo MEF. Assim esse processo inicia-se ainda aquando da fase final do processo de criação do modelo quando se grava uma cópia no formato *STEP*, Figura 28.

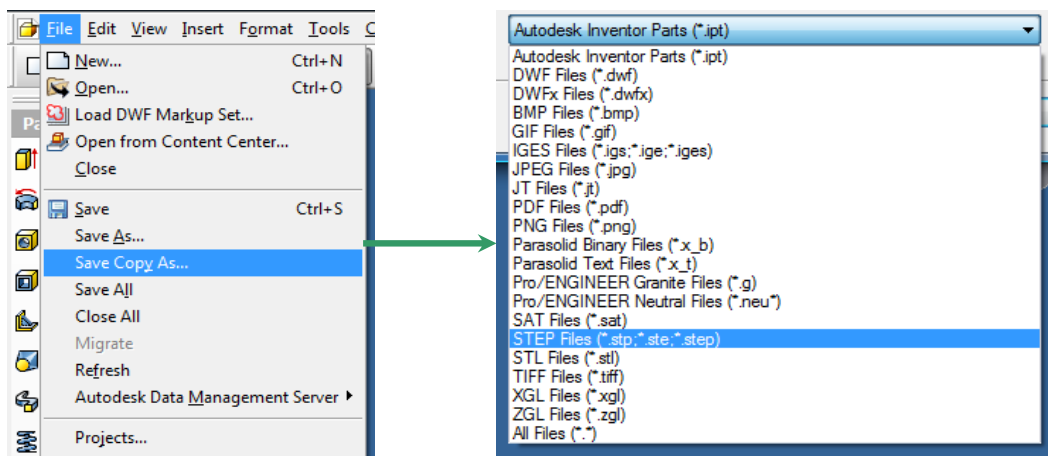


Figura 28 – Processo de gravação das imagens

Depois para importar o modelo para o ambiente *ABAQUS* basta fazer *import part*, Figura 29.

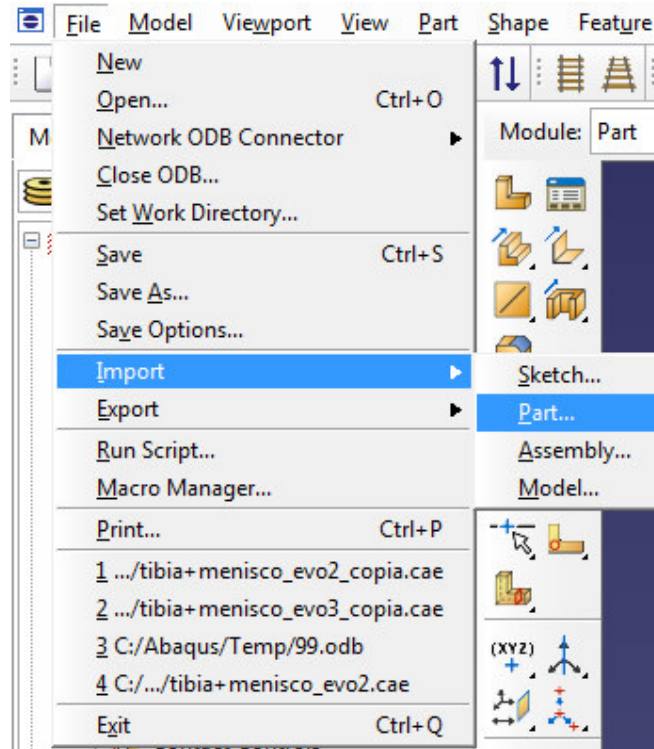


Figura 29 – Importação das imagens

Idealmente a geometria do modelo importado seria exactamente igual à estrutura modelada, no entanto e na prática este facto não acontece sempre, sendo por vezes necessário usar uma ferramenta do *ABAQUS* denomina *Geometry Repair* (Figura 30), para repor a geometria do modelo.

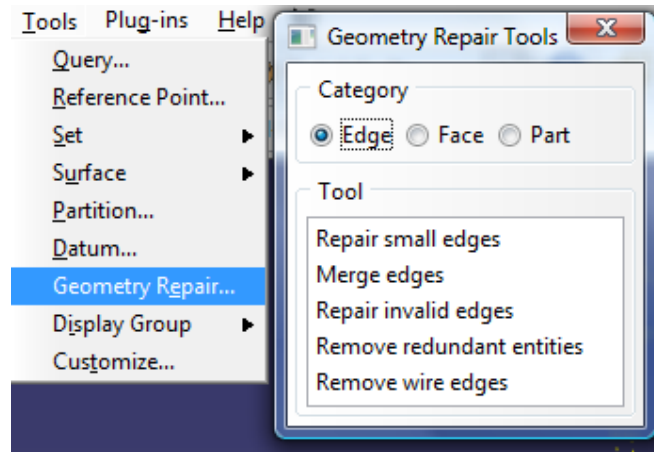


Figura 30 – Reparação da geometria

Na Figura 31 pode ver-se o aspecto de todas as partes que constituem o modelo da articulação depois de importadas para o ambiente *ABAQUS*. É possível ver que a geometria de cada uma destas partes se mantém fiel ao modelo criado anteriormente.

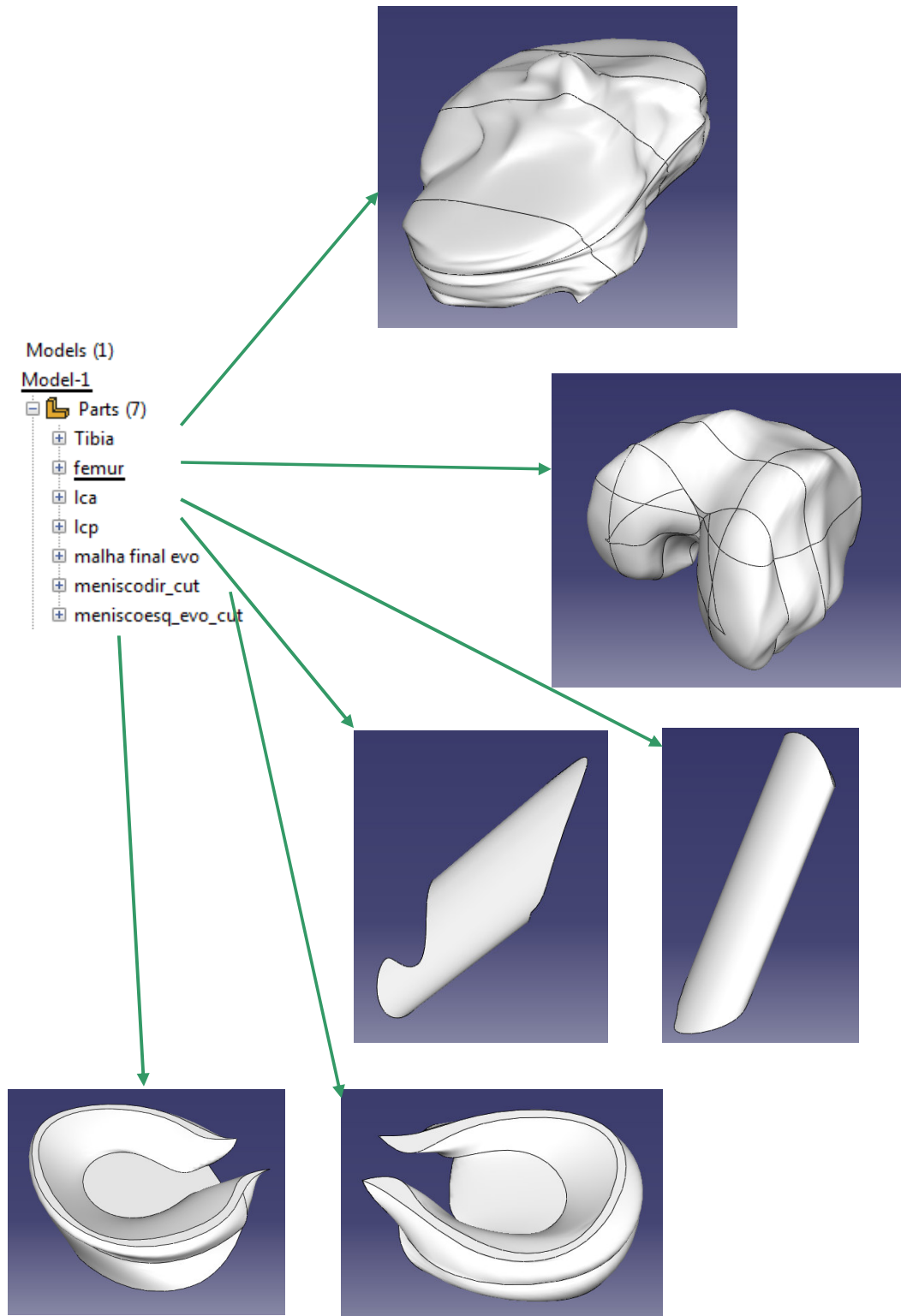


Figura 31 – Partes importadas para o ambiente *ABAQUS*

3.4.2. Geração de malha

Estando a geometria criada, há que gerar a malha em cada uma destas partes. Uma vez mais, se esta etapa se processa de uma forma ideal, seria apenas necessário definir o tipo de elemento a usar, o grau de refinamento da malha e a malha seria gerada automaticamente, no entanto na prática, e tal como acontece aquando da importação do modelo, nem sempre esta fase se processa de uma forma tão linear. Assim e para ser possível gerar uma malha sem qualquer tipo de erro que inviabilize a realização das simulações, muitas vezes é necessária a realização de algumas operações que ajudem a contornar este tipo de erros, tão comuns nestes modelos pelo elevado grau de irregularidade das superfícies.

Apesar do que foi dito anteriormente a primeira abordagem deve ser a de tentar gerar a malha e ver se surge algum erro, e caso surja algum problema, então sim, tentar resolve-lo, seja criando partições em áreas muito grandes do modelo, seja variando o grau de refinamento da malha, e em último recurso fazer alterações na geometria do próprio modelo, ou seja voltando atrás à fase de criação do modelo, e que foi algumas vezes necessário neste trabalho. Assim passando a explicar mais em pormenor esta fase, que se inicia seleccionando o módulo *Mesh* e na qual a parte em que pretende gerar malha, Figura 32.

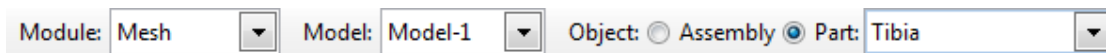


Figura 32 – Módulo *Mesh*

De seguida é necessário seleccionar qual o tipo de elemento a usar na construção da malha, neste trabalho foram usados apenas elementos tetraédricos C3D4. Estes são seleccionados no menu *Mesh controls* (Figura 33). Seguidamente é necessário seleccionar o grau de refinamento da malha, isso conseguido no menu *globl seeds* (Figura 33), definindo um tamanho mais elevado, caso se pretenda uma malha menos refinada, ou um tamanho mais pequeno se for necessária uma malha mais refinada. A escolha do grau de refinamento da malha deve ser um meio-termo entre, uma malha muito refinada, de forma a melhorar o nível de aproximação, e o esforço de processamento despendido na resolução do problema associado ao MEF. Feita a escolha do elemento, e o grau de refinamento da malha pode proceder-se à geração da malha, sendo que no final deste processo podem acontecer uma de duas coisas, ou o processo de geração ocorreu normalmente sem qualquer erro e é possível avançar para a parte seguinte, ou então surge algum erro e algo tem de ser feito para o contornar, tal como esta descrito na (Figura 33).

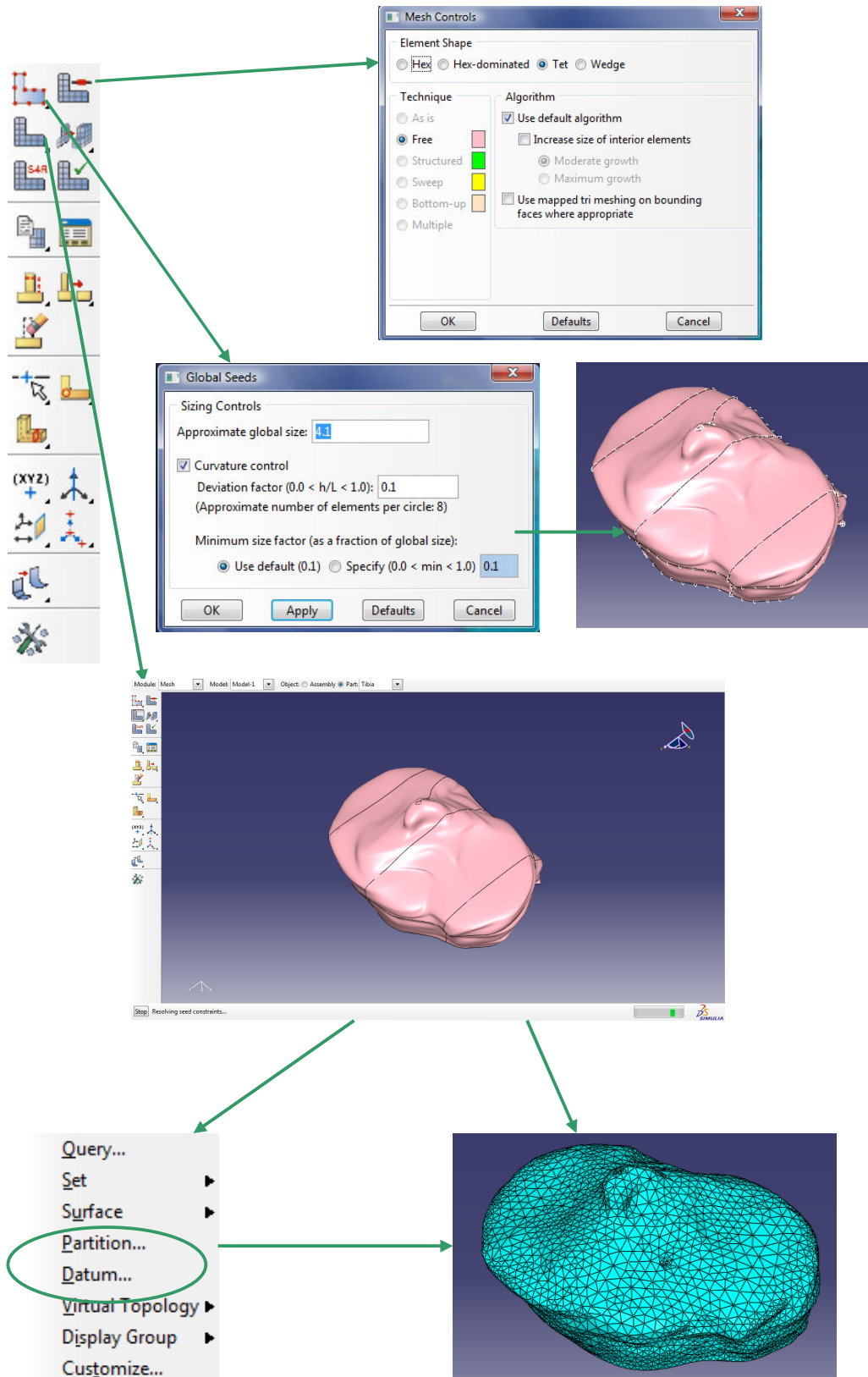


Figura 33 – Geração de malha

Neste trabalho, e das seis partes que constituem este modelo, a geração ocorreu sem grandes problemas nas partes mais pequenas, ou seja nos modelos dos meniscos e dos ligamentos cruzados, sendo que nos modelos da tíbia e do fémur, tal não se processou da mesma forma, e foi necessário criar algumas partições, e em alguns casos foi necessário voltar atrás e suavizar algumas superfícies do modelo até conseguir gerar malha sem nenhum erro, Figura 34.

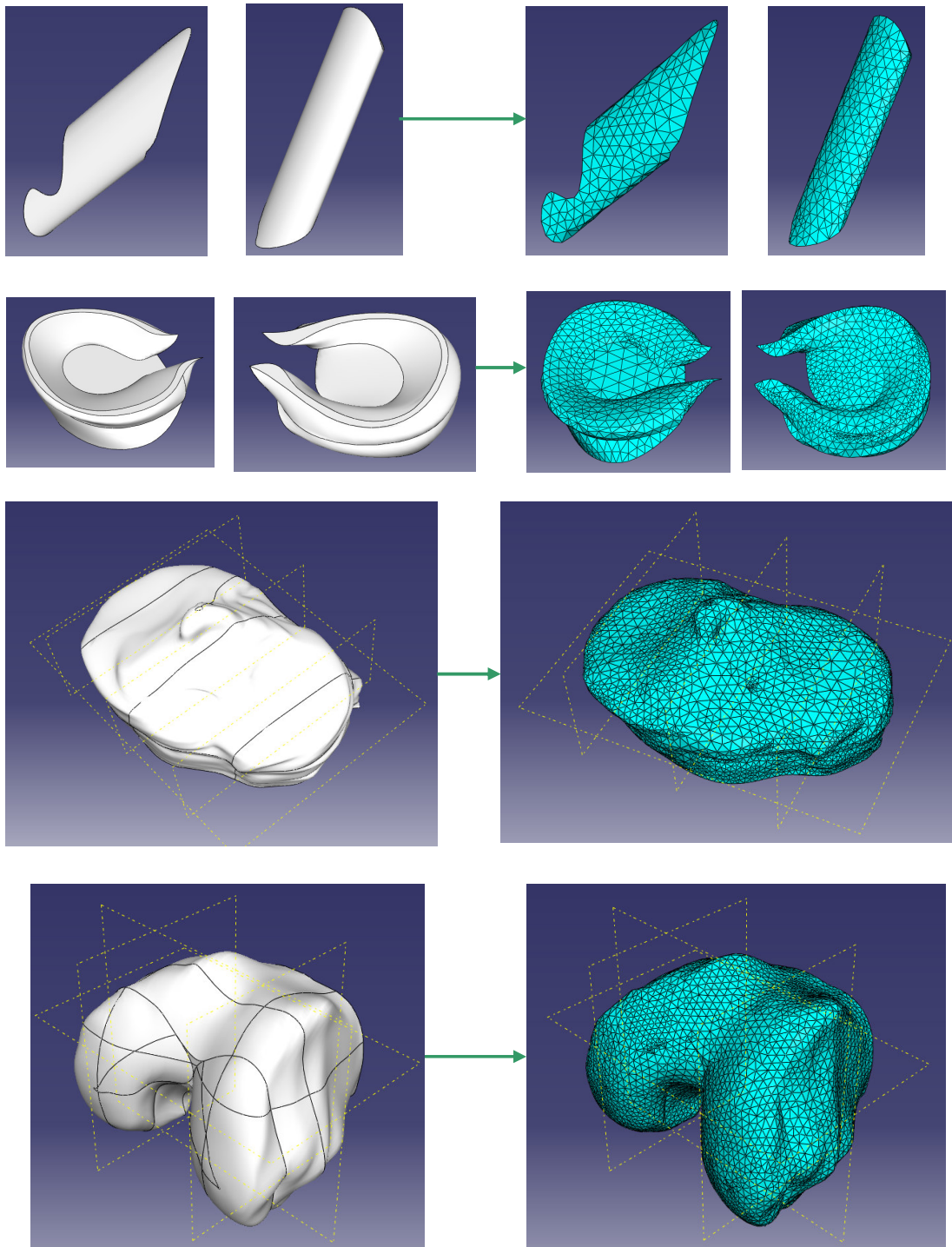


Figura 34 – Partes e partes malhadas

3.4.3. Assembly

Importadas todas as partes que compõem a articulação, e gerada a malha em cada uma dessas partes, é chegada a altura de posicionar todas essas partes no seu devido lugar, de acordo com a morfologia do modelo. Este processo é conseguido recorrendo ao módulo *Assembly* do *ABAQUS/CAE* e que possibilita a junção de um conjunto de partes numa montagem. Isto é conseguido no menu *Create Instance* (Figura 35) seleccionando quais as partes que se quer que façam parte dessa montagem, são seleccionadas as seis partes que constituem a articulação, e estas tomam a posição que tinham antes da importação, ou seja de acordo com a morfologia do modelo considerado para esta análise.

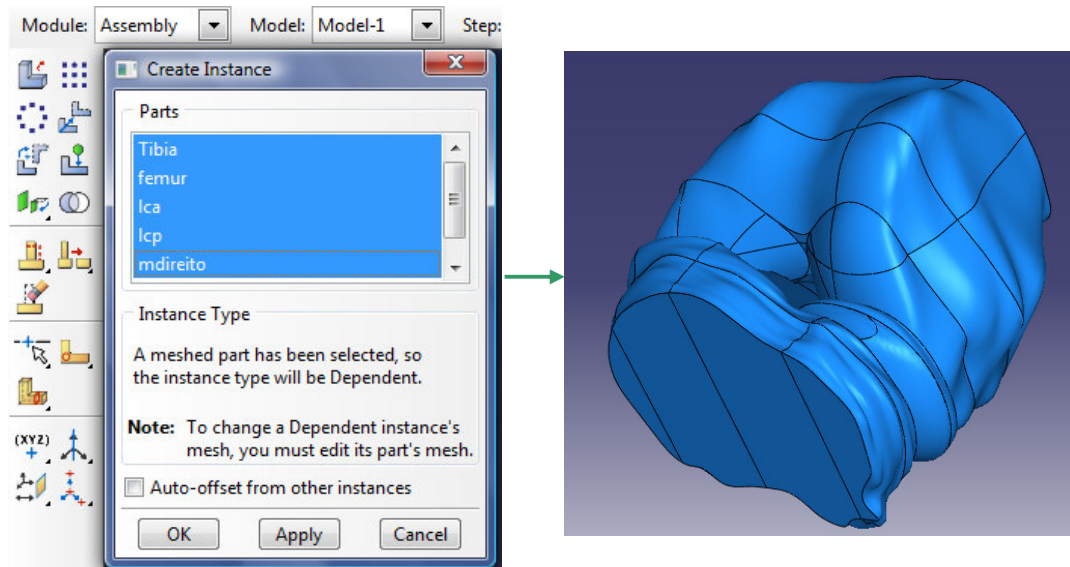


Figura 35 – Assembly

É nesta altura que pode ocorrer um problema que pode vir a inviabilizar a realização da simulação mais à frente neste trabalho, e que é a sobreposição de algumas estruturas ou partes aquando da sua colocação no seu respectivo lugar, Figura 36.

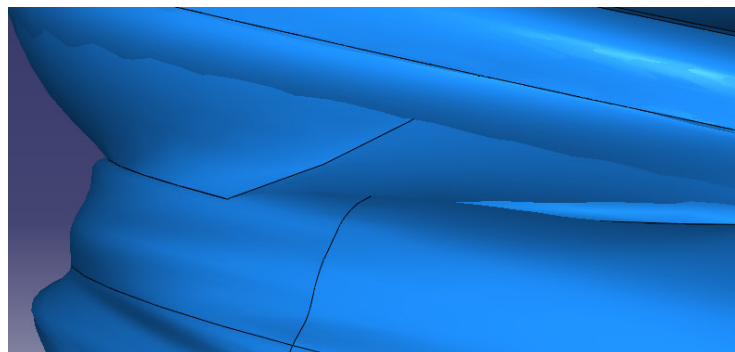


Figura 36 – Sobreposição menisco tibia

Para contornar tal problema foi usada uma ferramenta do módulo *Assembly*, o *Merge/Cut Instances* (Figura 37), que permite remover a área sobreposta de uma das partes por outra. O resultado da aplicação desta ferramenta, é a criação de uma nova parte sem o volume que sobrepunha a outra parte, que era o pretendido. No entanto esta operação leva à repetição do processo de geração de malha uma vez que é criada uma nova parte, e a troca no *Assembly* da estrutura antiga que sobrepunha outra por esta nova.

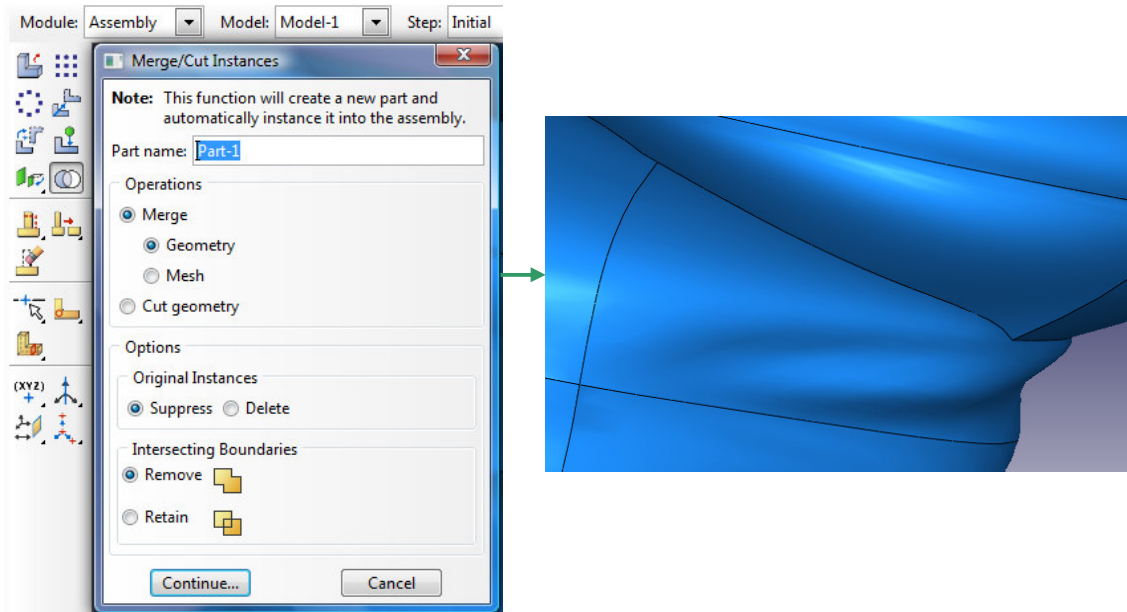


Figura 37 – Merge/Cut Instances

Posto isto, chegamos por fim ao conjunto do modelo com malha e que permitirá criar uma *Mesh Part* que será o alvo da simulação, Figura 38.

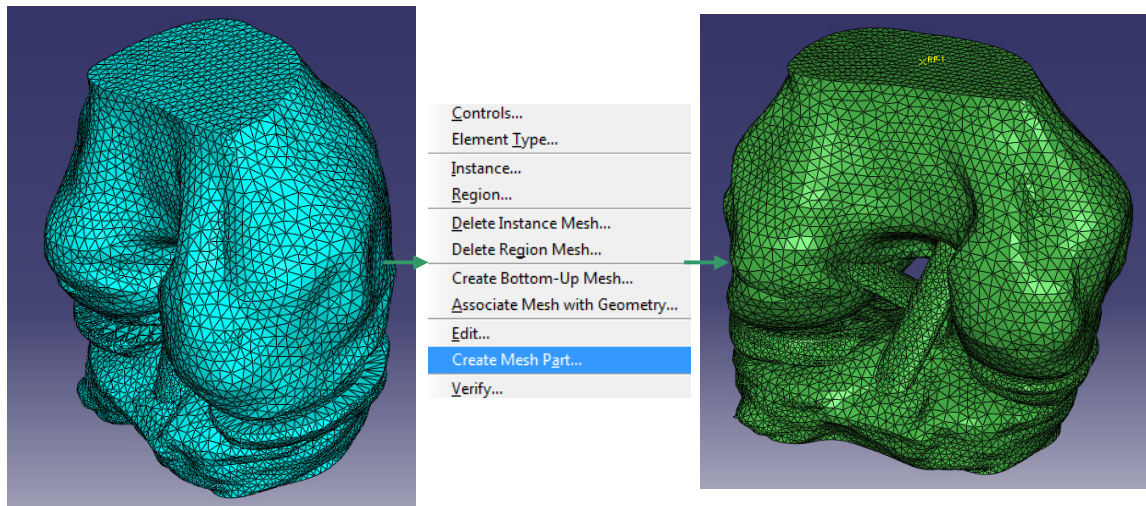


Figura 38 – Create Mesh Part

3.4.4. Definição de propriedades

Definido o modelo a usar, há que definir outros parâmetros necessários à execução da simulação, como é o caso das propriedades dos materiais. Em ambiente *ABAQUS/CAE* a definição de propriedades seleccionando o módulo *Property*, Figura 39.

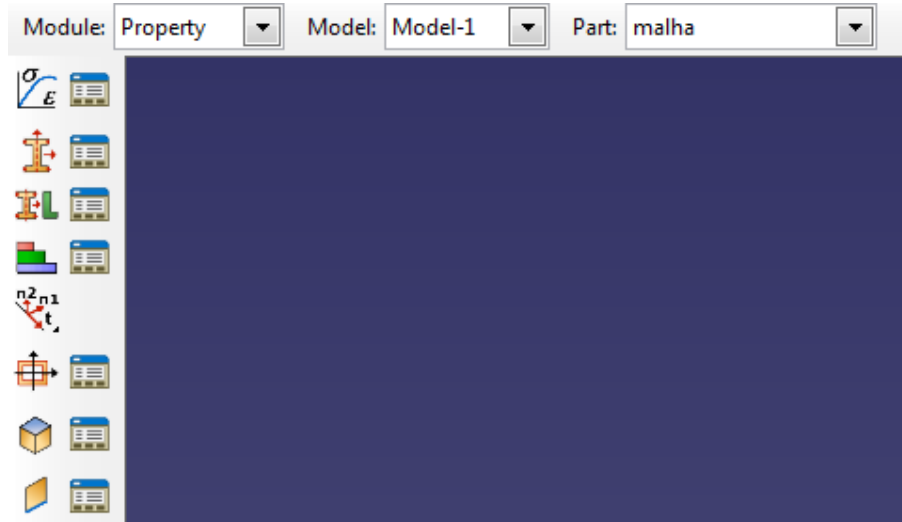


Figura 39 – Módulo *Property*

Escolhido o módulo *Property*, o passo seguinte será criar os materiais que constituem cada estrutura do modelo. Assim e para este modelo existem três materiais diferentes, o osso, os tecidos dos meniscos e as fibras que constituem os ligamentos cruzados, os quais apresentam um conjunto de constantes que os definem diferentes. Para tal, no menu *Edit Material Mechanical* seleccionar-se um comportamento linear elástico para o osso e meniscos, pois estes apresentam um comportamento mecânico linear elástico, caracterizado pelo módulo de Young “E” e o coeficiente Poisson “ ν ” nas tabelas 1 [19] e 2 [20]. Para os ligamentos foi usado um outro comportamento mecânico do material, o comportamento hiperelástico, pois este tipo de comportamento está mais de acordo com o papel desempenhado por este tipo de estrutura. Segundo Estefanía Baquedano [13] para este tipo de estruturas faz sentido considerar um modelo *Neo Hooke*, caracterizado pelas constantes C10 e D1, Tabela 3.

E	100 MPa
ν	0.32

Tabela 1 – Propriedades mecânicas do osso

E	59 MPa
ν	0.45

Tabela 2 – Propriedades mecânicas dos meniscos

C10	10.5495 MPa
D1	0.00126

Tabela 3 – Propriedades mecânicas dos ligamentos

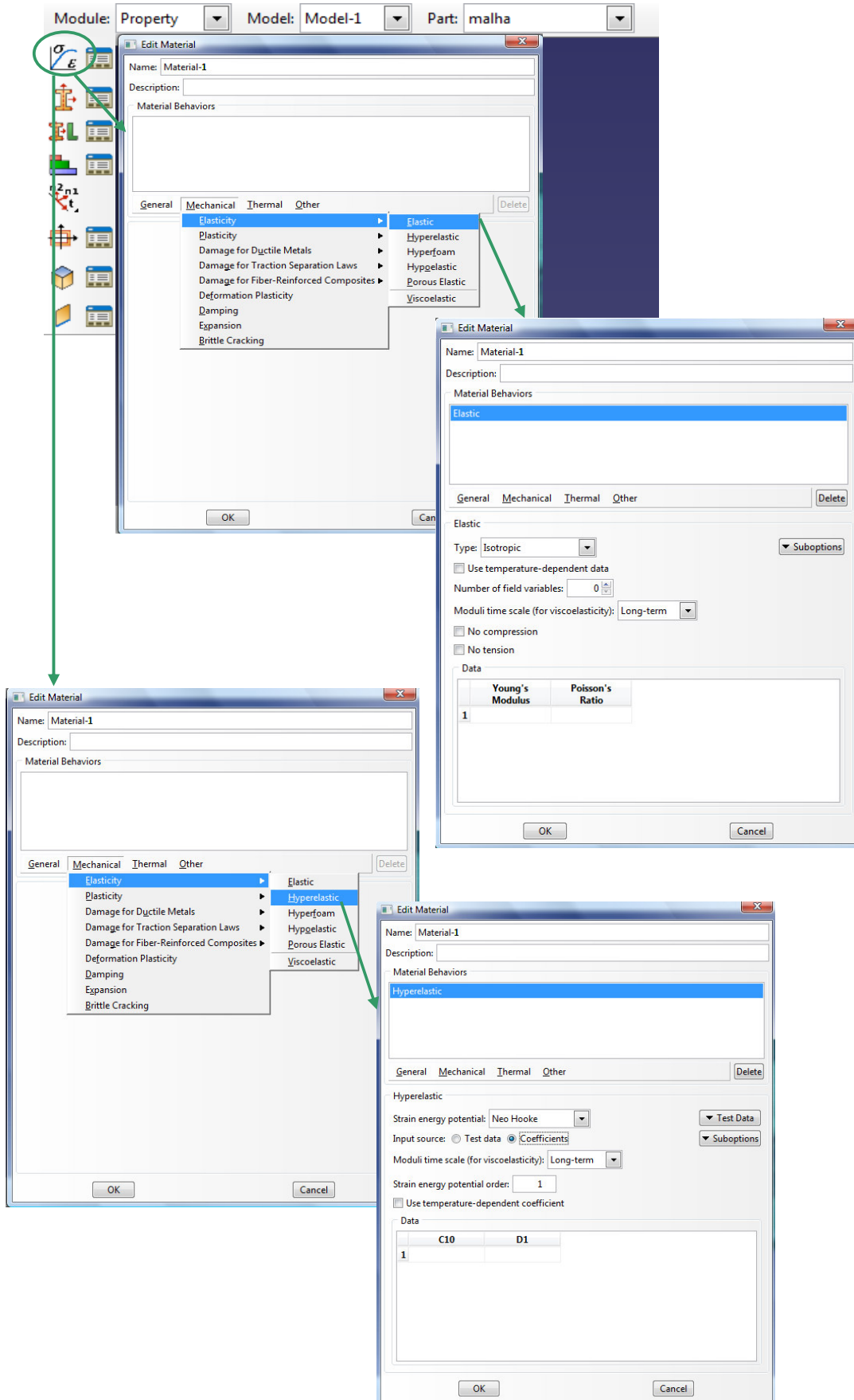


Figura 40 – Criação de Materiais

Criados os materiais há que associar a esses materiais as secções ou partes do modelo a que estes dizem respeito. Para tal definem-se três secções, tantas quantas os materiais, sendo todas as secções do tipo homogéneas, Figura 41.

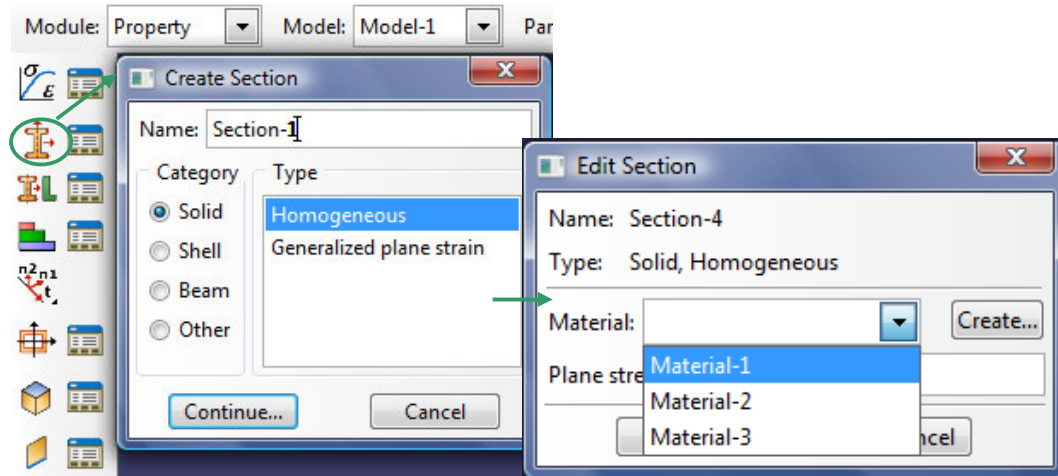


Figura 41 – Criação e atribuição de secções

Para finalizar basta delimitar no modelo essas secções, as quais já estão atribuídas o respectivo material e o processo de atribuição de propriedades fica concluído, Figura 42. Assim o material 1 corresponde neste trabalho ao osso, atribuído à secção 1, no modelo serão os dois ossos modelados o fémur e a tíbia, o material 2 corresponde ao material dos meniscos associado à secção 2, no modelo toda a área que define os meniscos, por fim fica a faltar o material 3 que foi atribuído à secção 3, correspondente aos ligamentos cruzados.

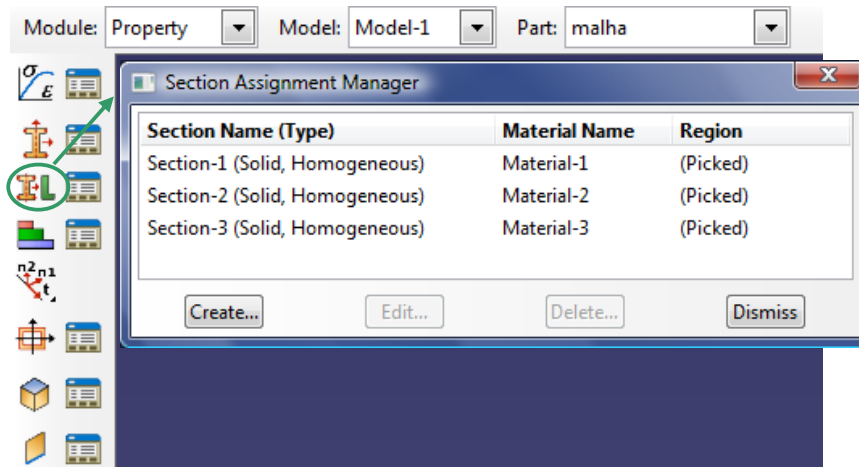


Figura 42 – Definição das secções

Na fase final da atribuição das propriedades dos materiais, e por defeito o programa como forma de controlar se a todos os elementos foram atribuídas propriedades, à medida que as secções vão sendo definidas o modelo vai mudando de cor, Figura 43.

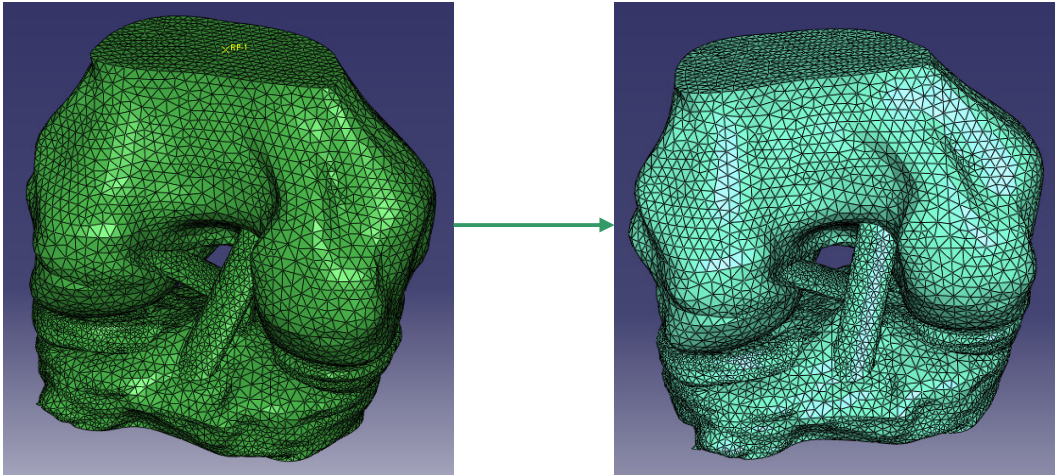


Figura 43 – Modelo com e sem propriedades

3.4.5. Definição do Step

O *Step* serve para criar e configurar as etapas da análise, bem como os dados de saída associados. Assim para definir o *Step*, há que primeiramente seleccionar o módulo *Step*, Figura 44.

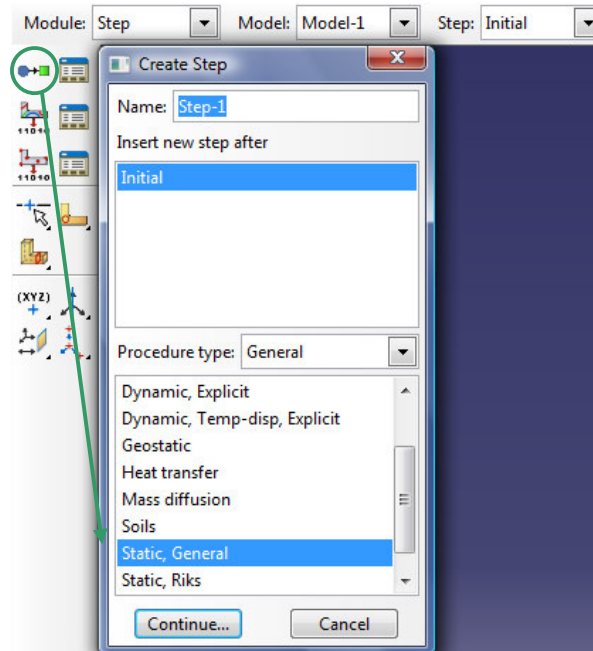


Figura 44 – Criação do *Step*

Depois basta criar um novo *Step* definindo o tipo de análise, neste caso uma análise geral estática, modificar ou não alguns parâmetros da análise pré-definida pelo programa, como por

exemplo tamanho do incremento, e está definido *Step*, Figura 45. Neste trabalho foram usados dois steps para a simulação da cinemática das articulações, e um para a simulação das lesões.

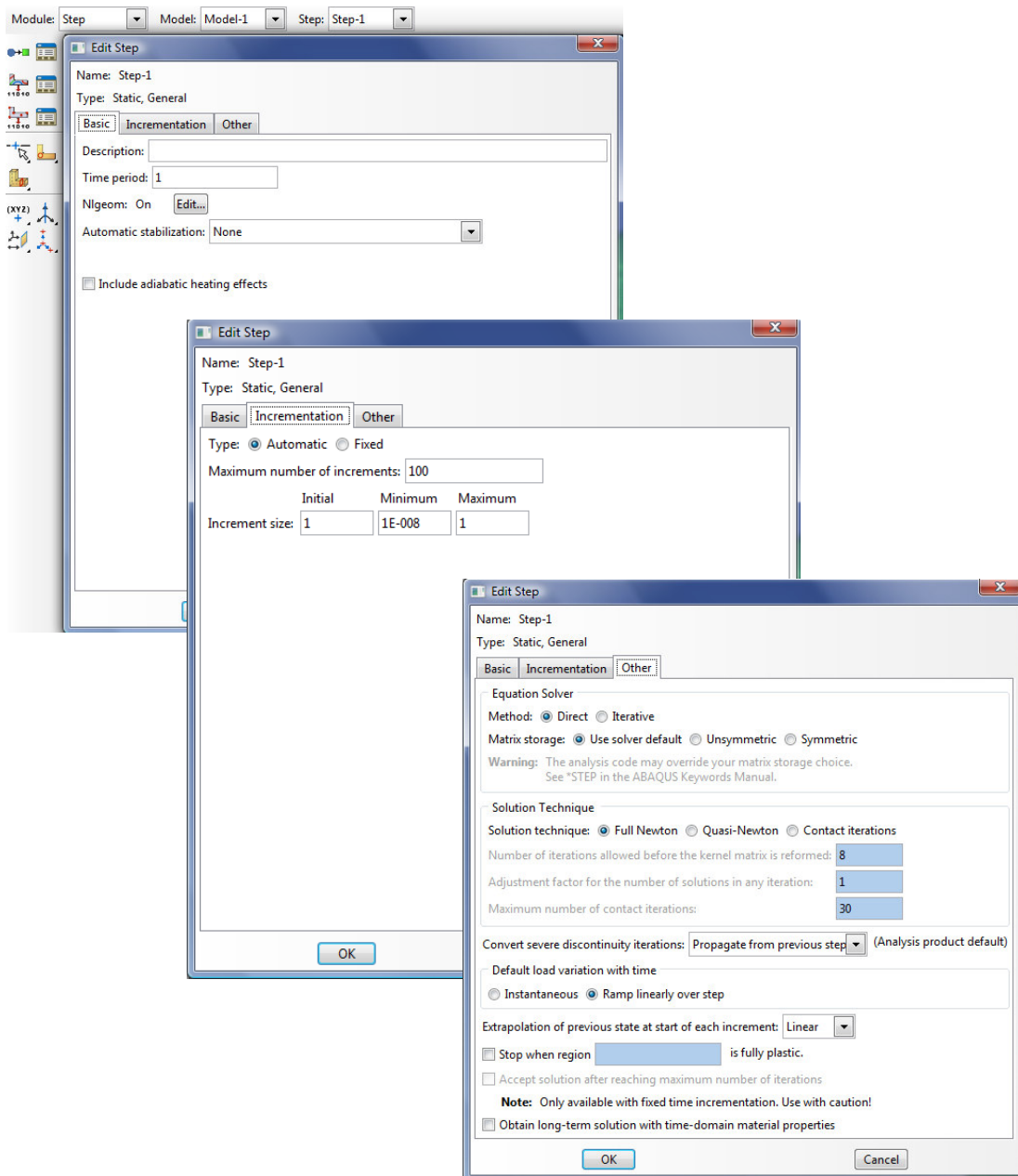


Figura 45 – Parâmetros do *step*

3.4.6. Interaction

O Módulo *Interaction*, é o módulo essencial do ponto de vista de como interagem as partes entre si aquando da aplicação de um carregamento, com umas dadas condições de fronteira. O processo inicia-se seleccionando o módulo *Interaction*, Figura 46.

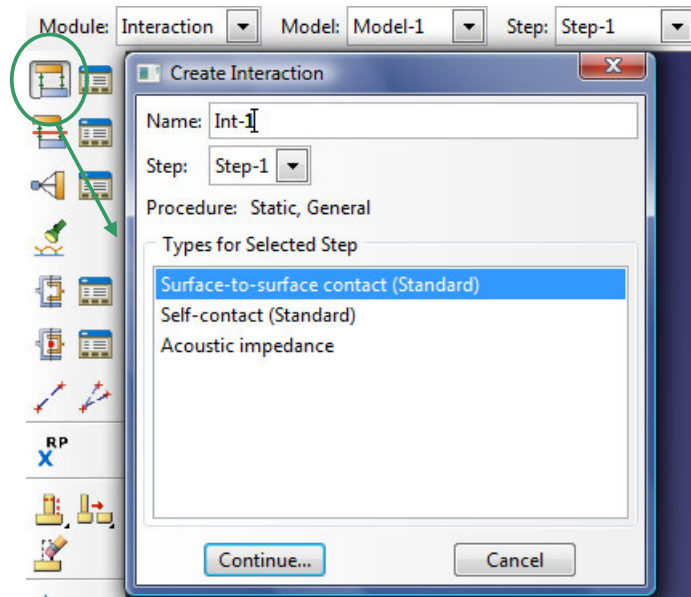


Figura 46 – Criação da interacção entre superfícies

Existem três tipos de interacção das superfícies neste trabalho, uma interacção entre a superfície do fémur e os meniscos (Figura 47), interacção de estruturas como por exemplo os ligamentos e o osso, ou os meniscos e o osso, que se encontram rigidamente ligados entre si, e por fim a definição da parte do fémur como um corpo rígido, a partir do qual se consegue simular o movimento de rotação deste osso. Assim a definição da interacção entre duas superfícies em contacto inicia-se tal como está indicado na Figura 46, e continua na Figura 47, onde está descrito todo o processo após a escolha da interacção pretendida. São escolhidas quais as superfícies que vão interagir e são criadas quais as propriedades dessa interacção. Neste caso foram escolhidas propriedades de contacto tangencial e normal tal como mostra a Figura 47.

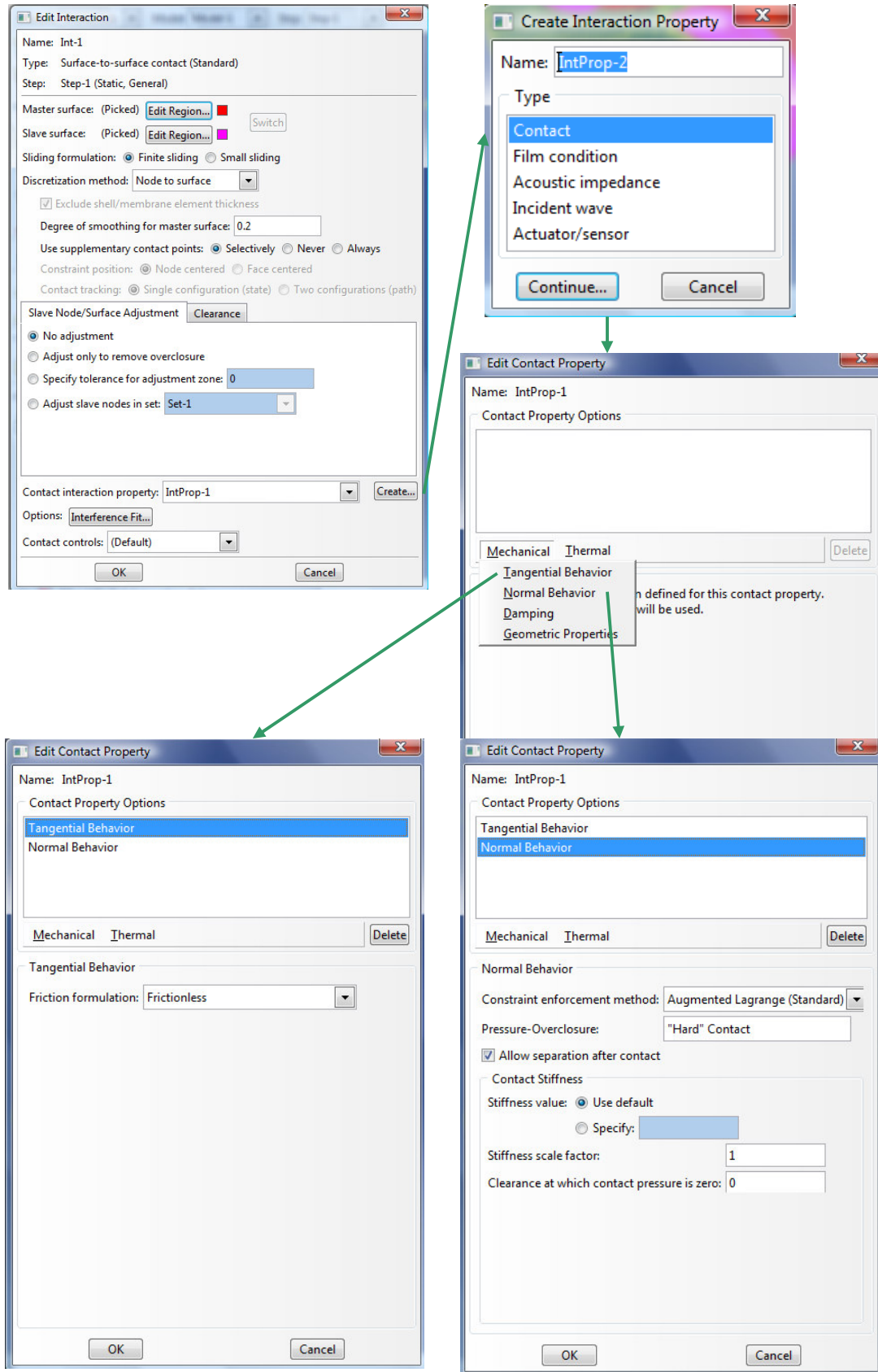


Figura 47 – Definição de todo o processo de interação superfície com superfície

Descrita a interação das superfícies em contacto, de seguida serão descritas as interacções de ligações entre partes do modelo, chamado em *ABAQUS Constraint* do tipo *Tie*. A aplicação desta restrição é feita seleccionando quais as superfícies em contacto, que são ligamentos fémur e tíbia, e meniscos tíbia, o que perfaz aplicação desta restrição 6 vezes.

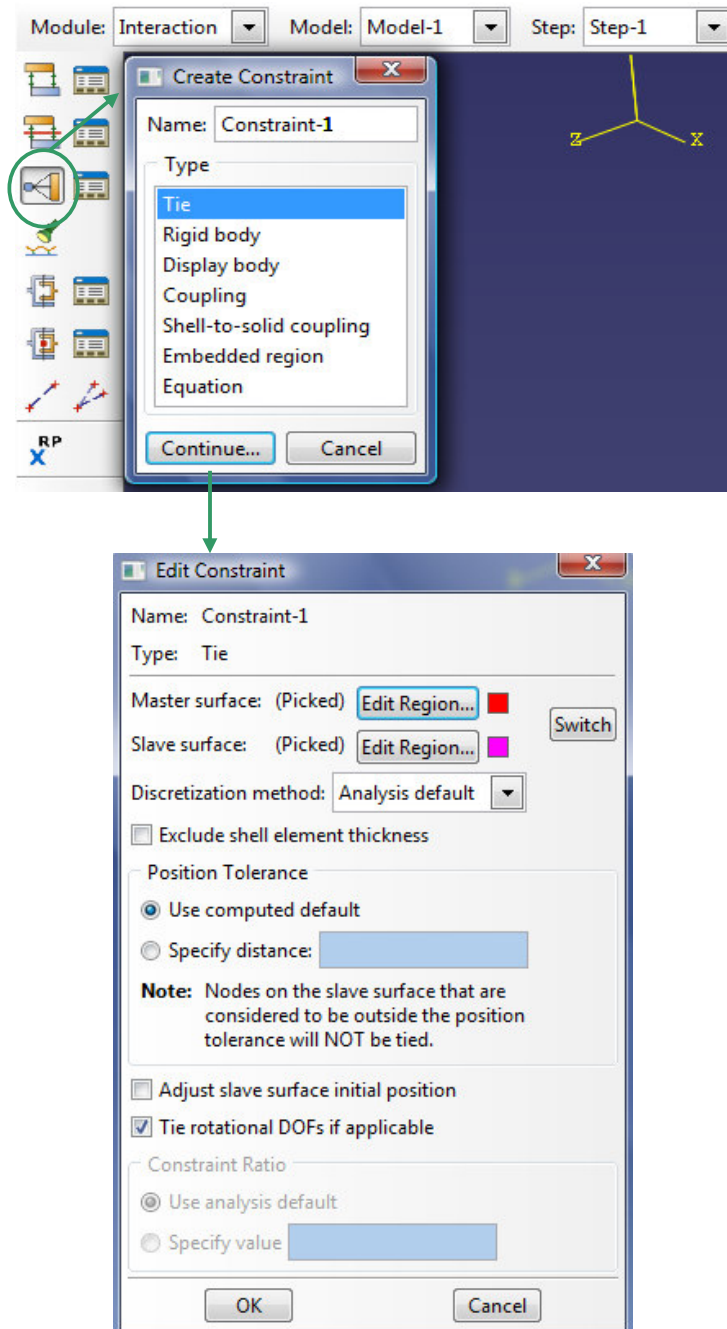


Figura 48 – Definição do processo de interacção partes ligada entre si (*Tie*)

Para finalizar as interacções resta falar da *Constraint* do tipo *Rigid body*, que não é mais do que a criação de um corpo rígido, caso a criação de uma área rígida num corpo. O processo inicia-se da mesma forma que o anterior, mudando só o tipo de *Constraint*, Figura 49. De

seguida basta seleccionar *Body (elements) edit* e seleccionar no modelo quais os elementos, bem como o ponto de referência que deve ser criado anteriormente e o processo fica completo.

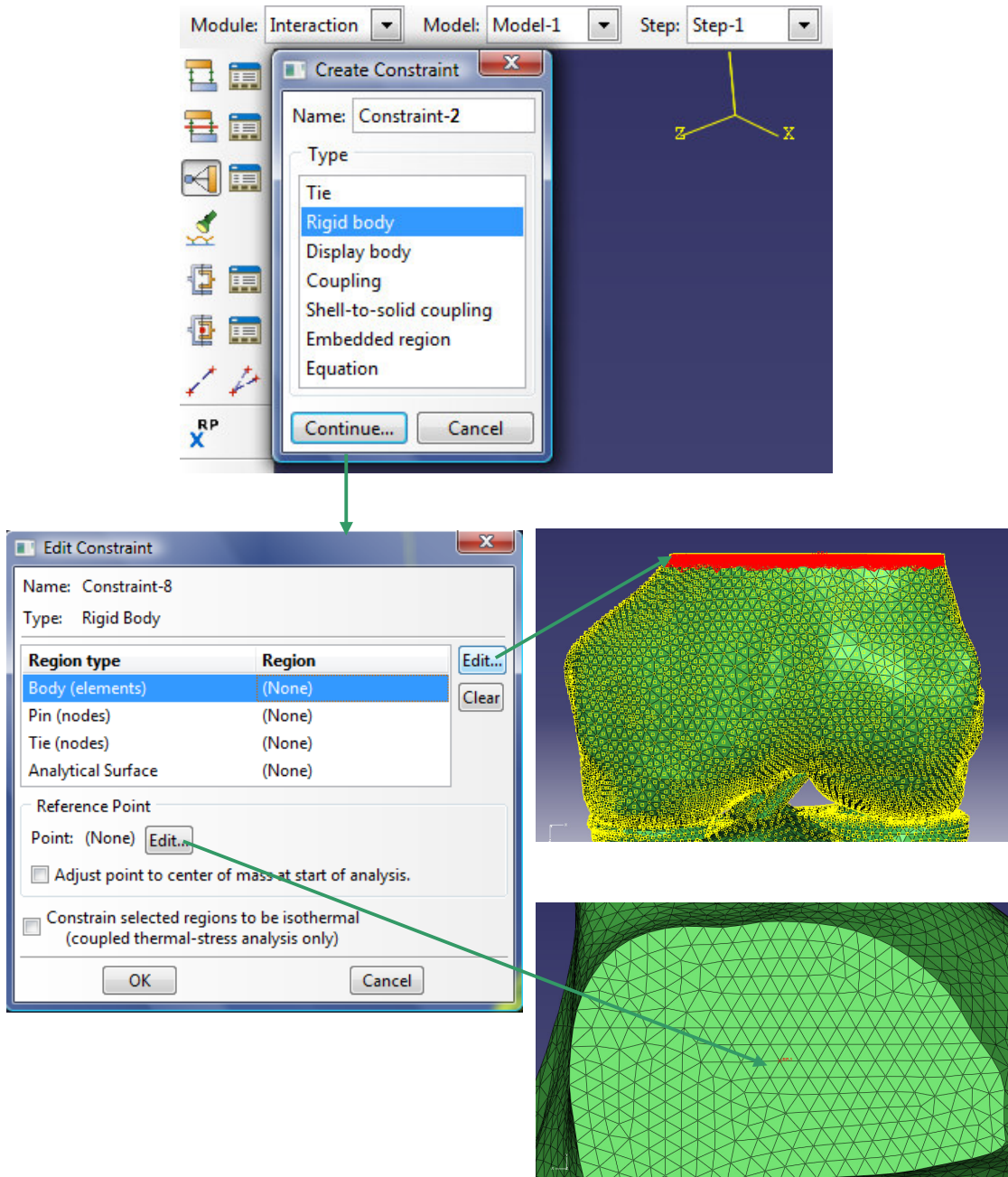


Figura 49 – Definição do processo de interacção corpo rígido

3.4.7. Carregamento

Um dos parâmetros de entrada fundamental na análise pelo MEF, é o carregamento, que neste trabalho é composto por uma carga concentrada na direcção axial da articulação, que representa o peso do corpo sobre o joelho, e um momento perpendicular à direcção de aplicação da força, para simular o movimento rotacional do fémur, sendo que tanto a carga concentrada como o momento estão aplicados no mesmo ponto de referência, Figura 50.

Aplicação de cargas em *ABAQUS*, inicia-se seleccionando módulo *Load*, escolher qual o tipo carga que se pretende, primeiramente será uma carga concentrada, em seguida seleccionar o ponto de aplicação, que tal como já foi dito é o ponto de referência anteriormente criado, e qual o grau de liberdade onde será aplicada, bem como o seu valor, Figura 50.

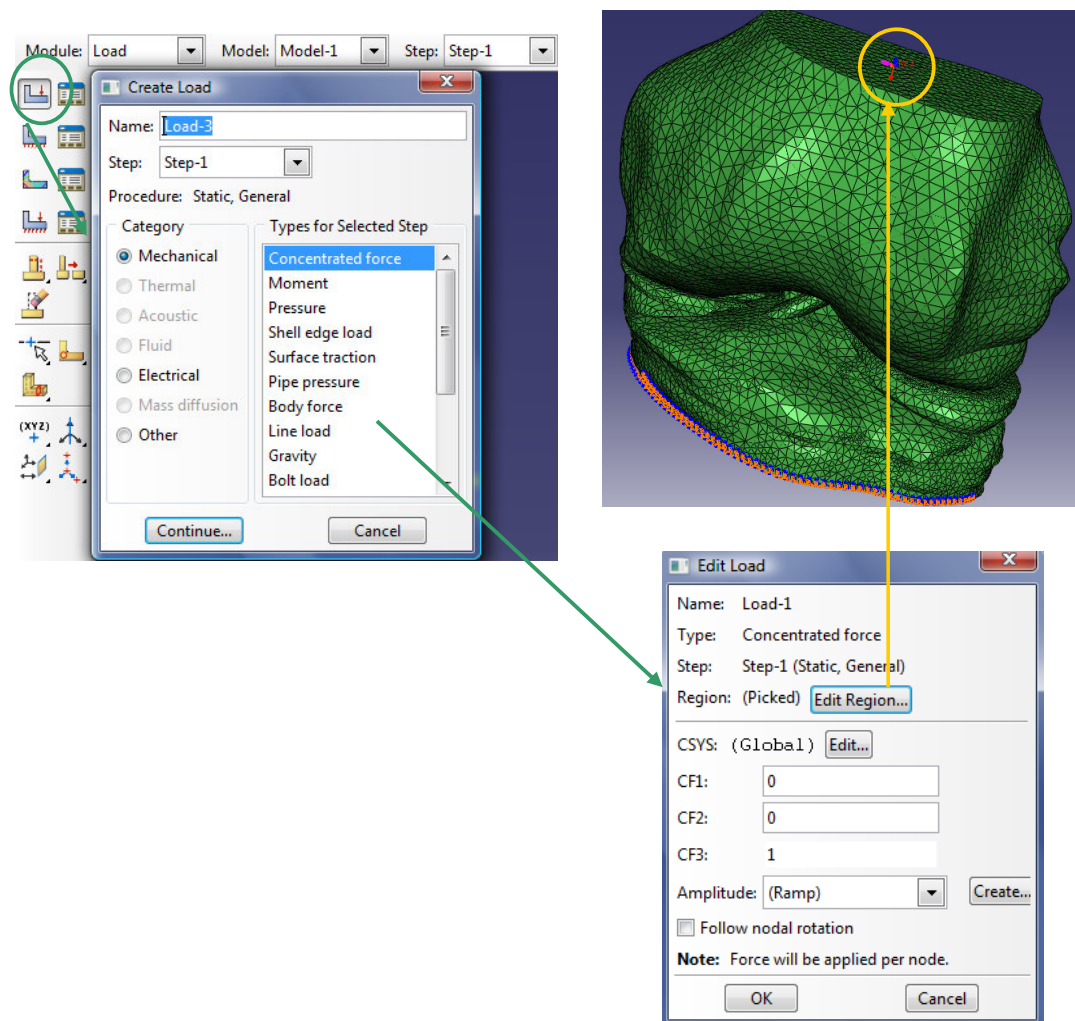


Figura 50 – Criação da carga concentrada

Para a aplicação do momento, o processo é em todo semelhante ao da aplicação da carga concentrada descrito anteriormente. A diferença centra-se apenas na escolha do tipo de carga aplicar, que como é visível na Figura 51, neste caso será o momento pretendido. Depois basta seleccionar o ponto de referência considerado, e qual o valor para o momento, bem como qual o grau de liberdade onde ele se aplica, Figura 51.

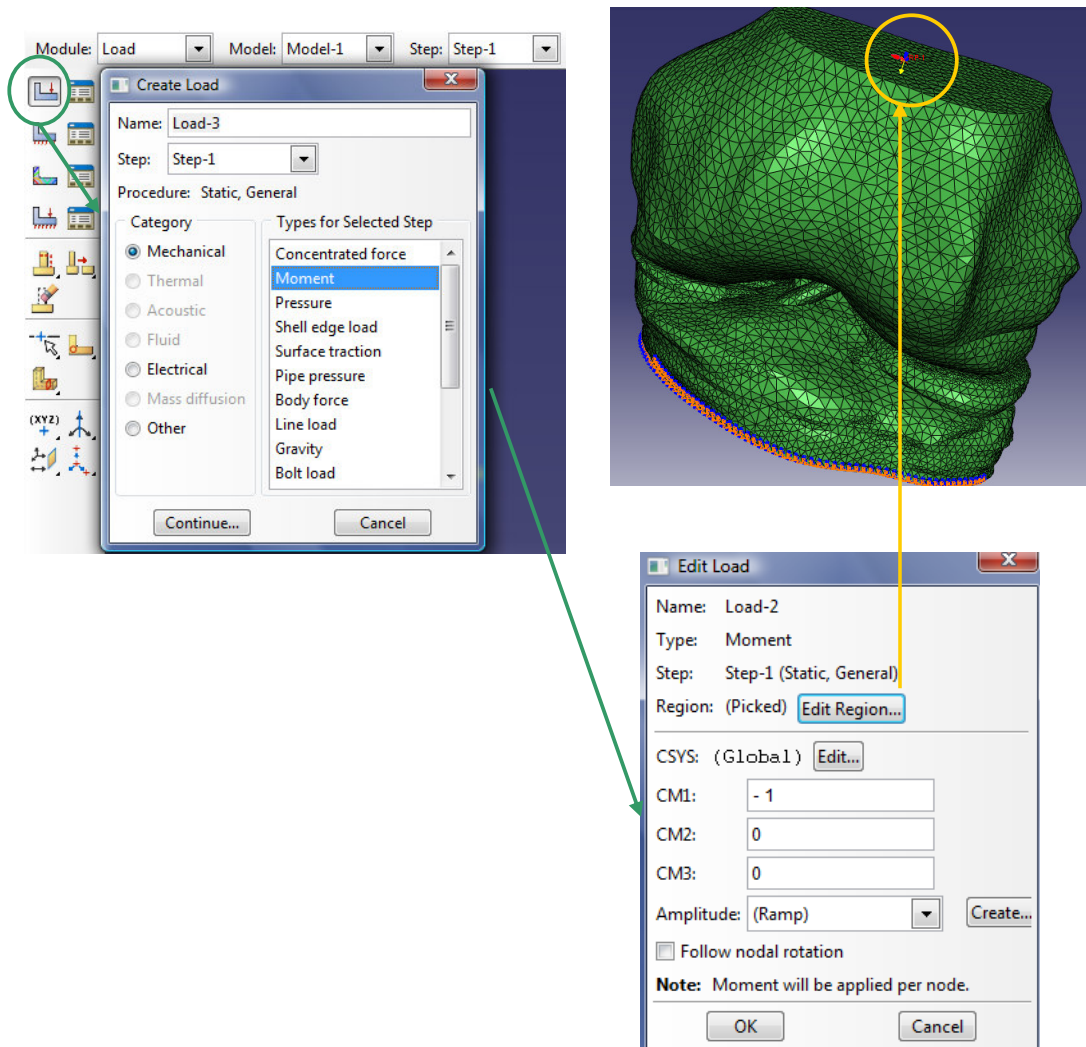


Figura 51 – Criação do momento

A par do carregamento anteriormente descrito, e que descreve toda a mecânica natural de flexão extensão desta articulação, foi usado um outro carregamento e que permite simular para este modelo lesões meniscais e ligamentares. Para tal foi aplicado outro momento no eixo perpendicular ao eixo de rotação da articulação. Momento qual provoca uma rotação segundo esse mesmo eixo, movimento o qual é contra natura, e responsável por lesões a partir de um dado limite.

Para realizar estas simulações foram usados dois outros momentos, de igual valor mas com sentidos diferentes, para simular a acção do carregamento nos dois meniscos e nos dois ligamentos cruzados. Na Figura 52 é visível a aplicação deste novo momento unitário ao segundo grau de liberdade.

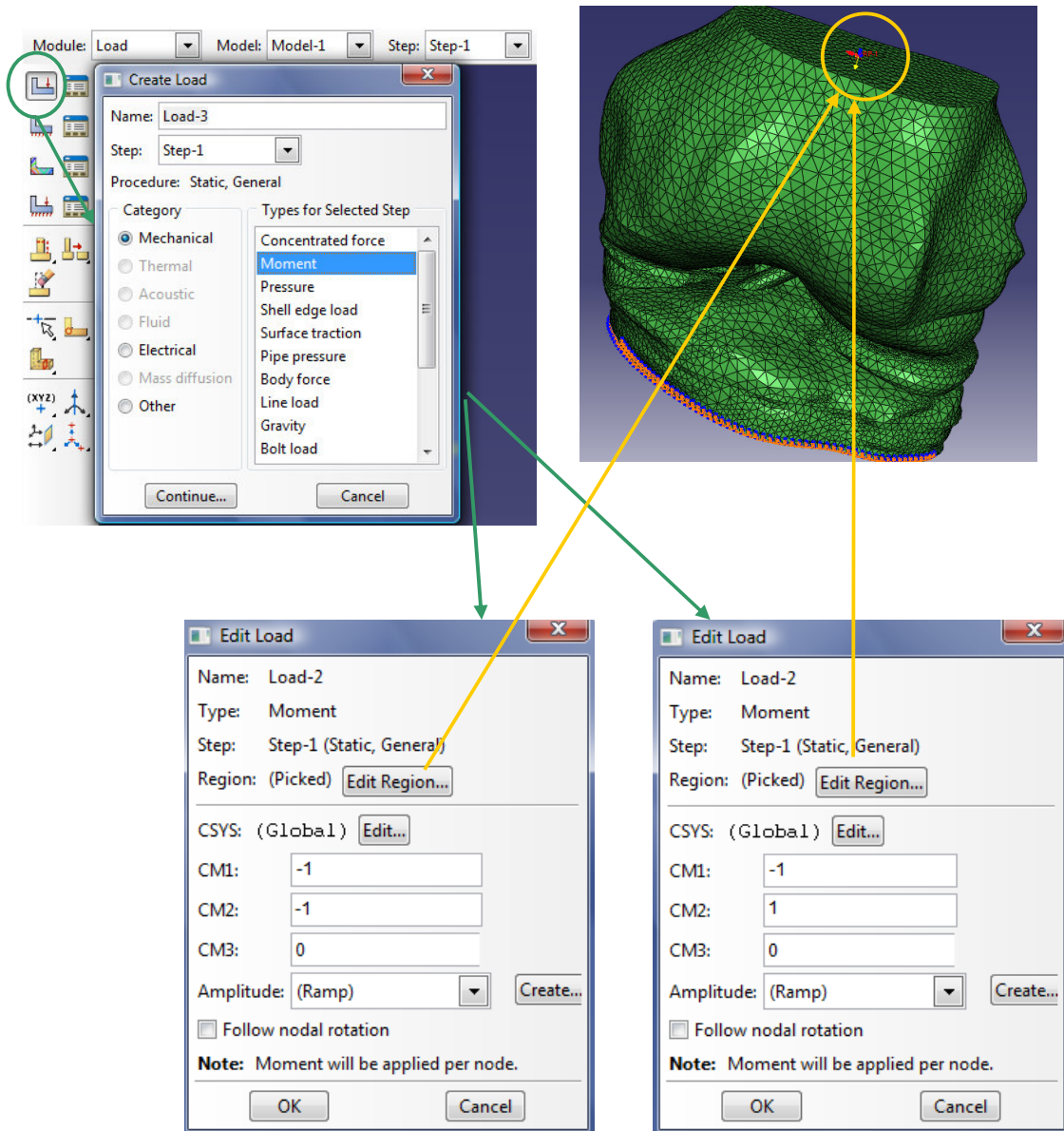


Figura 52 – Carregamento usado para simular lesões

3.4.8. Condições de fronteira

Tal como o carregamento, as condições de fronteira são essenciais na aplicação do MEF, tendo em conta que, grande parte das vezes são elas que aproximam ou afastam o modelo

criado da realidade que se pretende aproximar. Neste trabalho e para tentar simular a realidade foram impostas três condições de fronteira; uma de encastramento à base da tíbia, e as outras duas ao ponto referência criado no limite superior do fémur, e ao qual foi a aplicado o carregamento, anteriormente descrito. Mas começando pela primeira, é uma condição de fronteira de deslocamento e rotação ou seja permite bloquear, libertar, ou impor deslocamento os seis graus de liberdade. Tal como é visível na Figura 53 basta seleccionar este tipo de condição de fronteira, seleccionar a área a fixar, e impor um deslocamento nulo.

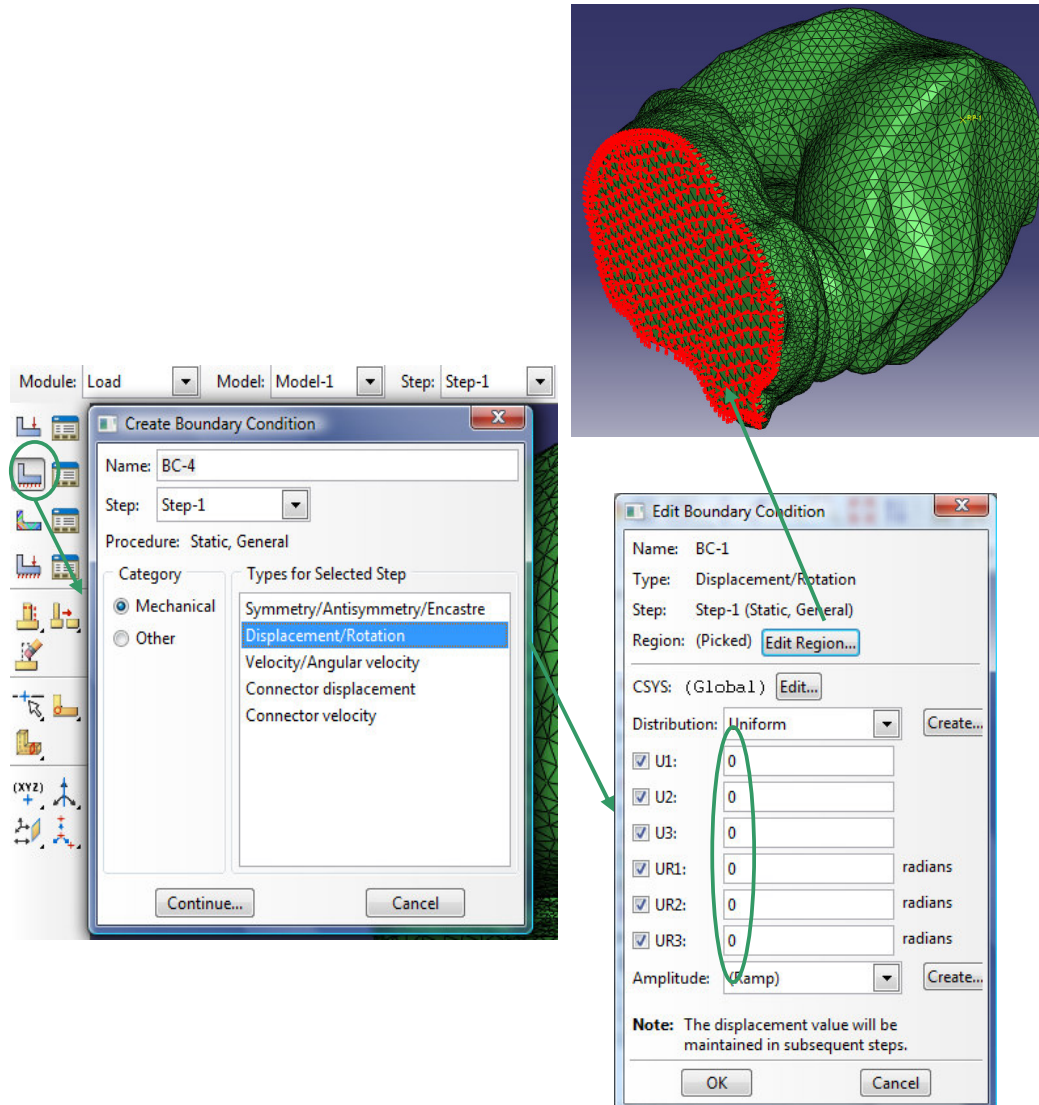


Figura 53 – Definição da condição de fronteira que fixação da base da tíbia

Passando agora da segunda condição de fronteira, que é do mesmo tipo da primeira, deslocamento e rotação, e visa “segurar” o fémur ao qual vai ser aplicado o carregamento segundo o grau de liberdade 1, bem como a rotação segundo o eixo do grau de liberdade seis, Figura 54.

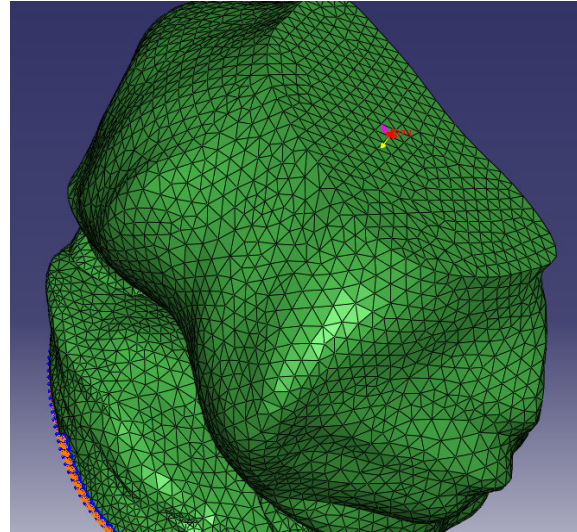
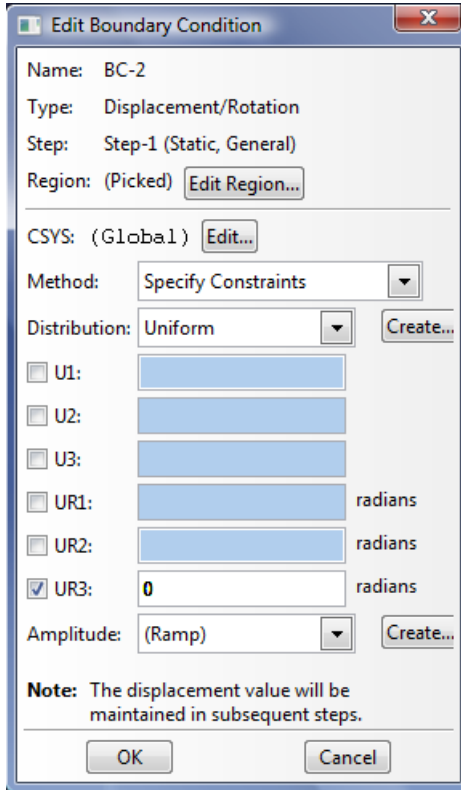


Figura 54 – Definição da condição de fronteira que “segura” o ponto de referência

Para finalizar, a terceira condição de fronteira imposta neste trabalho, que é um condição diferente das anteriores, já que esta é um condição de velocidade/velocidade angular, Figura 55. Esta condição é aplicada mais uma vez no ponto de referência considerado, e visa definir qual a rotação a impor ao grau de liberdade quatro deste ponto de referência que está contido no fémur, e como tal impõem a rotação máxima pretendida a este osso. Na Figura 55, esta descrito todo o processo de criação desta condição de fronteira, que é em tudo semelhante às anteriores, diferente apenas no tipo como se pode verificar.

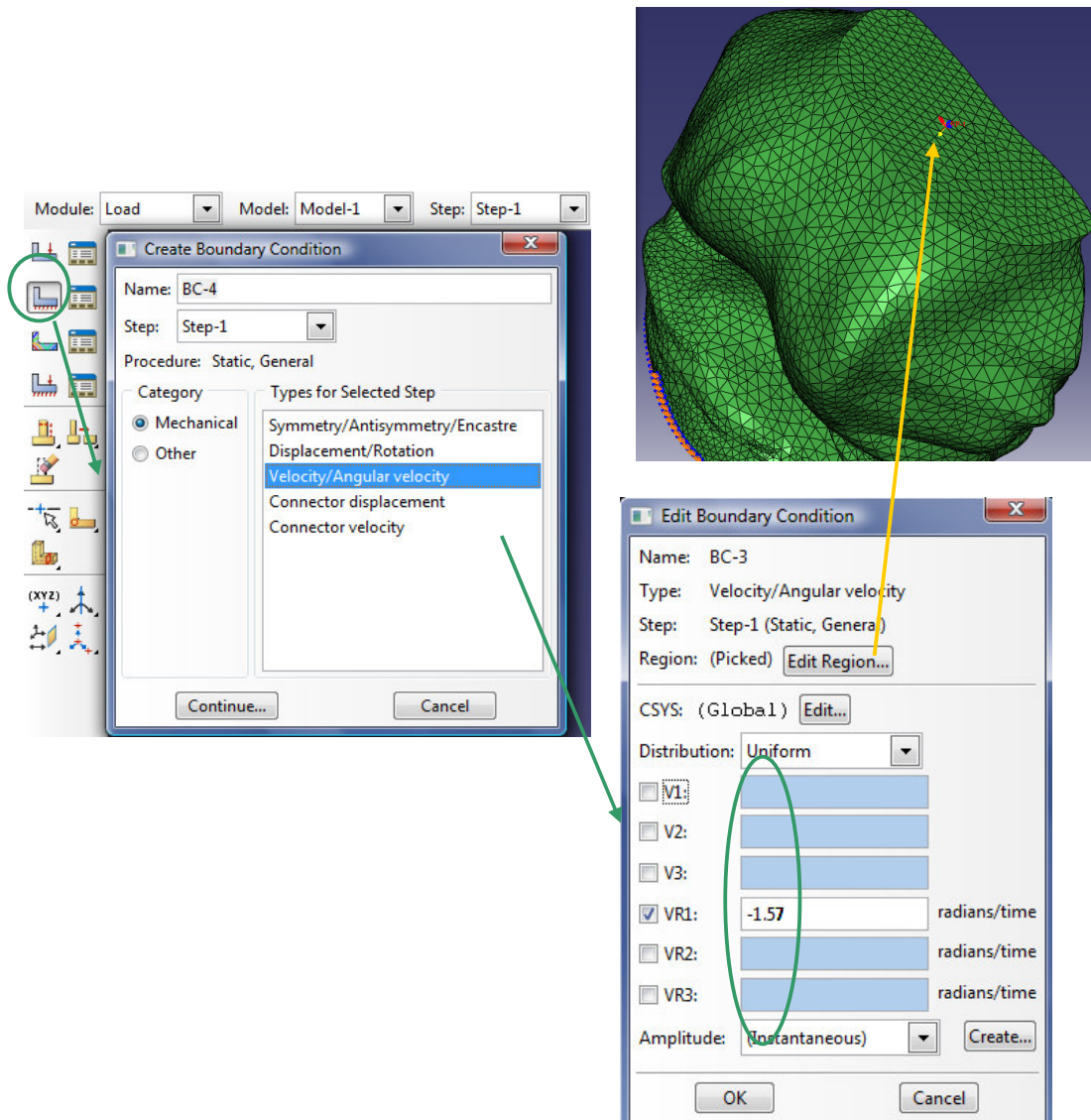


Figura 55 – Definição da condição de fronteira de velocidade angular ao ponto de referência

Tal como já foi referenciado atrás no carregamento, para simular lesões, é necessário introduzir uma nova carga no sistema, mas para efectivar essas mesmas simulações é também necessário um novo conjunto de condições de fronteira. Estas condições de fronteira são em tudo semelhantes às anteriormente usadas na simulação da mecânica desta articulação, no entanto há graus de liberdade que terão de ser libertados para permitirem deslocamentos noutras direcções. Na Figura 56 estão representadas as alterações feitas às condições de fronteira, onde se pode ver que das três condições até aqui consideradas que apenas duas foram alteradas. Assim na segunda condição considerada foram libertados dois graus de liberdade, o deslocamento linear do grau 1 e a rotação do grau 2, isto permite deslocar segundo a direcção 1, e a rotação do grau 2 ao qual foi aplicado para simular lesões um

momento. Na terceira condição de fronteira foi apenas adicionada uma rotação de 1 radiano para forçar a rotação segundo aquele eixo.

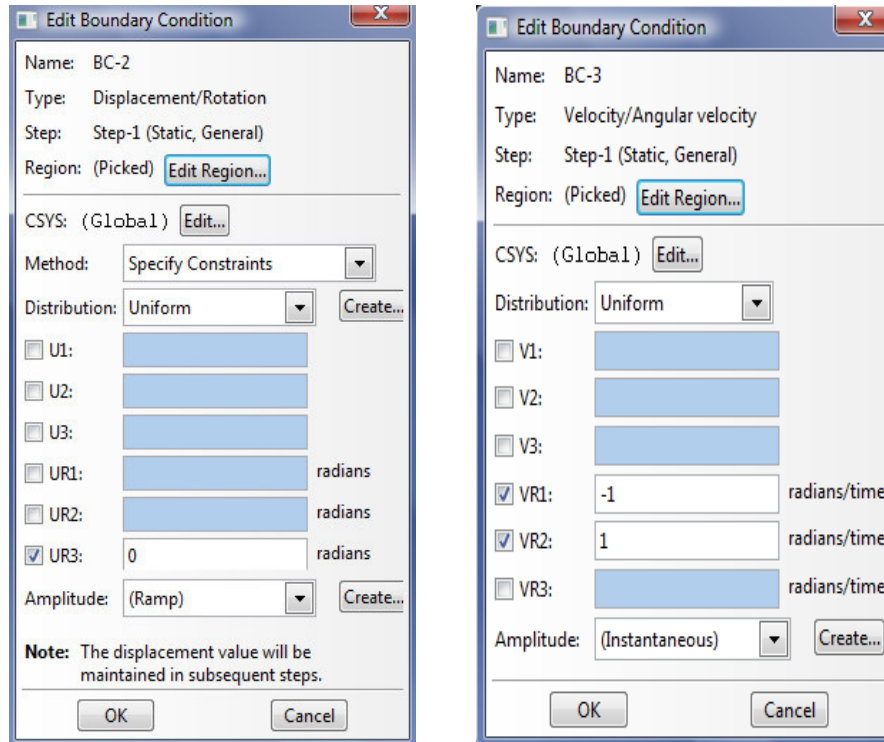
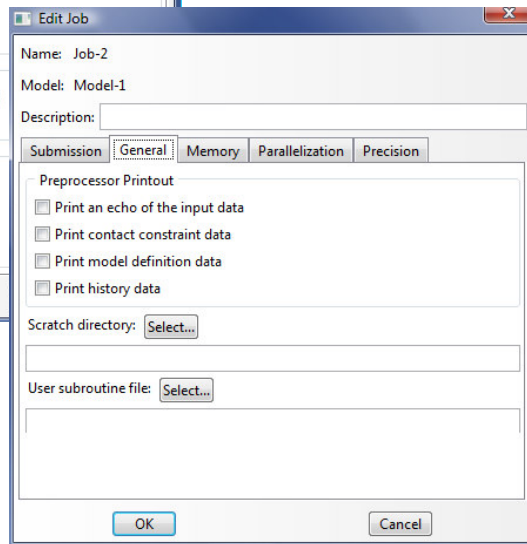
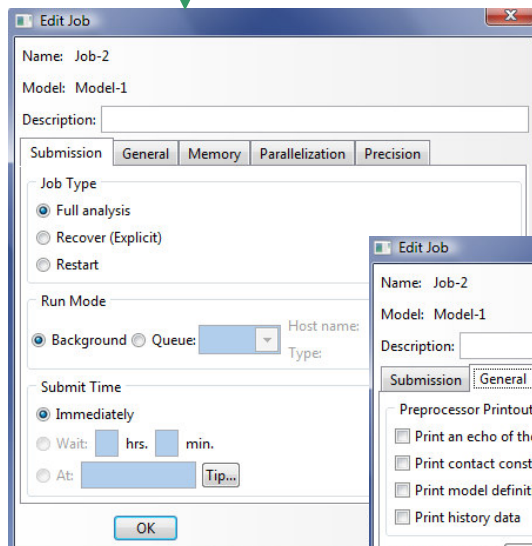
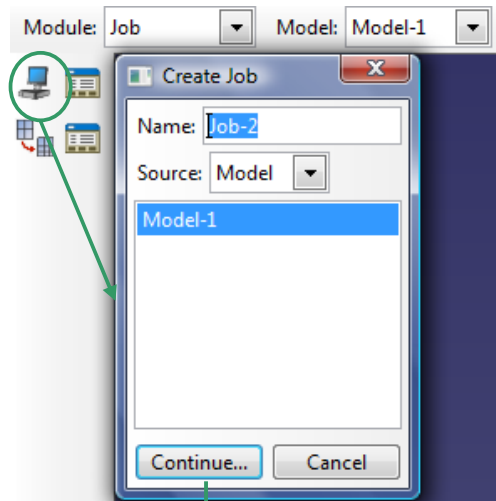


Figura 56 – Condições de fronteira usadas para simular lesões

3.4.9. Job

Para finalizar a descrição de todo o processo de criação da simulação da biomecânica da articulação do joelho, resta falar da última etapa o *Job*, que não é mais que a altura onde se definem os parâmetros como o nome dos ficheiros de saída, onde é dada a ordem para submeter o trabalho em análise, e onde também é possível monitorizar o andamento do trabalho até este ficar completo, ou ser abortado por alguma deficiência na definição de algum dos parâmetros de entrada, ou então parte da simulação pretendida já ter sido alcançada mesmo não estando concluída toda a simulação.

Na Figura 57, está descrito todo o processo de criação do *Job*, que se inicia seleccionando o módulo *Job*, *Create Job* dar um nome ao trabalho, e que será o nome dos ficheiros de saída. Há ainda um conjunto de parâmetros que podem ser alterados relativos a este módulo, como é visível na Figura 56, por exemplo a utilização de um ou dois processadores disponíveis para a análise deste trabalho.



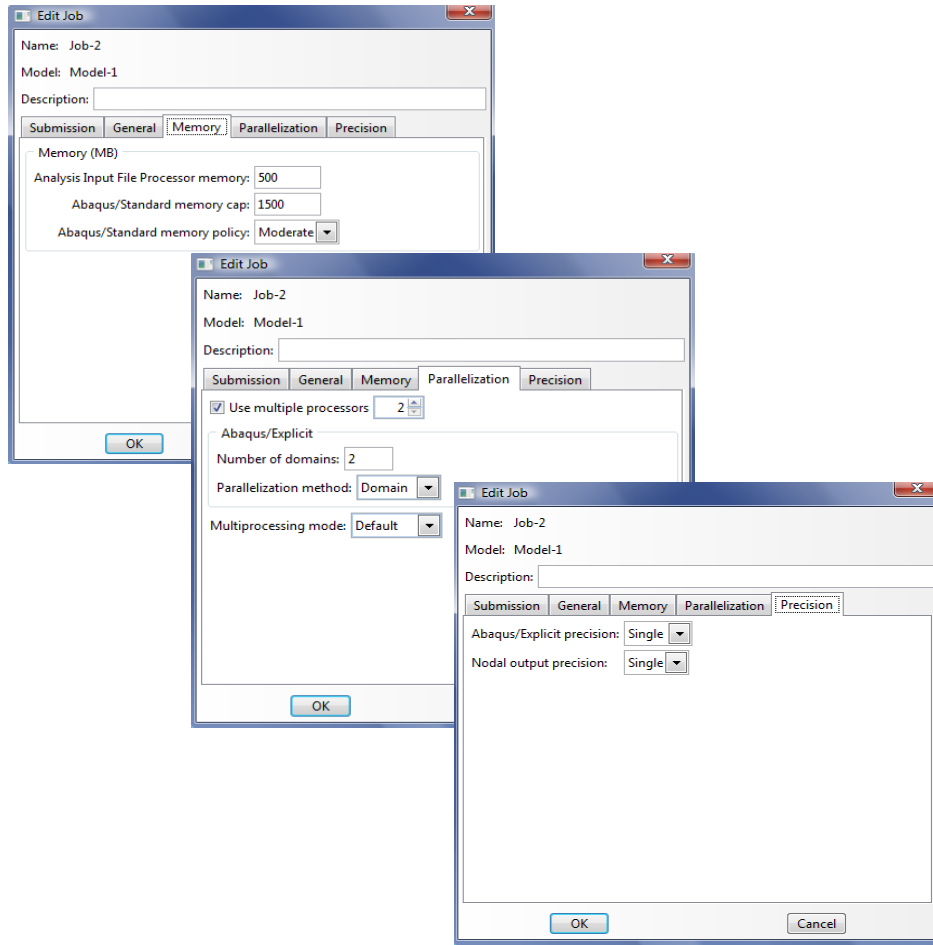


Figura 57 – Criação do Job

Tecidas todas as considerações anteriormente apresentadas, que são resultado de inúmeras simulações efectuadas, e de multiplas tentativas até à obtenção dos resultados que serão apresentados em seguida, foi submetido à análise, fazendo primeiro *Write Input* e de seguida *Submit*, e o trabalho é submetido a análise, Figura 58.

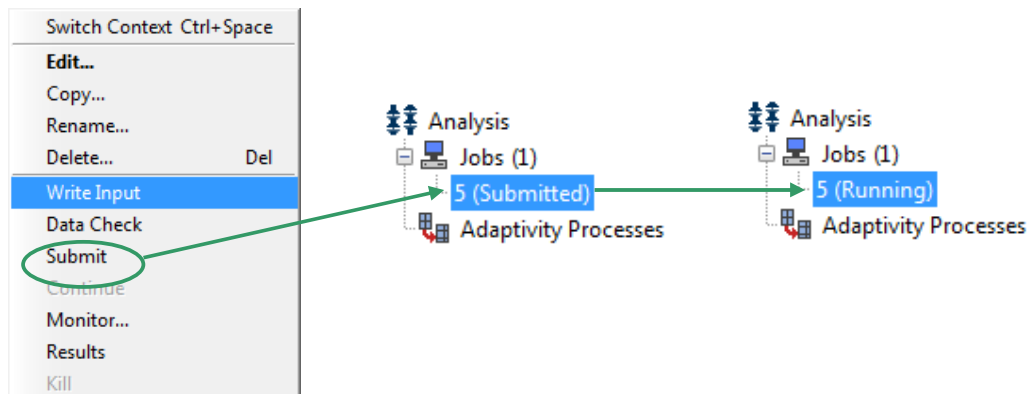
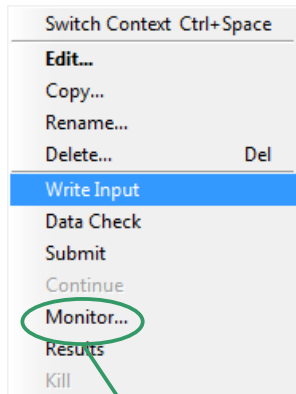


Figura 58 – Submissão do modelo a análise

Durante a análise, é possível monitorizar o andamento da análise, para tal fazer *Monitor...*, Figura 59. Aqui é possível visualizar a ocorrência de erros, ou imperfeições do modelo, bem com partes dos resultados, e visualizar essa parte dos resultados já criados até a análise ficar completa.



5 Monitor

Job: 5 Status: Running

Step	Increment	Att	Severe Discon Iter	Equil Iter	Total Iter	Total Time/Freq	Step Time/LPF	Time/LPF Inc
1	1	1	1	0	1	0	0	1
1	1	2	6	3	9	0.25	0.25	0.25
1	2	1	3	4	7	0.5	0.5	0.25
1	3	1	1	0	1	0.5	0.5	0.375
1	3	2	2	4	6	0.59375	0.59375	0.09375
1	4	1	2	7	9	0.734375	0.734375	0.140625
1	5	1	3	5	8	0.875	0.875	0.140625

Log Errors Warnings Output

Submitted: Wed Jul 01 15:34:18 2009

Started: Analysis Input File Processor

Completed: Analysis Input File Processor

Started: Abaqus/Standard

Kill

5 Monitor

Job: 5 Status: Completed

Step	Increment	Att	Severe Discon Iter	Equil Iter	Total Iter	Total Time/Freq	Step Time/LPF	Time/LPF Inc
1	1	1	1	0	1	0	0	1
1	1	2	6	3	9	0.25	0.25	0.25
1	2	1	3	4	7	0.5	0.5	0.25
1	3	1	1	0	1	0.5	0.5	0.375
1	3	2	2	4	6	0.59375	0.59375	0.09375
1	4	1	2	7	9	0.734375	0.734375	0.140625
1	5	1	3	5	8	0.875	0.875	0.140625
1	6	1	2	8	10	1	1	0.125

Log Errors Warnings Output

Kill Dismiss

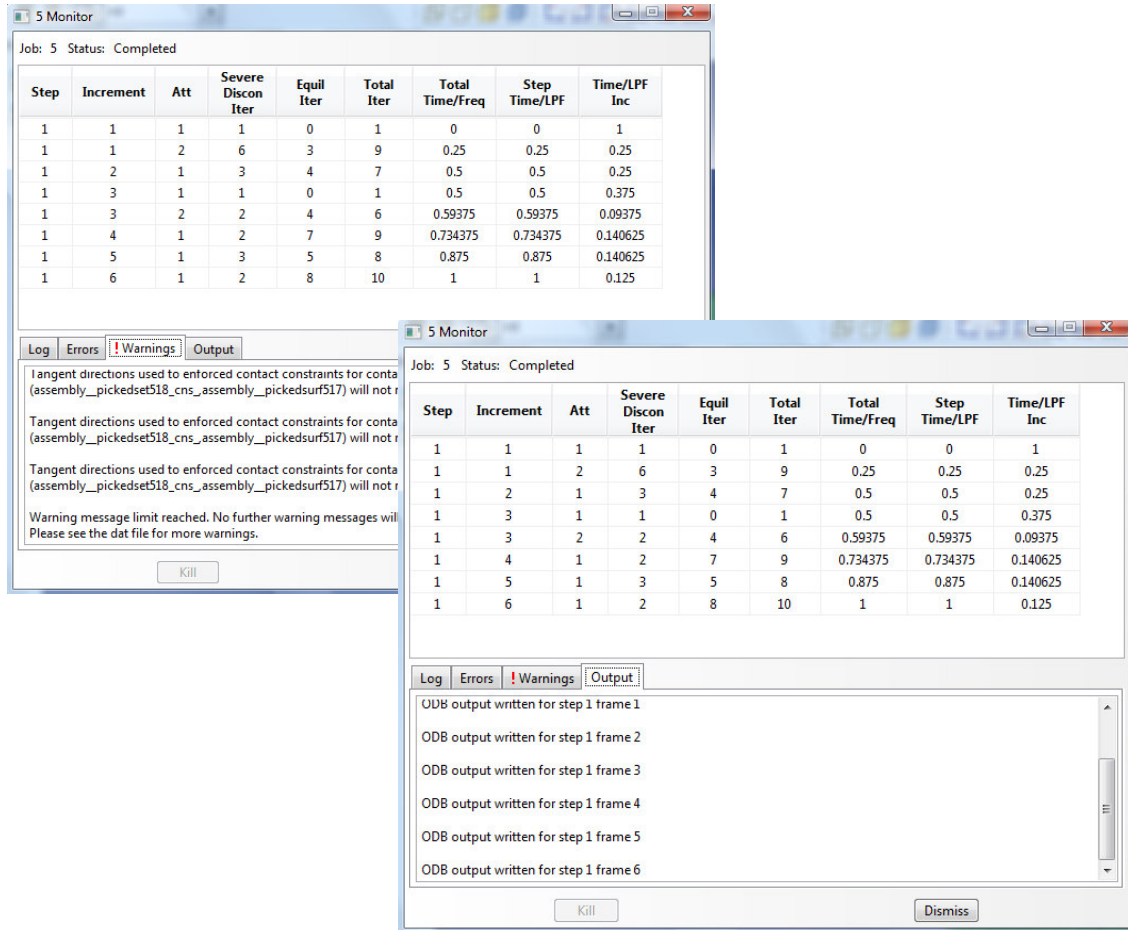


Figura 59 – Monitorização do andamento da análise

Completa a análise, na árvore à esquerda da janela aparecerá a indicação que o processo foi concluído (Figura 60), e os resultados guardados na pasta de destino do ficheiro com a extensão *ODB*, onde podem ser consultados ou então pode ser usado o módulo de visualização.

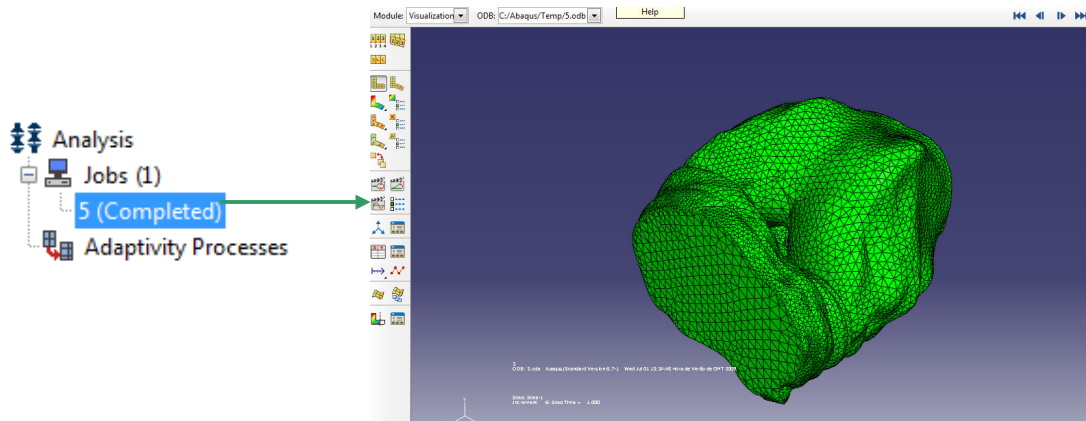


Figura 60 – Visualização dos resultados

4. Apresentação e discussão de resultados

Terminado todo o processo desde a criação do modelo até a realização de uma simulação completa, capaz de traduzir a cinemática da articulação do joelho, é chegada a altura de apresentar e reflectir sob o conjunto de resultados obtidos. Estes resultados podem ser divididos em duas partes, os resultados relativos à criação do modelo, e os resultados obtidos após a realização da simulação.

4.1. Resultados obtidos no processo de criação do modelo

Um dos resultados deste trabalho é sem dúvida o modelo da articulação do joelho, que resulta da parte inicial deste trabalho, a parte relativa à modelação desta articulação a partir das imagens de ressonância magnética, Figura 61.

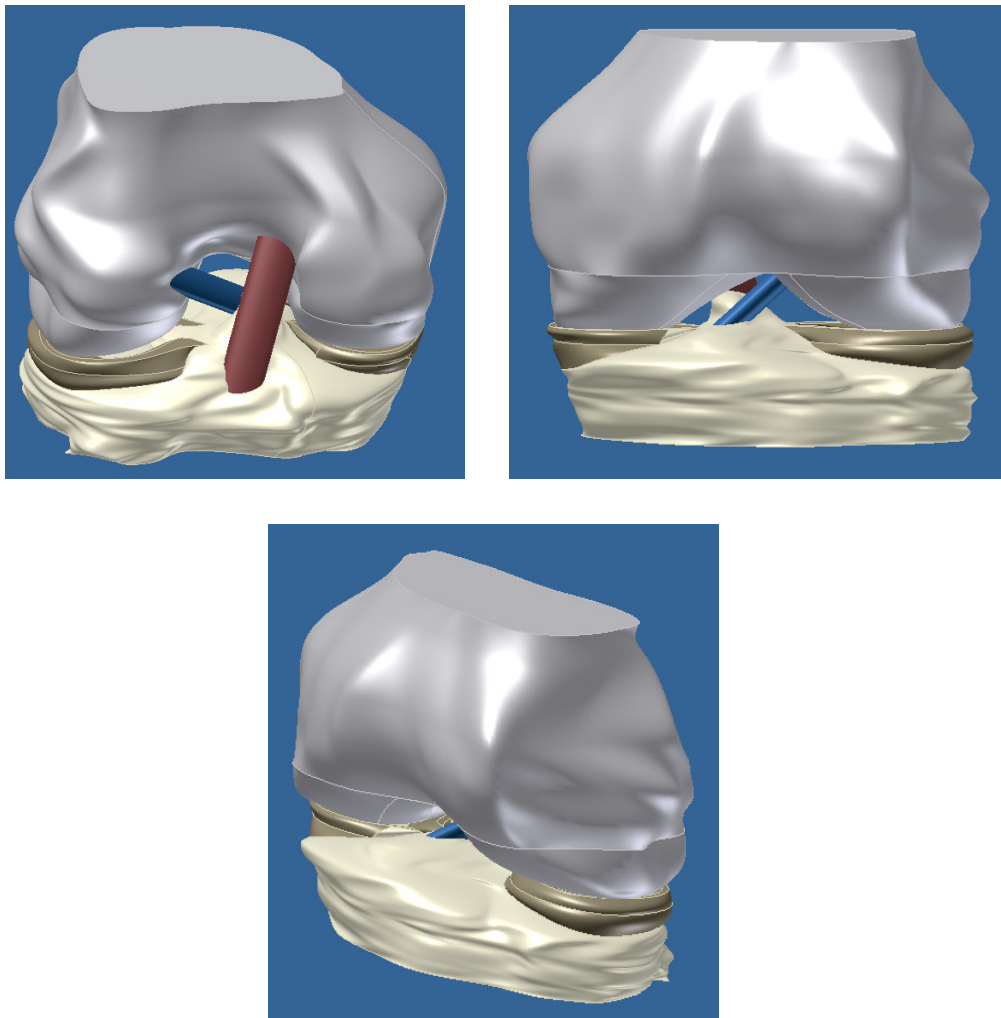


Figura 61 – Modelo Criado

Este primeiro resultado assume um papel determinante no desenrolar de todo este trabalho, uma vez que é sobre este que recai todo o processo de análise e simulação, disto é exemplo a Figura 62, que ilustra o processo de agrupamento.

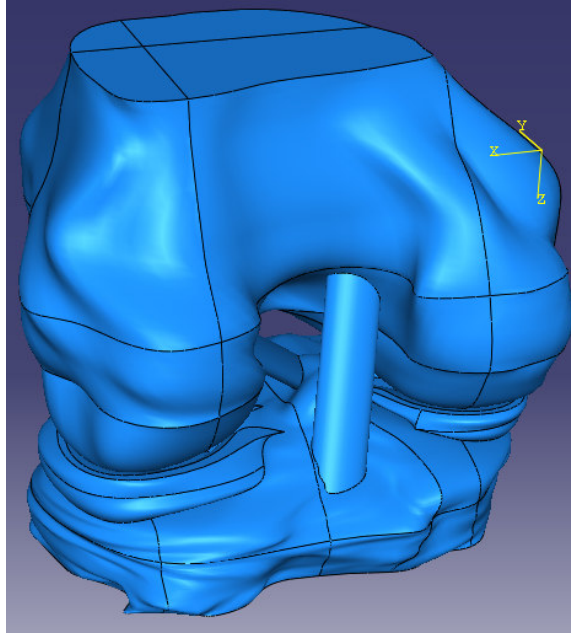


Figura 62 – Processo de agrupamento

Olhando para o modelo de uma outra perspectiva, e tendo por exemplo como referência as duas figuras anteriormente apresentadas, pode depreender-se uma relativa irregularidade das superfícies, bem como uma complexa morfologia, no entanto, todo o processo de obtenção do modelo é um processo simples, tal como foi descrito, mas capaz de transmitir as formas da articulação do joelho, a qual se pretendia modelar.

Faz também sentido fazer referência nesta altura, ao facto de o modelo visível na Figura 62, e que foi usado no processo de simulação, não ser por si só o resultado do processamento desta primeira fase de modelação, mas ser sim o modelo que teve como ponto de partida esse primeiro modelo resultante da aplicação desta primeira fase, e o qual foi recebendo pequenas actualizações na geometria, pouco relevantes no conjunto modelado, e que foram sendo necessárias para ultrapassar alguns problemas, como sejam problemas na geometria após a importação para o ambiente *ABAQUS*, ou então problemas na geração de malha, que já atrás foram mencionados. Ou seja, este modelo é o resultado de um conjunto de tentativas de forma a conseguir uma solução de compromisso entre toda a metodologia usada para a obtenção de modelos e mais algumas correcções geométricas que permitem a realização de simulações.

4.2. Resultados obtidos no processo de simulação

Obtido o modelo, e depois de tecidas todas as considerações já descritas anteriormente, bem como depois de correr os modelos, são obtidos os resultados das simulações efectuadas. Foram realizadas três simulações, uma que simula o funcionamento mecânico normal do joelho, e duas relativas a lesões que podem ocorrer nos ligamentos cruzados e os meniscos, e das quais decorreram os resultados que serão apresentados de seguida.

4.2.1. Simulação da rotação normal da articulação do joelho

Terminada a simulação o ficheiro com o formato *.odb* é guardado na pasta de destino definida, e tal como já foi dito, nele são guardados um conjunto de resultados necessários à análise dos resultados obtidos. Assim nesse conjunto de resultados existem alguns parâmetros que assumem um cariz mais relevante na interpretação de resultados, e que como tal serão alvo de seguida de uma análise mais pormenorizada. No entanto, após a criação da simulação há outros parâmetros, como a visualização da deformada, a distribuição de tensões, que vão servindo como forma de verificar se a realidade simulada se aproxima do real. As Figuras 63, 64, 65 e 66 apresentadas de seguida, ilustram o que foi anteriormente dito, e mostram a deformada.

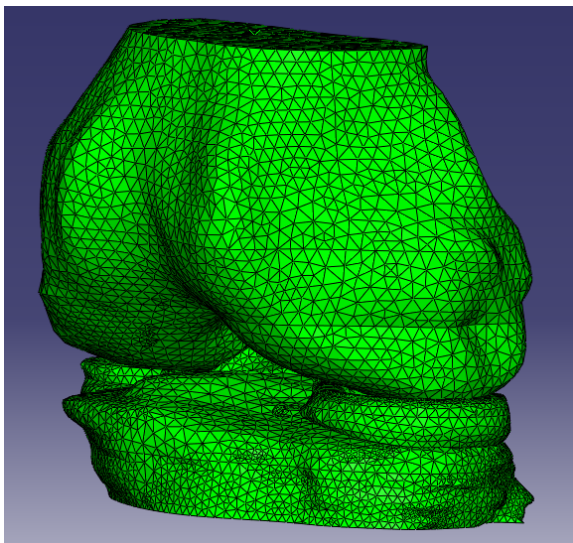


Figura 63 – Deformada para 0°

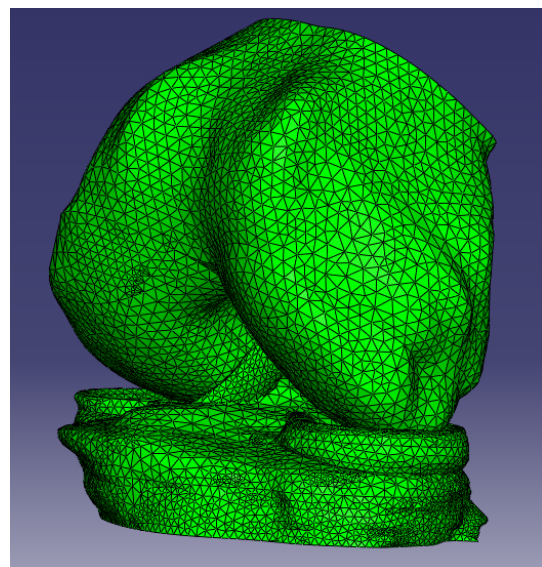


Figura 64 – Deformada para 30°

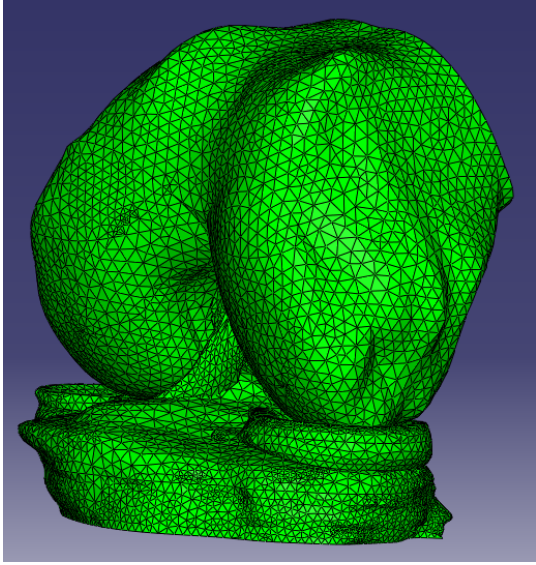


Figura 65 – Deformada para 60°

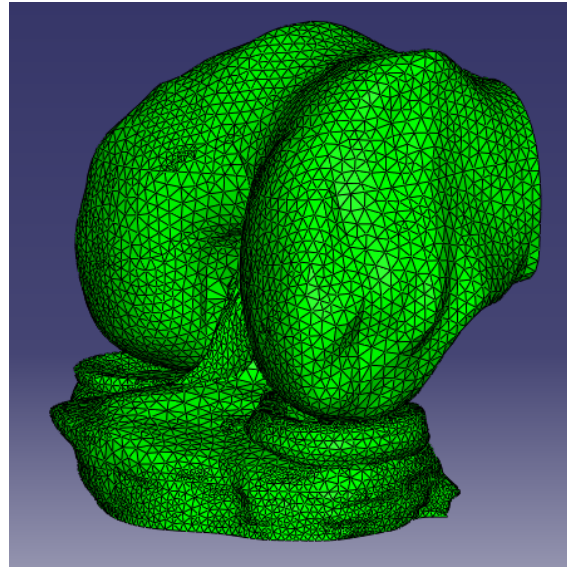


Figura 66 – Deformada para 90°

As figuras apresentadas são resultado do cálculo do deslocamento e rotação de cada nó, provocado pela aplicação de parte da carga, que vai sendo incrementada em cada interação da resolução do problema algébrico associado ao MEF aplicado neste tipo de software. Esta é a justificação que explica as diferentes posições apresentadas pela articulação do modelo simulado, e que se aproximam do real.

A par da deformada da articulação é possível ter uma visão das tensões instaladas, e mais uma vez comparar se estas tendem a aproximar as tensões reais instaladas nesta articulação. Nas Figuras seguintes são apresentadas de uma forma geral as tensões instaladas, usando o critério de Von Mises para a combinação de tensões. Nelas é possível verificar que estas tensões se localizam nas zonas onde seria suposto aparecerem, ou seja na zona dos meniscos pela força exercida pelo fémur sobre estes, e que pela rotação que vai sofrendo se vai distribuir por uma área diferente. Bem como nos ligamentos provocadas pela força que se instala nestes, aquando da rotação do fémur, anteriormente referida. São também visíveis, e espectáveis grandes valores de tensões nas zonas de ancoragem dos ligamentos aos ossos.

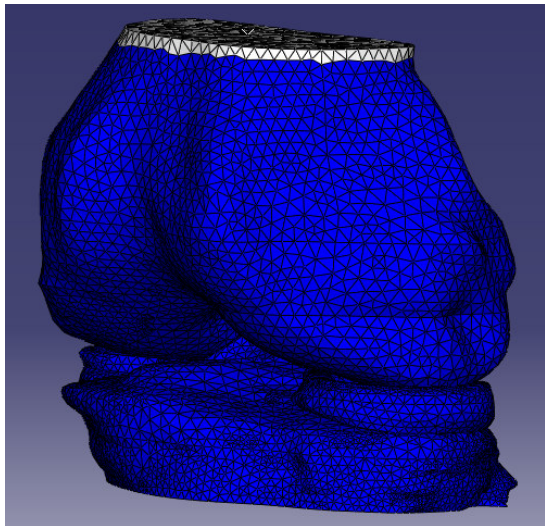


Figura 67 – Tensões para 0°

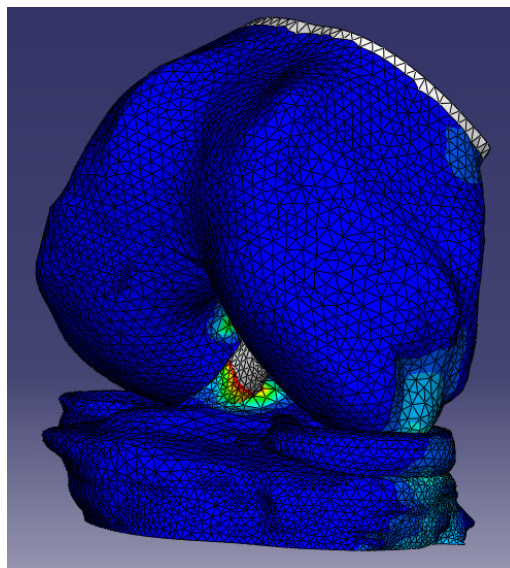


Figura 68 – Tensões para 30°

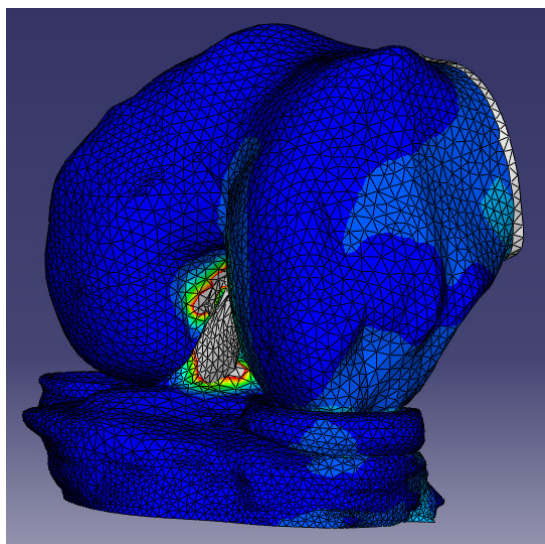


Figura 69 – Tensões para 60°

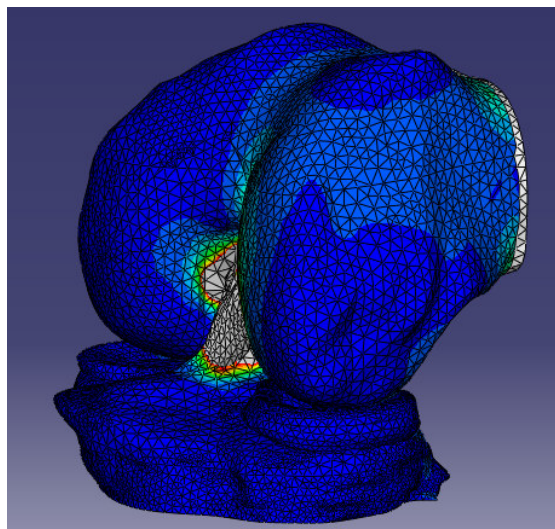


Figura 70 – Tensões para 90°

Alguns pormenores visíveis das vistas anterior e posterior aquando da rotação.

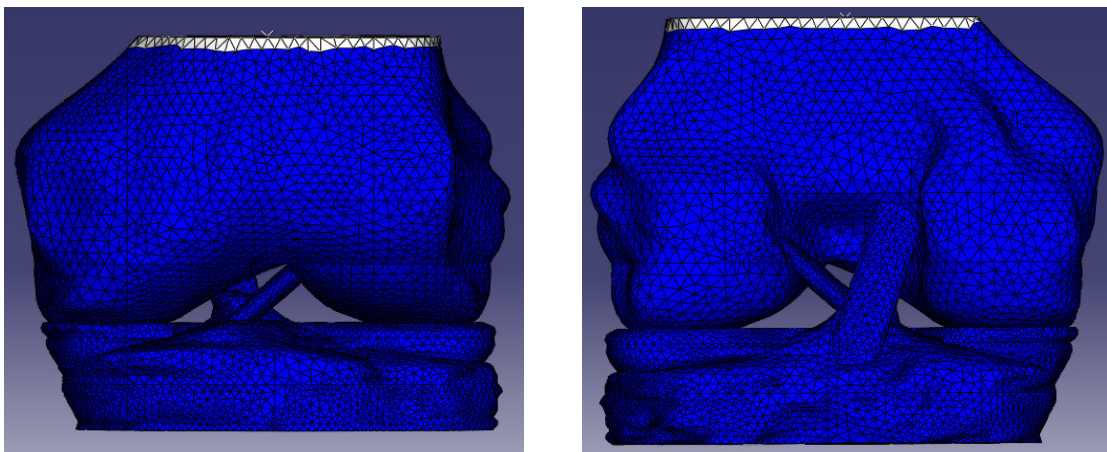


Figura 71 – Vista anterior e posterior para 0°

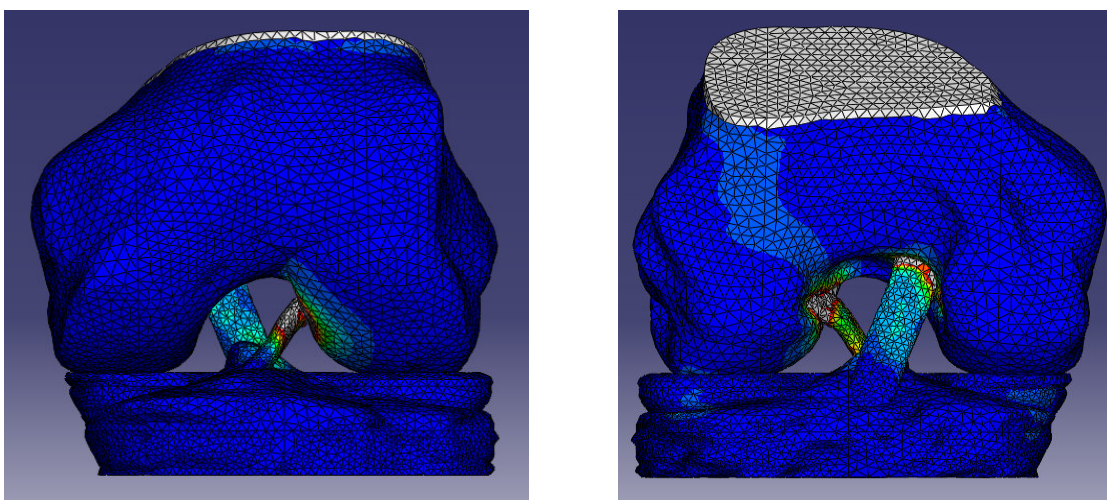


Figura 72 – Vista anterior e posterior para 30°

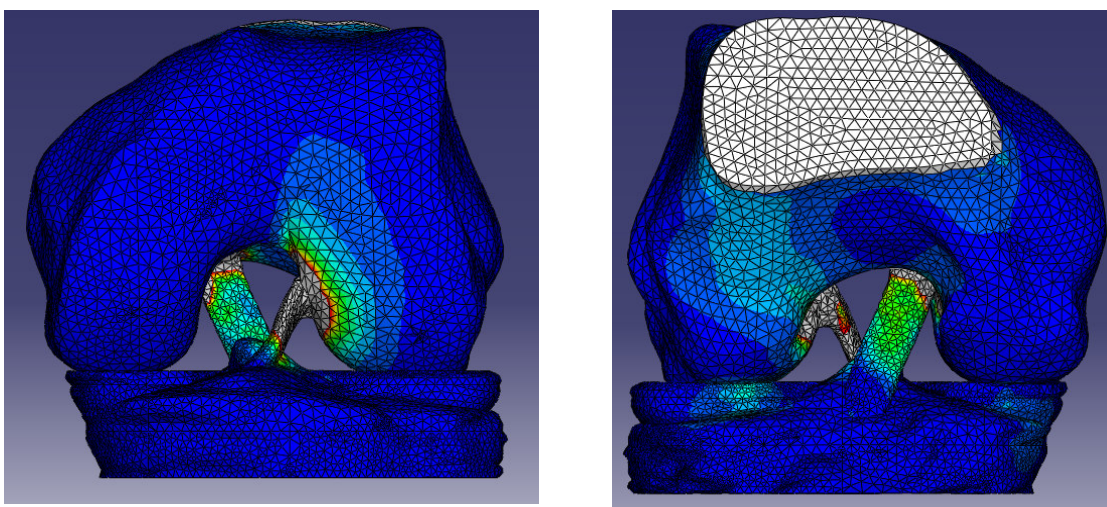


Figura 73 – Vista anterior e posterior para 60°

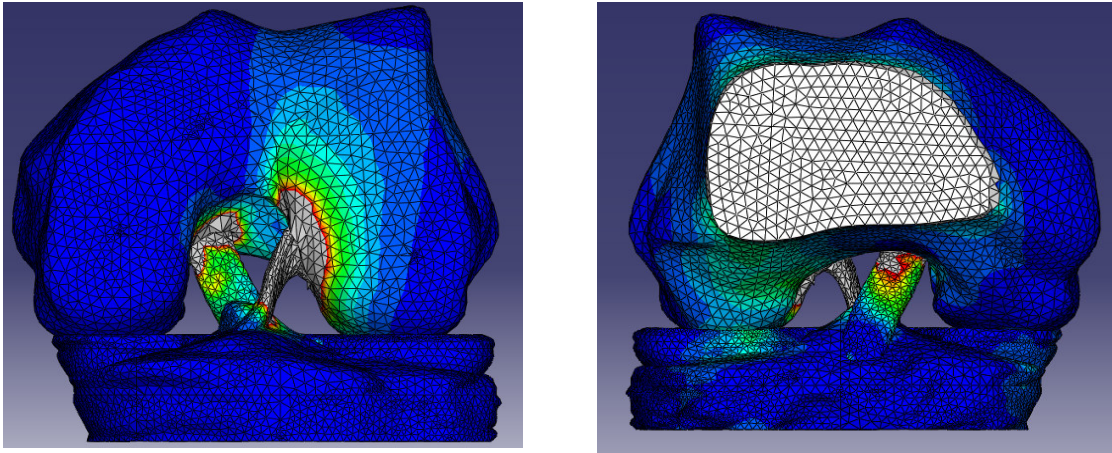


Figura 74 – Vista anterior e posterior para 90°

De forma a perceber como se distribuem as tensões mais em pormenor na estrutura mais solicitada, e que é alvo de um grande número de lesões, que são os ligamentos cruzados, de seguida será feita uma análise de como variam estas tensões em função da rotação. Para tal foram seleccionados quatro nós de cada ligamento, de diferentes zonas, Figura 75, dos quais serão retirados os valores das tensões principais máximas instaladas, e verificar como estas variam com a rotação femoral.

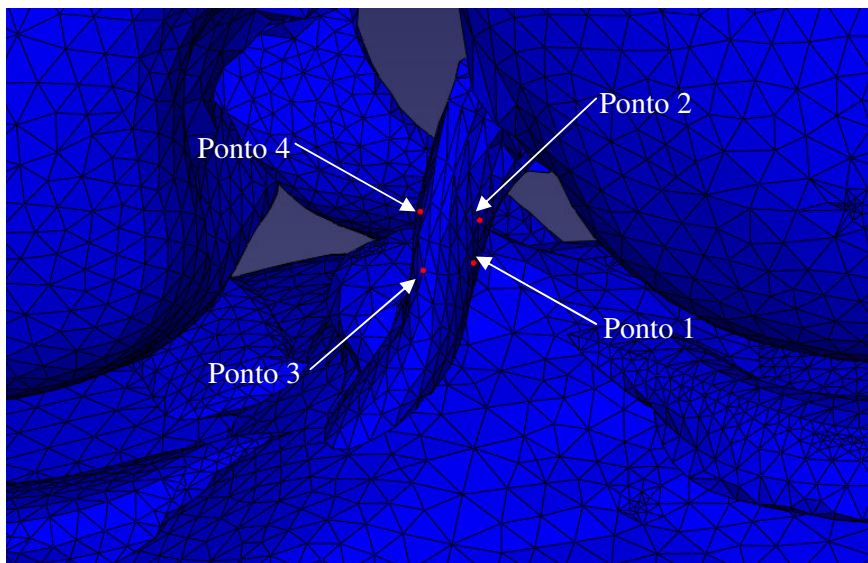


Figura 75 – Nós considerados na análise para o LCA

Assim pelos valores do output das tensões e da rotação retirados do *ABAQUS*, apresentados em anexo, e depois de devidamente tratados é possível chegar aos gráficos seguintes que mostram como variam as tensões em função da rotação do fémur para o LCA e LCP.

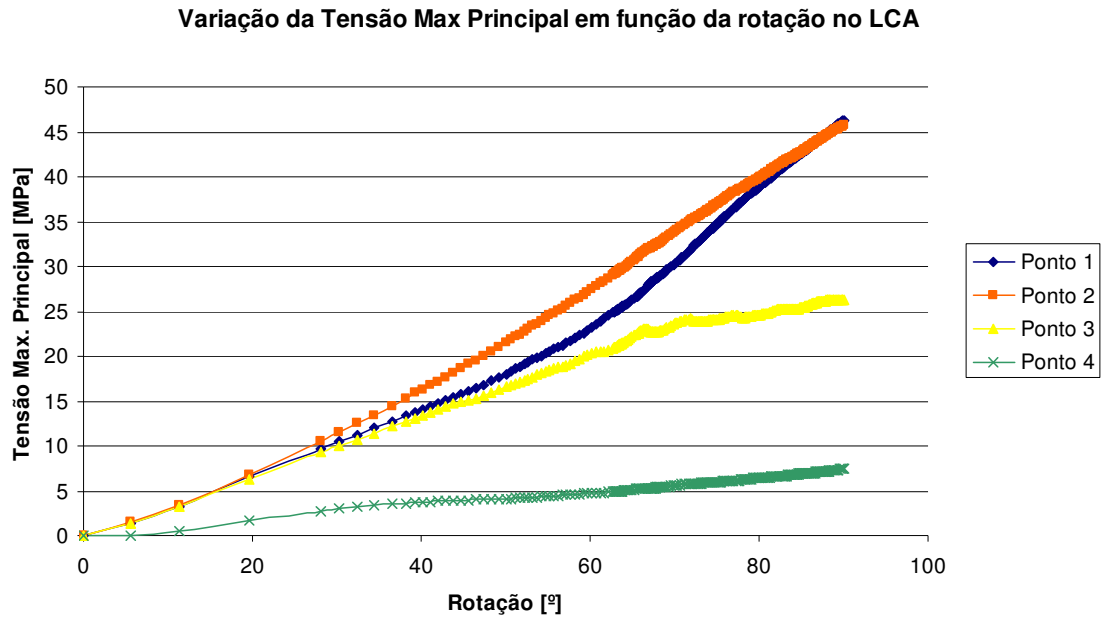


Gráfico 1 – Tensão Max Principal vs Rotação LCA

Analisando o Gráfico 1, é visível a tendência de aumento das tensões no LCA, com o aumento da rotação do fêmur, algo que era espectável, uma vez que é esta rotação que provoca um esforço interno no ligamento de tração, que leva ao alongamento desta estrutura, e conseqüentemente ao aparecimento destas tensões. Tensões que, neste modelo ensaiado, podem variar para o valor máximo de rotação, que será o caso mais crítico, tal como é visível pelo gráfico entre os 7MPa e os 46MPa.

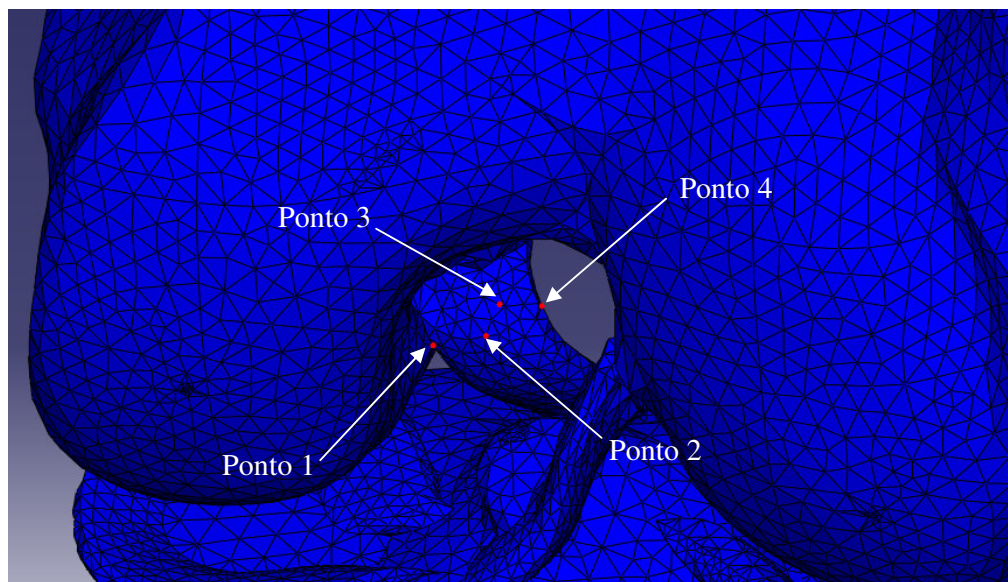


Figura 76 – Nós considerados na análise para o LCP

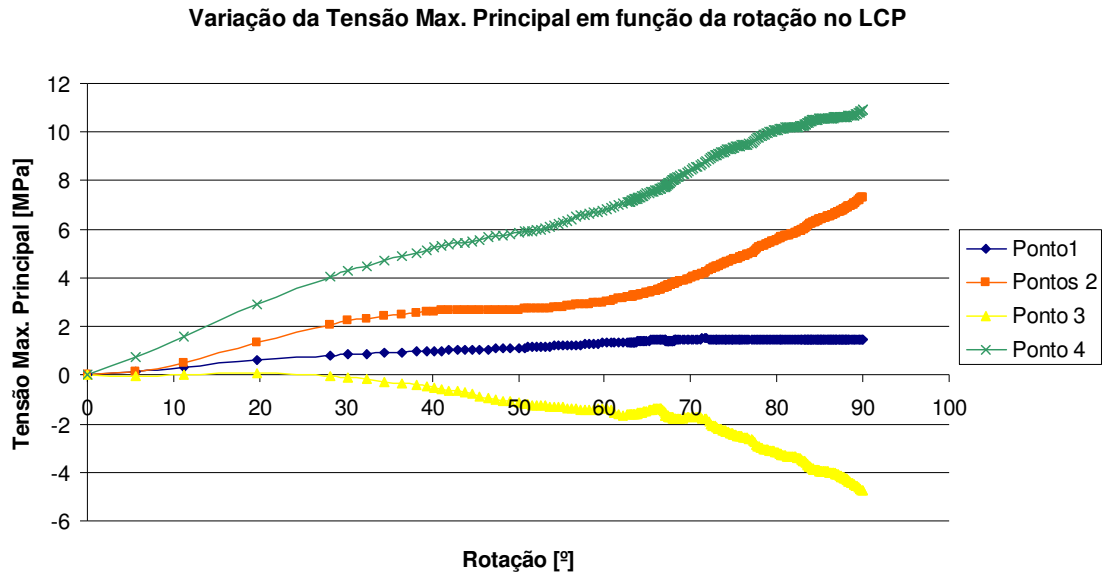


Gráfico 2 – Tensão Max Principal vs Rotação LCP

No caso do LCP o primeiro facto que salta à vista, por análise do gráfico, é a existência de partes do ligamento que estão comprimidas e outras tracionadas. Tal facto é justificado pelo aparecimento de tensões positivas e negativas nos diferentes nós considerados, como é visível pelo Gráfico 2. Do ponto da magnitude das tensões registadas neste ligamento elas são muito menores, algo que facilmente justificado pelo facto de este ligamento não ter um papel primordial na restrição do movimento ensaiado, ao contrário do que acontece com o LCA.

4.2.2. Simulação de lesões da articulação do joelho

Paralelamente à simulação da cinemática da articulação do joelho, far-se-á neste trabalho duas simulações relativas a lesões ligamentares e meniscais que podem ocorrer nesta articulação. Estas duas lesões simuladas são lesões de rotura do ligamento cruzado posterior e anterior em conjunto com lesões do menisco lateral e medial, dependendo do sentido de orientação da carga.

4.2.2.1. Simulação de lesão no LCA e menisco lateral

Esta simulação, tal como já foi referenciado atrás neste trabalho, é o resultado da aplicação de um momento num dos eixos perpendiculares ao eixo de rotação da articulação, tal como é visível na Figura 77. É este momento que vai originar uma rotação, provocando um desequilíbrio na articulação, e que é responsável pelo aparecimento destas lesões.

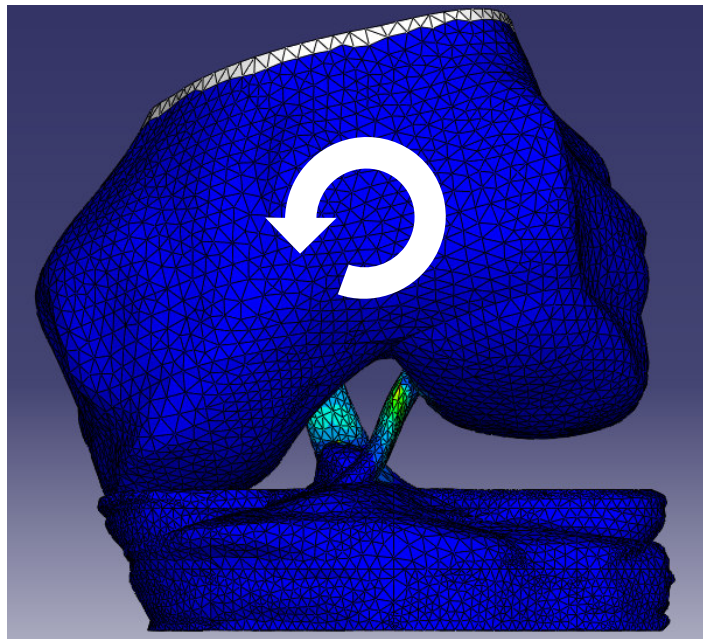


Figura 77 – Rotação usada para simular as lesões no LCA e menisco lateral

Este tipo de lesão afecta principalmente o ligamento cruzado anterior e o menisco lateral para o carregamento agora considerado, tal como é visível nas figuras seguintes que tentam ilustrar este tipo de lesão que afecta articulação do joelho.

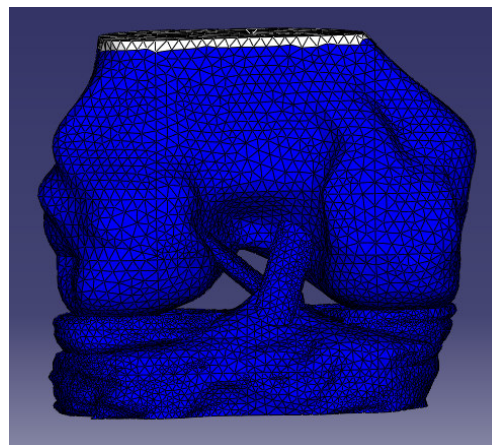
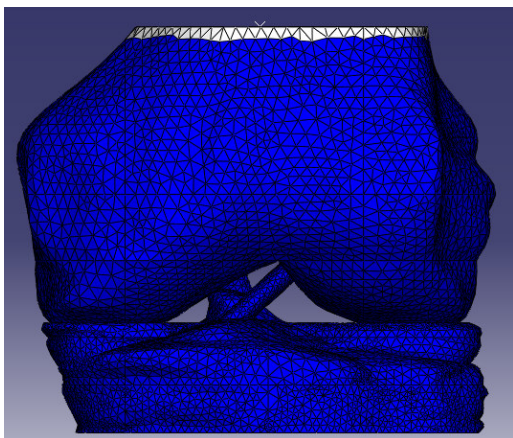


Figura 78 – Distribuição de Tensões no LCA e ML para 0°

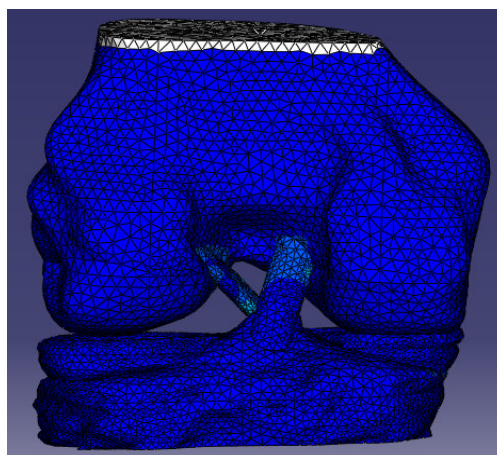
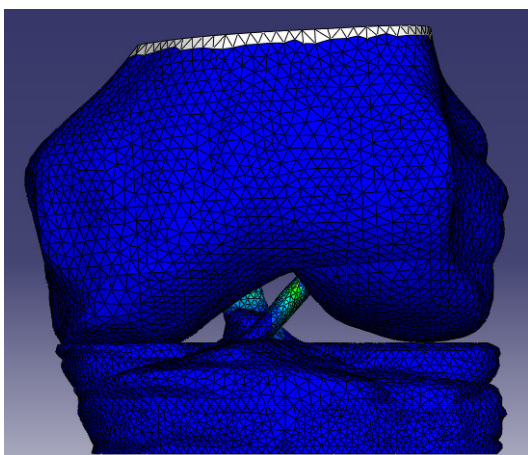


Figura 79 – Distribuição de Tensões no LCA e ML para 3°

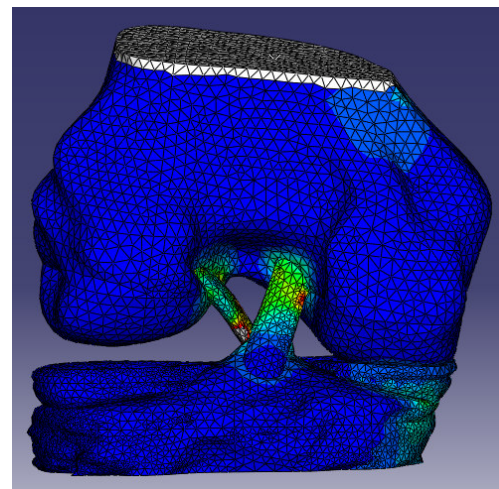
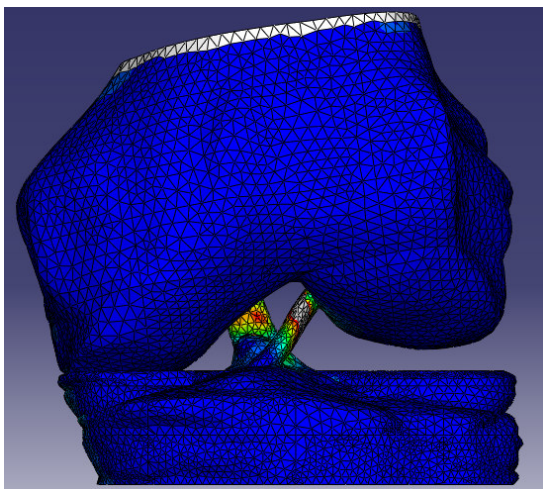


Figura 80 – Distribuição de Tensões no LCA e ML para 8°

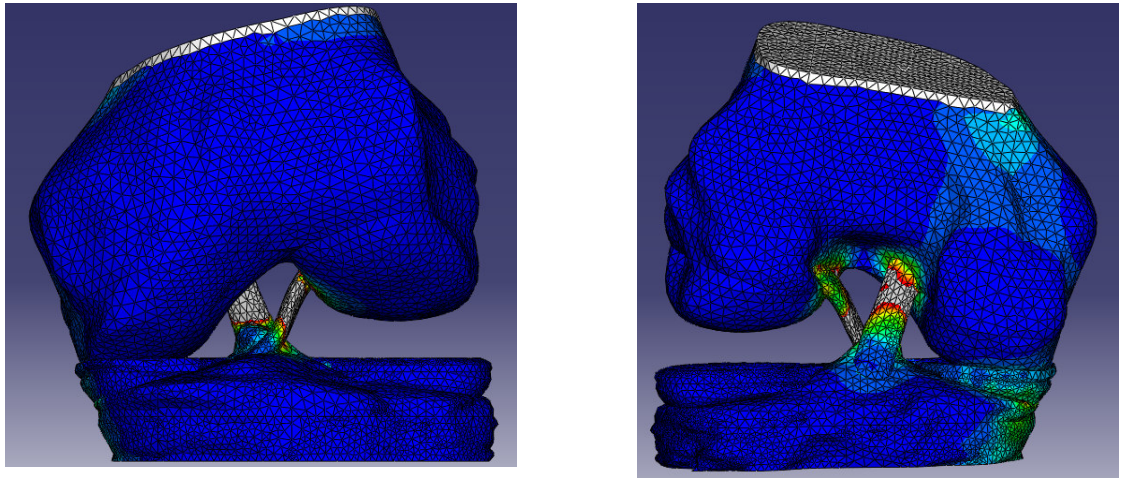


Figura 81 – Distribuição de Tensões no LCA e ML para 13°

Tal como na análise da cinemática desta articulação, será feita uma análise gráfica da variação da tensão principal Max no ligamento cruzado anterior e no menisco lateral em função da rotação verificada. Para tal foram escolhidas mais uma vez quatro nós no ligamento e menisco, e retirada a tensão Max principal, neste primeiro caso do LCA e ML, Figura 82, 83.

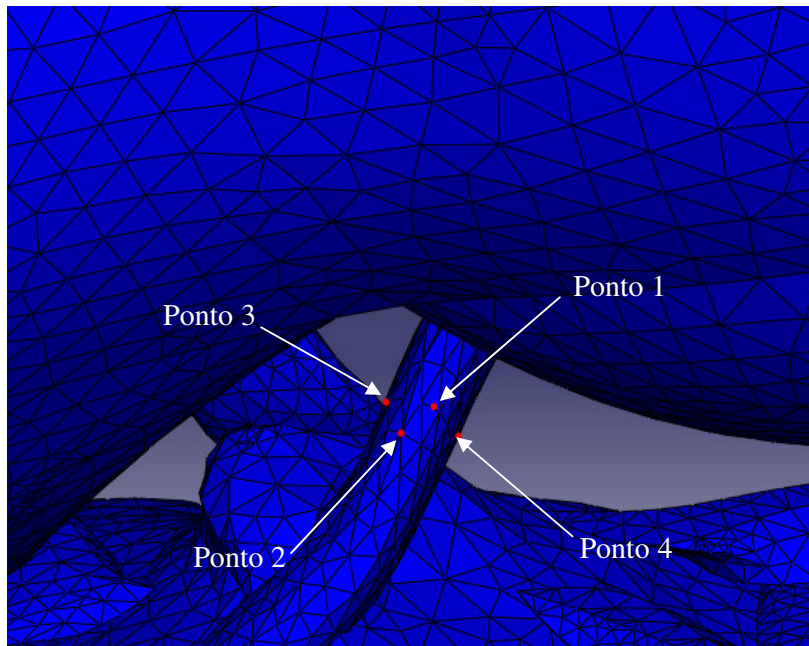


Figura 82 – Nós considerados na análise da simulação de lesão para o LCA

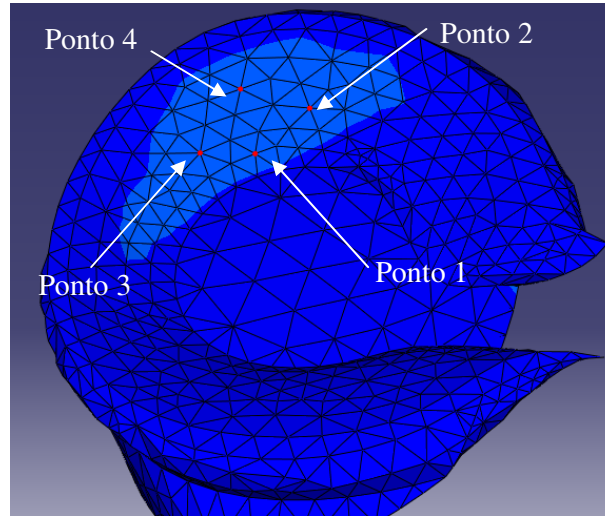


Figura 83 – Nós considerados na análise da simulação de lesão para o ML

Os valores de tensão principal máxima verificados no LCA e ML estão registados nos Gráficos seguintes.

Varição da Tensão Max. Principal em função da rotação no LCA

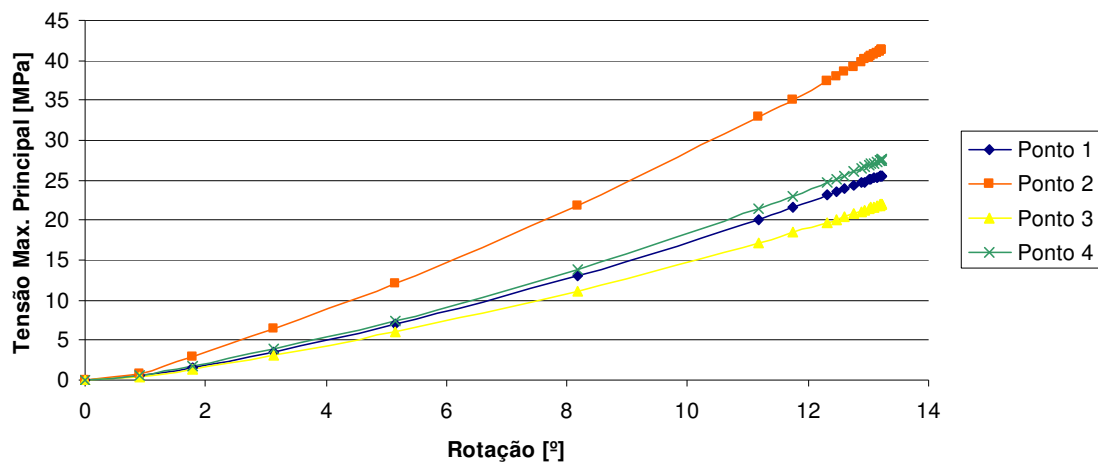


Gráfico 3 – Variação da Tensão Max. Principal em função da rotação no LCA

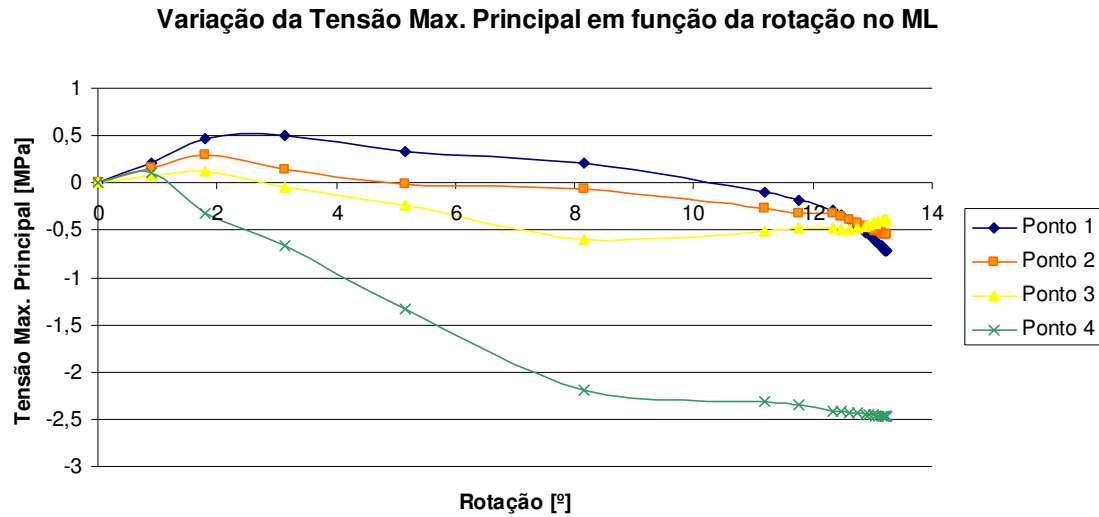


Gráfico 4 – Variação da tensão em função da rotação no ML

Analisando o primeiro gráfico, relativo à tensão instalada no ligamento cruzado anterior, é visível uma tendência acentuada de aumento da tensão para pequenas rotações, o que significa que neste tipo de movimentos existe um elevado risco de poder acontecer uma rotura do cruzado anterior. De notar que neste modelo não foram representados os ligamentos colaterais que tendem a limitar os valores elevados de rotação usados nesta simulação, no entanto, e mesmo com a existência destes, caso sejam atingidas estes valores de rotação a rotura pode ocorrer.

Do ponto de vista do menisco lateral, por observação do Gráfico 5, as tensões apresentam uma variação bem mais reduzida do que no caso LCA, no entanto o desequilíbrio provocado na articulação por este tipo de rotação leva à distribuição desta tensão por uma pequena área do próprio menisco, o que associado ao movimento de rotação femoral faz com que possam ocorrer cortes na estrutura do menisco. Isto assume grande importância, para além de provocar dores, pelo facto de o tecido meniscal não se regenerar, o que faz com que seja necessária uma intervenção cirúrgica para retirar as partes da estrutura cortadas por este tipo de lesão. Para além disto outro facto importante resultante deste tipo de cirurgia é saber até que ponto a mecânica normal da articulação é afectada após a remoção daquela parte do menisco.

4.2.2.2. Simulação de lesão no LCP e menisco medial

Todo o processo usado anteriormente para simular uma lesão no LCA e para ML, vai ser repetido para o LCP e MM alterando apenas o sentido de rotação do momento aplicado, e por conseguinte o sentido de rotação. Mais uma vez essa rotação provocará um desequilíbrio na articulação neste caso na lateral onde se localiza o menisco medial, Figura 84.

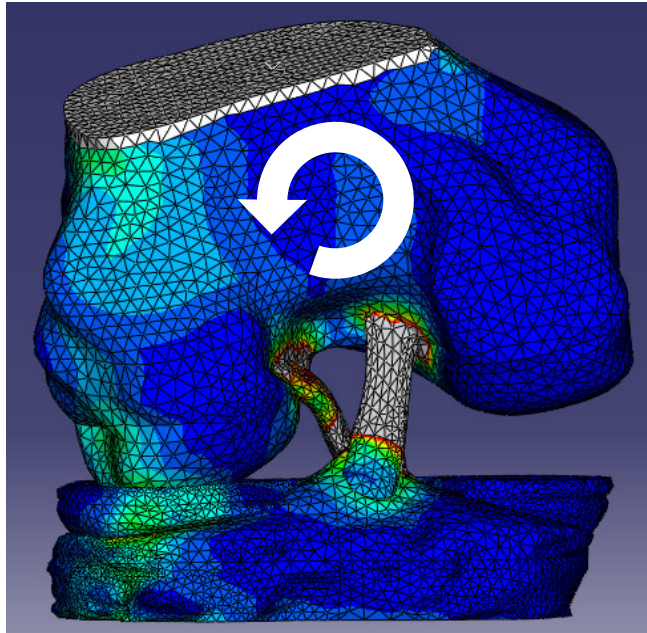


Figura 84 – Rotação usada para simular as lesões no LCP e menisco Medial

Com este carregamento agora usado este tipo de lesão afecta principalmente o ligamento cruzado posterior e o menisco medial, tal como é visível nas figuras seguintes que tentam ilustrar este outro tipo de lesão que afecta articulação do joelho.

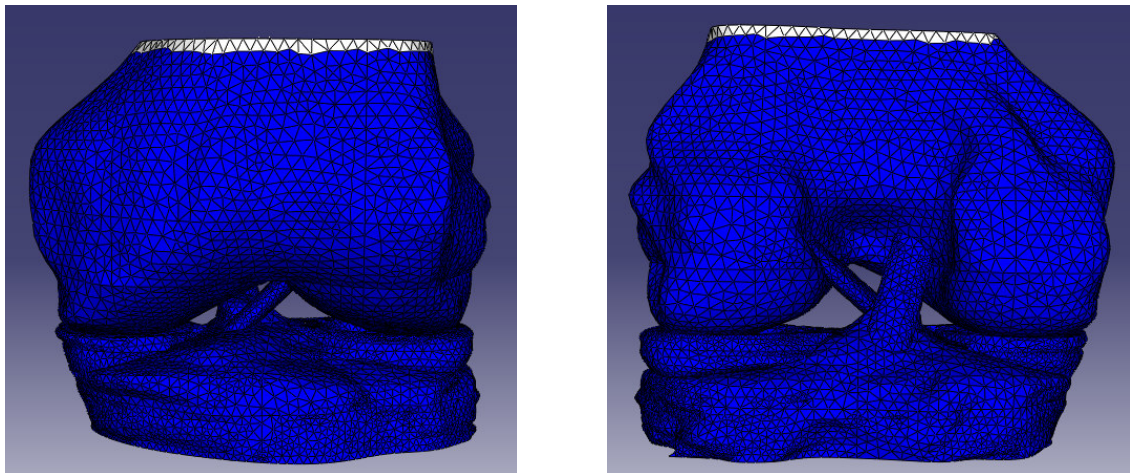


Figura 85 – Distribuição de Tensões no LCP e MM para 0°

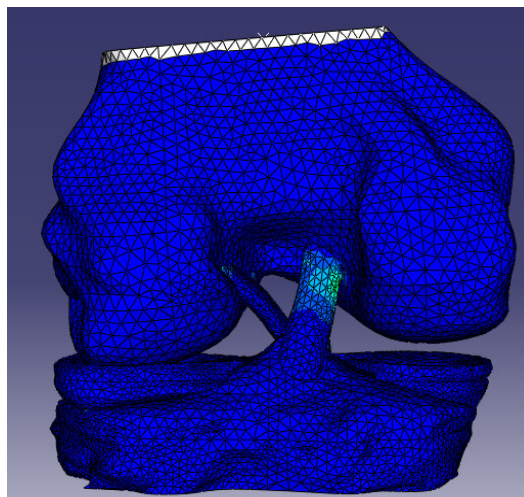
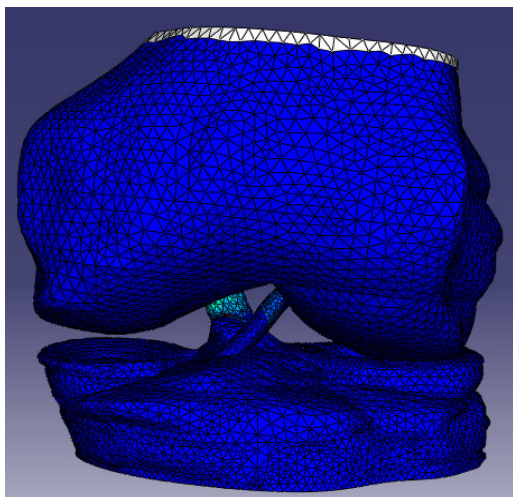


Figura 86 – Distribuição de Tensões no LCP e MM para 6°

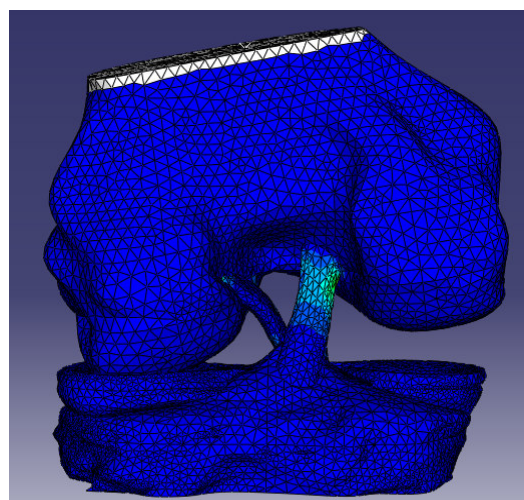
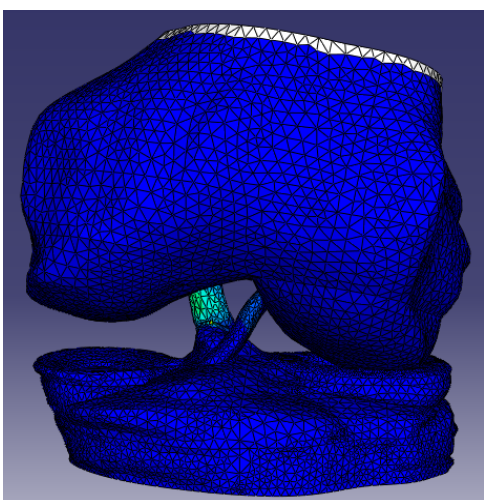


Figura 87 – Distribuição de Tensões no LCP e MM para 11°

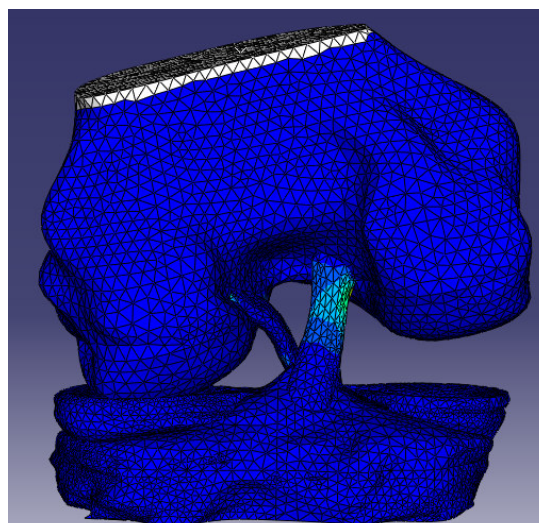
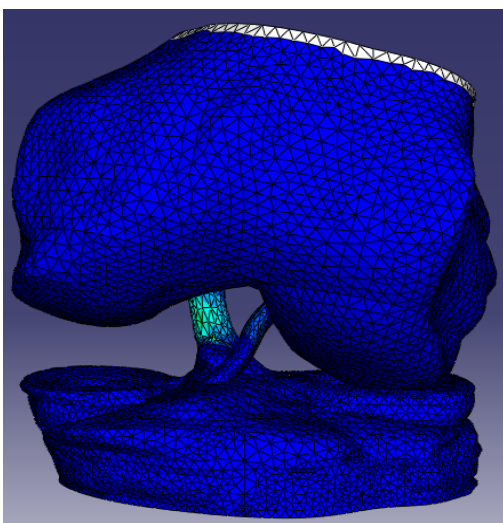


Figura 88 – Distribuição de Tensões no LCP e MM para 14°

Uma vez mais será feita uma análise gráfica, desta vez da variação da tensão principal Max no ligamento cruzado posterior e no menisco medial em função da rotação verificada, tal como foi feito anteriormente, Figura 89, 90.

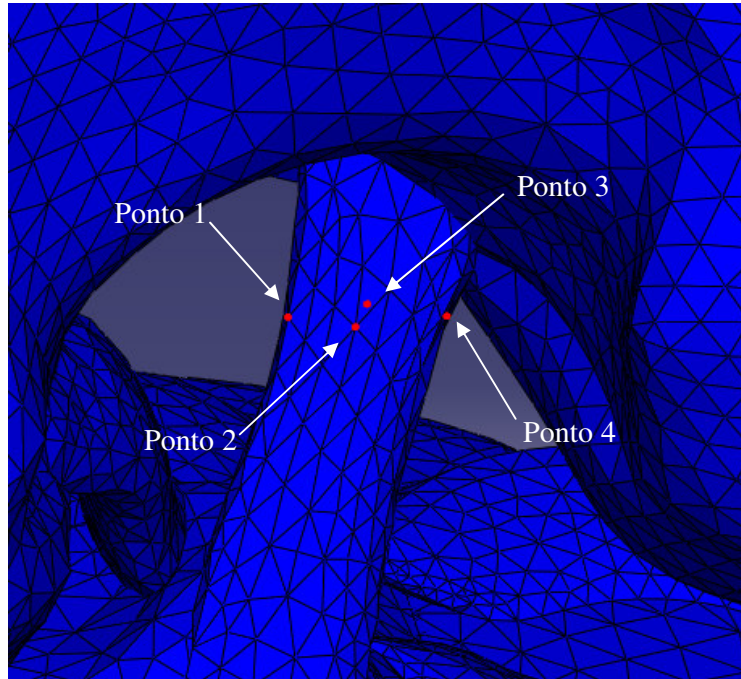


Figura 89 – Nós considerados na análise da simulação de lesão para o LCP

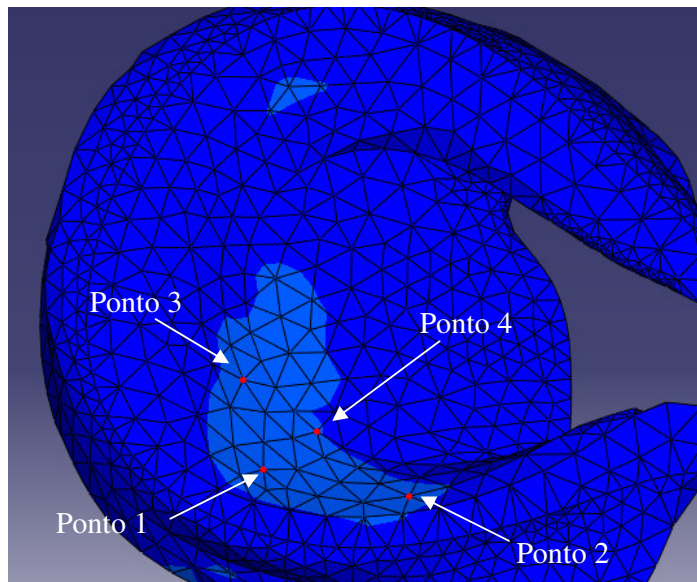


Figura 90 – Nós considerados na análise da simulação de lesão para o MM

Os valores de tensão principal máxima verificados no LCP e MM estão registados nos Gráficos seguintes.

Varição da Tensão Max. Principal em função da rotação no LCP

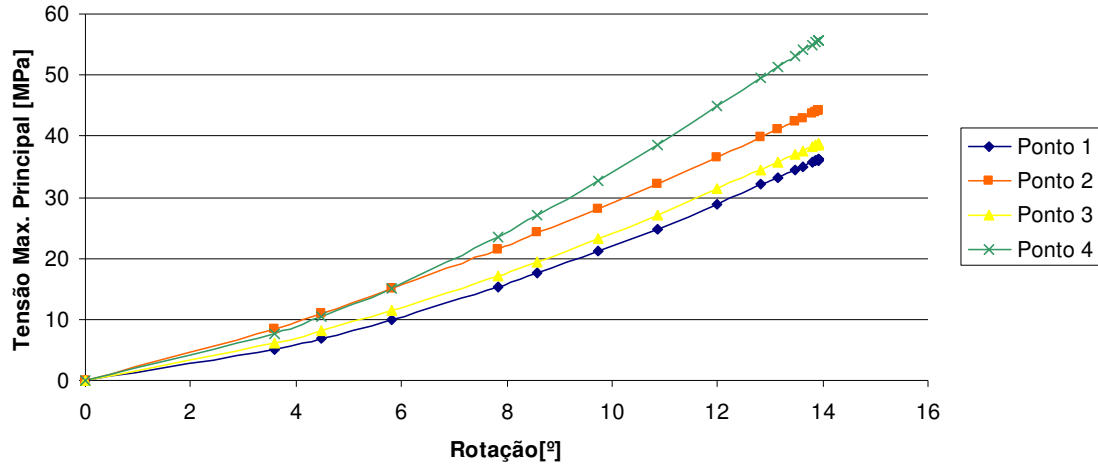


Gráfico 5 – Varição da Tensão Max. Principal em função da rotação no LCP

Varição da Tensão Max. Principal em função da rotação no MM

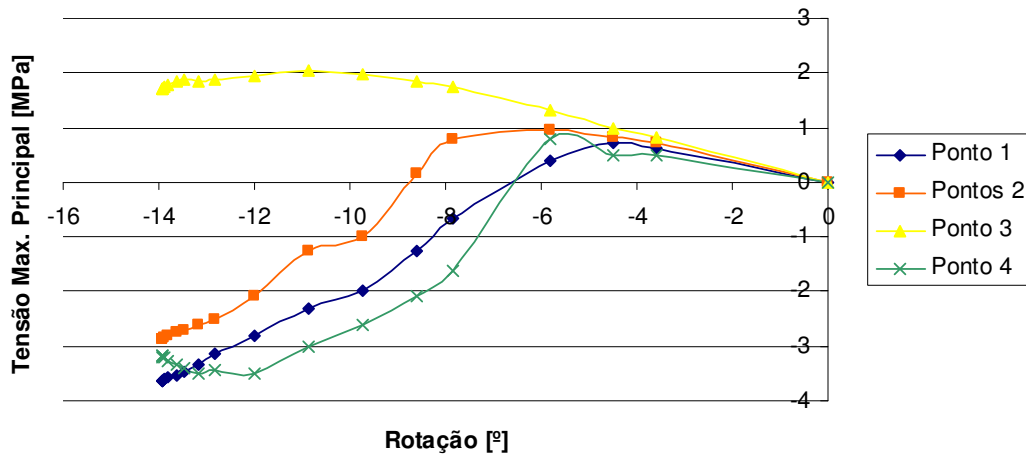


Gráfico 6 – Varição da tensão em função da rotação no MM

Analisando agora o gráfico relativo à tensão instalada no ligamento cruzado posterior, é visível também uma tendência acentuada de aumento da tensão para pequenas rotações, o que significa que também neste tipo de movimento existe um elevado risco de poder acontecer uma rotura, no caso do ligamento cruzado posterior. Tal como no ligamento cruzado anterior caso tivessem sido representados os ligamentos colaterais, tenderiam a limitar valores da

rotação, no entanto, mesmo com a sua presença, e caso fossem atingidos estes valores de rotação poderia ocorrer uma rotura.

Do ponto de vista do menisco medial, por observação do Gráfico 7, as tensões apresentam também uma variação bem mais reduzida do que no caso LCP, tal como já acontecia para o caso anteriormente analisado, uma vez que o fenómeno agora simulado é em tudo semelhante ao já anterior descrito, mas agora aplicado ao menisco medial, podendo-se aplicar a este caso os resultados atrás mencionados.

5. Conclusões e perspectivas de trabalho futuro

O modelo da articulação do joelho humano desenvolvido neste trabalho deve ser entendido como um primeiro passo no desenvolvimento de uma ferramenta de apoio à decisão médica na área de cirurgia ligamentar. Tal modelo visa simular a mecânica da articulação do joelho humano, fornecendo informação dos esforços ligamentares durante o movimento de flexão do joelho.

Do ponto de vista do modelo criado para além de servir de matéria-prima para tudo o que se lhe seguiu, ou seja ser a base para todas as simulações, é também um modelo que representa de forma relativamente precisa as estruturas reais que se pretendiam modelar. Tal facto deve-se ao método usado para a obtenção do modelo, baseado nas imagens de ressonância, que mesmo apresentado algumas limitações, como sendo, o grau de resolução, a variabilidade que pode existir aquando do contorno das estruturas a modelar, apresenta contudo uma boa aproximação às estruturas reais, o que faz do método usado, um método de grande valia para a obtenção de modelos, essenciais a estes tipo de análise.

Do ponto de vista geométrico, a precisão de um modelo numérico para simular a cinemática da articulação de um joelho esta intimamente ligada a uma boa representação geométrica das superfícies articulares, a modelação numérica dos contactos entre estas superfícies, dos locais de inserção dos ligamentos nos ossos, bem como a consideração de todos os elementos estruturalmente relevantes e suas propriedades mecânicas. O que perante os resultados atrás apresentados foi alcançado, visto que foi conseguida uma simulação capaz de descrever a cinemática desta articulação, e da qual se conseguiu depreender melhor alguns aspectos ligados ao seu funcionamento. Paralelamente a este objectivo que foi alcançado, houve um outro que também foi atingido, a simulação de lesões meniscais e ligamentares. Mais uma vez a simulação representa parte da realidade associada a esta articulação, capaz de ilustrar e de analisar um acontecimento anormal ao funcionamento do joelho mas que pode ocorrer, e tudo o que isso pode significar.

O modelo usado nesta simulação não é perfeito, e como tal poderia ser melhorado em alguns pontos, como sendo a geometria dos meniscos, a posição e geometria dos ligamentos cruzados, a exagerada distorção sofrida pelos elementos em algumas zonas mais solicitadas, desta forma seria possível aproximar mais os resultados simulados com o que acontece na realidade. Por outro lado também seria muito interessante modelar todas as restantes partes que constituem esta articulação, ou seja os ligamentos colaterais, o Ligamento rotuliano e a

própria rótula, e verificar como interage todo o conjunto, algo que pelo curto horizonte temporal onde este trabalho se insere não foi possível realizar.

Outra sugestão de trabalho futuro, e que assume grande importância neste tipo de trabalho é a necessidade de realizar ensaios para se obterem as propriedades dos materiais; bem como sugerir a validação destas simulações, o que poderia ser feito recorrendo a peças de cadáver.

Por fim resta dizer que foi muito gratificante para mim pessoalmente toda a realização deste trabalho, não só pelo trabalho em si, mas por tudo aquilo que ele me proporcionou, desde a aquisição de novos conhecimentos, até ao aperfeiçoamento e melhor compreensão dos que já possuía, passando também pela procura de respostas, foi de longe uma experiência muito relevante, e enriquecedora para a minha vida académica, a qual não poderia deixar de mencionar no final deste trabalho.

6. Referências

- [1] 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;
- [2] Goodfellow, J., Hungerford, D. S., and Zindel, M., “Patello-femoral joint mechanics and pathology”, *J Bone Joint Surg*, 58-B:287–299, 1976;
- [3] Matthews, L. S., Sonstegard, D. A., and Henke, J. A., “Load bearing characteristics of the patello-femoral joint.”, *Acta Orthop Scand*,48:511–516, 1977;
- [4] Huberti, H. H. and Hayes, W. C., “Patellofemoral contact pressures”, *J Bone Joint Surg*, 66-A:715–724, 1984;
- [5] Ahmed, A. and McLean, C., “In vitro measurement of the restraining role of the anterior cruciate ligament during walking and stair ascent”, *J Biomech Eng*, 124:768–779, 2002;
- [6] Van Kampen, A., Wymenga, A. B., van der Heide, H. J. L., and Bakens, H. J. A. M., “The effect of different graft tensioning in anterior cruciate ligament reconstruction: A prospective randomized study”, *J Arthroscopy*, 14:845–850, 1998.
- [7] Eijden, T. M. V., Kouwenhoven, E., Verbug, J., and Weijs, W. A., “A mathematical model of the patellofemoral joint”, *J Biomechanics*, 19:219–229, 1986;
- [8] Abdel-Rahman, E. and Hefzy, M. S., “A two-dimensional dynamic anatomical model of the human knee joint”, *J Biomech Eng*, 115:357–365, 1993;
- [9] Andriacchi, T. P., Mikosz, R., Hampton, S., and Galante, “Model studies of the stiffness characteristics of the human knee joint”, *J Biomechanics*, 16:23–29, 1983;
- [10] Chan, S. C. and Seedhom, B. B., “The effect of the geometry of the tibia on prediction of the cruciate ligament forces: a theoretical analysis”, *J Engin Med*, 209:17–30, 1995;
- [11] Beynon, B., Yu, J., Huston, D., Fleming, B., Johnson, R., Haugh, L., and Pope, M., “A sagittal plane model of the knee and cruciate ligaments with application of a sensitivity analysis”, *J Biomech Eng*, 118:227–239;1996;
- [12] Bendjaballah, M. Z., Shirazi-adl, A., and Zukor, D. J., “Biomechanical response of the passive human knee joint under anteriorposterior Forces”, *Clinical Biomechanics*, 3:625–633, 1998, 1998;
- [13] 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;

- [14] Silva M, “Biomecânica do movimento”, Universidade Técnica de Lisboa Instituto Superior Técnico, Lisboa, 2004;
- [15] Stanley W. Jacob, M.D., F. A. C S., “Anatomia e Fisiologia Humana”, EDITORA GUANABARA KOOGAN S.A, Rio de Janeiro, 1999;
- [16] PEÑA E. Calvo B., Martinez M. A. Doblaré, M., “A three-dimension finite element analysis of the combined behaviour of ligaments and menisci in the healthy human knee joint”, Journal of biomechanics, 39:1686-1701, 2006;
- [17] Strauss James A., 115 Mueller Laboratory University Park, PA 16802 (814) 865-7648
- [18] Monteiro C. C. Castro, “Determinação computacional do factor de intensidade de tensões em fendas na vizinhança de entalhes”, Universidade Técnica de Lisboa Instituto Superior Técnico, Lisboa, 2007;
- [19] Pérez A., “Modelo de comportamiento para el cartílago articular: Aplicación a la simulación de la articulación temporomandibular”, Tese de doutoramento; Centro Politécnico Superior da Universidade de Zaragoza, 2004;
- [20] MASAMITSU I., YASUO K., YOSHIHO I., SENSHI F., TETSUO F., “Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle”, Department of life Sciences (Sports Sciences), University of Tokyo, Japan;

Sites consultados:

https://engineering.purdue.edu/AAE/Academics/Courses/aae490/applied_aerodynamics/Raisbeck/images/resources/fea/abaqus.gif

http://www.ithaca.edu/faculty/lahr/LE2000/LE_knee.html

http://training.seer.cancer.gov/module_anatomy/unit1_3_terminology2_planes.html

http://civil.fe.up.pt/pub/apoio/ano5/mnae/pdf/apontamentos/Livro_MEF_AA.pdf

<http://www.global.estgp.pt/engenharia/Alunos/eSebentas/CAD.CAM/MetodoElementosFinitos.pdf>

<http://www.arthroscopy.com/sp05001.htm>

<http://www.scielo.br/pdf/acb/v17n6/13053.pdf>

http://www.medicinenet.com/knee_pain/article.htm

<http://www.sportsinjuryclinic.net/cybertherapist/kneeanatomy.php>

<http://www.medterms.com/script/main/art.asp?articlekey=8845>

<http://www.bio.psu.edu/people/faculty/strauss/anatomy/skel/knee2.htm>

<http://www.hipsandknees.com/knee/kneeanatomy.htm>

http://www.theodora.com/anatomy/the_knee_joint.html

ANEXO A: Output do ABAQUS das tensões Max principais no LCA

	_S:Max, Principal PI: MALHA-1 N: 4	_S:Max, Principal PI: MALHA-1 N: 4	_S:Max, Principal PI: MALHA-1 N: 4	_S:Max, Principal PI: MALHA-1 N: 2
X	336	404	425	7658
0	0	0	0	0
6,25E-02	1,33431	1,44662	1,39389	-2,11E-02
1,25E-01	3,26943	3,43801	3,22437	5,83E-01
2,19E-01	6,54297	6,85914	6,21086	1,74733
3,13E-01	9,70454	10,5606	9,29242	2,77958
3,36E-01	10,4756	11,4952	9,95498	2,99578
3,59E-01	11,2475	12,503	10,7406	3,16512
3,83E-01	11,9661	13,4556	11,391	3,33986
4,06E-01	12,7265	14,4814	12,1304	3,48935
4,24E-01	13,3316	15,3022	12,7507	3,59711
4,37E-01	13,7656	15,882	13,1354	3,68766
4,47E-01	14,0622	16,2876	13,3627	3,74376
4,57E-01	14,3763	16,7302	13,6743	3,79901
4,67E-01	14,7139	17,1979	14,0065	3,84241
4,77E-01	15,0734	17,6913	14,3708	3,88267
4,86E-01	15,4624	18,2024	14,7268	3,91006
4,96E-01	15,8219	18,6585	14,9643	3,93357
5,06E-01	16,184	19,1066	15,1676	3,95865
5,16E-01	16,4804	19,4944	15,2988	3,99786
5,26E-01	16,8344	19,961	15,5744	4,03411
5,36E-01	17,2295	20,4705	15,9055	4,06111
5,46E-01	17,6282	20,9791	16,2328	4,09208
5,56E-01	18,0481	21,4997	16,5667	4,12452
5,63E-01	18,372	21,8789	16,7678	4,14191
5,69E-01	18,6148	22,1662	16,9274	4,15568
5,74E-01	18,8577	22,4573	17,1	4,17143
5,80E-01	19,1052	22,7606	17,3058	4,19006
5,85E-01	19,3486	23,0552	17,499	4,2196
5,91E-01	19,5932	23,3514	17,6981	4,25347
5,96E-01	19,8346	23,6436	17,8888	4,2849
6,02E-01	20,0641	23,92	18,0563	4,32534
6,08E-01	20,3032	24,2093	18,249	4,36509
6,13E-01	20,5501	24,4941	18,4162	4,39954
6,19E-01	20,7943	24,782	18,5962	4,43462
6,24E-01	21,0224	25,049	18,7445	4,48143
6,30E-01	21,26	25,3142	18,8737	4,52096
6,35E-01	21,5043	25,5867	19,0116	4,55219
6,41E-01	21,7655	25,8827	19,1908	4,58039
6,47E-01	22,0335	26,198	19,4185	4,6109
6,52E-01	22,3036	26,5187	19,662	4,64602
6,58E-01	22,5795	26,8484	19,9256	4,68699
6,63E-01	22,8687	27,1852	20,1898	4,72321
6,69E-01	23,189	27,5119	20,3844	4,75372
6,74E-01	23,5278	27,8287	20,5296	4,78337
6,80E-01	23,9138	28,0823	20,4311	4,79142
6,85E-01	24,266	28,3643	20,4643	4,80695
6,91E-01	24,5689	28,6631	20,6199	4,83845
6,97E-01	24,8636	28,9902	20,872	4,87784
6,98E-01	24,9384	29,0731	20,9369	4,88849
6,99E-01	24,995	29,1355	20,9857	4,89638
7,00E-01	25,051	29,1973	21,034	4,90462

7,01E-01	25,1067	29,2589	21,0819	4,91323
7,02E-01	25,1621	29,3201	21,13	4,92266
7,03E-01	25,217	29,381	21,1777	4,93214
7,04E-01	25,2721	29,4421	21,2258	4,94155
7,05E-01	25,327	29,504	21,2761	4,95099
7,06E-01	25,381	29,5656	21,3272	4,96097
7,07E-01	25,4344	29,6269	21,3783	4,97131
7,08E-01	25,4868	29,6873	21,4288	4,98333
7,09E-01	25,5401	29,7487	21,4809	4,99525
7,10E-01	25,5951	29,8116	21,5349	5,00678
7,12E-01	25,6826	29,9101	21,6206	5,0243
7,14E-01	25,8214	30,0634	21,7552	5,05084
7,17E-01	25,9658	30,2192	21,8889	5,07597
7,19E-01	26,1105	30,3752	22,0225	5,10121
7,21E-01	26,256	30,5316	22,1564	5,12648
7,24E-01	26,4033	30,6887	22,2899	5,15184
7,26E-01	26,5584	30,8488	22,4216	5,17544
7,28E-01	26,6771	30,9699	22,5203	5,19382
7,30E-01	26,7997	31,0932	22,6196	5,21109
7,31E-01	26,9245	31,2168	22,717	5,22751
7,33E-01	27,0501	31,3401	22,8121	5,24363
7,35E-01	27,1774	31,4637	22,9064	5,25826
7,37E-01	27,3104	31,5859	22,9889	5,26996
7,38E-01	27,445	31,7055	23,0629	5,2811
7,40E-01	27,5936	31,8137	23,0882	5,28706
7,42E-01	27,7705	31,8999	23,0174	5,28
7,43E-01	27,8985	31,96	22,9586	5,27416
7,44E-01	28,0129	31,9743	22,8093	5,26242
7,45E-01	28,0944	31,9823	22,6966	5,25785
7,46E-01	28,1523	32,0128	22,6742	5,2625
7,46E-01	28,1937	32,0394	22,6696	5,26704
7,47E-01	28,2327	32,0665	22,6695	5,27258
7,47E-01	28,2717	32,0936	22,6698	5,27816
7,48E-01	28,3098	32,1201	22,6698	5,28389
7,49E-01	28,3475	32,1464	22,6698	5,28979
7,49E-01	28,3844	32,1733	22,6725	5,29591
7,50E-01	28,4209	32,2005	22,6765	5,30193
7,50E-01	28,4563	32,2274	22,6813	5,30814
7,51E-01	28,5104	32,2665	22,6841	5,3171
7,52E-01	28,5637	32,3055	22,6883	5,32598
7,53E-01	28,6163	32,3457	22,6967	5,33524
7,54E-01	28,669	32,3861	22,7056	5,34457
7,54E-01	28,7214	32,4307	22,7258	5,35386
7,55E-01	28,7738	32,4755	22,7466	5,36316
7,56E-01	28,827	32,5212	22,7686	5,37209
7,57E-01	28,8811	32,569	22,7949	5,38042
7,58E-01	28,9354	32,6173	22,8221	5,38853
7,59E-01	28,9899	32,6658	22,8495	5,39654
7,60E-01	29,0718	32,7387	22,8908	5,40847
7,62E-01	29,195	32,8491	22,9551	5,42631
7,65E-01	29,3931	33,0224	23,0538	5,45099
7,67E-01	29,5903	33,2002	23,1659	5,47604
7,70E-01	29,7876	33,383	23,2914	5,50147
7,73E-01	29,9852	33,5661	23,417	5,52689
7,76E-01	30,1802	33,7465	23,5401	5,55469
7,79E-01	30,3706	33,921	23,6543	5,58582
7,81E-01	30,5617	34,0896	23,753	5,61846
7,84E-01	30,7607	34,262	23,8514	5,64919

7,87E-01	30,9652	34,4311	23,9344	5,67968
7,90E-01	31,185	34,5971	23,9917	5,70429
7,93E-01	31,4106	34,7651	24,0463	5,72553
7,96E-01	31,6301	34,943	24,1329	5,74595
7,98E-01	31,855	35,1078	24,1793	5,76706
8,01E-01	32,105	35,2194	24,0562	5,78838
8,03E-01	32,3114	35,2768	23,8721	5,79814
8,05E-01	32,4864	35,3749	23,8337	5,8086
8,07E-01	32,6118	35,4586	23,8389	5,8182
8,09E-01	32,7353	35,5449	23,8541	5,82806
8,10E-01	32,8649	35,6363	23,8749	5,8366
8,12E-01	32,9932	35,7258	23,893	5,84607
8,13E-01	33,1267	35,8123	23,8969	5,85517
8,15E-01	33,2597	35,8996	23,9036	5,86474
8,16E-01	33,3908	35,9873	23,9131	5,87477
8,18E-01	33,5192	36,0776	23,9325	5,88477
8,20E-01	33,6468	36,1685	23,9543	5,89505
8,21E-01	33,7738	36,2577	23,9722	5,90584
8,23E-01	33,8998	36,3451	23,9869	5,91723
8,24E-01	34,0272	36,4332	24,0016	5,92826
8,26E-01	34,1549	36,5216	24,0167	5,93912
8,28E-01	34,2812	36,6137	24,0424	5,94936
8,29E-01	34,4065	36,7088	24,0768	5,95822
8,31E-01	34,5334	36,802	24,1051	5,96595
8,32E-01	34,6624	36,8889	24,1138	5,97328
8,34E-01	34,7922	36,9712	24,1085	5,98168
8,36E-01	34,9165	37,0576	24,121	5,99251
8,37E-01	35,039	37,151	24,1532	6,00135
8,39E-01	35,1596	37,2467	24,1935	6,01029
8,40E-01	35,28	37,3423	24,2342	6,01991
8,42E-01	35,4022	37,4381	24,2732	6,02937
8,43E-01	35,5285	37,5327	24,3044	6,03873
8,45E-01	35,657	37,6282	24,3351	6,04773
8,47E-01	35,785	37,7237	24,3668	6,05611
8,48E-01	35,9111	37,8198	24,403	6,06334
8,51E-01	36,0985	37,9662	24,4659	6,07582
8,53E-01	36,2921	38,1047	24,5017	6,0902
8,55E-01	36,493	38,2408	24,5229	6,10522
8,58E-01	36,6948	38,373	24,5341	6,12273
8,60E-01	36,8846	38,4818	24,5014	6,14673
8,62E-01	37,0656	38,5616	24,4053	6,17776
8,64E-01	37,194	38,621	24,34	6,20085
8,66E-01	37,328	38,6954	24,3048	6,21965
8,68E-01	37,4576	38,7758	24,2907	6,23756
8,70E-01	37,5827	38,8686	24,3122	6,2543
8,71E-01	37,7041	38,9614	24,3387	6,27104
8,73E-01	37,8241	39,0559	24,3705	6,28892
8,75E-01	37,9413	39,1523	24,4109	6,30625
8,77E-01	38,0569	39,2486	24,4525	6,32396
8,79E-01	38,1718	39,3417	24,4869	6,34291
8,80E-01	38,2893	39,4352	24,5195	6,35937
8,82E-01	38,4096	39,5259	24,5417	6,37529
8,84E-01	38,5306	39,6186	24,5682	6,39019
8,86E-01	38,6503	39,71	24,5926	6,40571
8,87E-01	38,7742	39,8021	24,6134	6,4211
8,89E-01	38,8987	39,8976	24,6416	6,43566
8,91E-01	39,0251	39,9898	24,6588	6,45091
8,93E-01	39,1538	40,0803	24,6689	6,4651

8,95E-01	39,2814	40,1743	24,6894	6,47783
8,96E-01	39,4056	40,2732	24,7273	6,48969
8,98E-01	39,5282	40,3727	24,7685	6,5015
9,00E-01	39,6472	40,4727	24,8154	6,51354
9,02E-01	39,7648	40,5739	24,8673	6,5253
9,03E-01	39,8838	40,6774	24,923	6,53642
9,05E-01	40,003	40,7838	24,9862	6,54804
9,07E-01	40,1231	40,8888	25,0445	6,56005
9,09E-01	40,2474	40,9954	25,1017	6,57109
9,11E-01	40,3759	41,0988	25,1458	6,58301
9,12E-01	40,5051	41,2047	25,1956	6,59405
9,14E-01	40,637	41,307	25,2336	6,60534
9,16E-01	40,7661	41,4077	25,271	6,61713
9,18E-01	40,8961	41,5044	25,2976	6,6299
9,20E-01	41,0269	41,5973	25,3132	6,6441
9,21E-01	41,1248	41,6669	25,3242	6,65514
9,22E-01	41,1982	41,7168	25,3264	6,6641
9,23E-01	41,2717	41,7639	25,3212	6,67379
9,24E-01	41,3434	41,809	25,313	6,68357
9,25E-01	41,4143	41,854	25,3054	6,69365
9,26E-01	41,4832	41,8902	25,2771	6,70681
9,27E-01	41,5476	41,9214	25,2415	6,7228
9,28E-01	41,6086	41,953	25,2103	6,73919
9,29E-01	41,6719	41,9914	25,1939	6,75266
9,30E-01	41,7357	42,0312	25,1803	6,76547
9,31E-01	41,7989	42,0724	25,1712	6,77766
9,32E-01	41,862	42,1165	25,1698	6,7887
9,33E-01	41,9252	42,1617	25,1713	6,79938
9,34E-01	41,9892	42,2091	25,1776	6,80916
9,35E-01	42,0522	42,2574	25,1875	6,81881
9,36E-01	42,1141	42,3077	25,2041	6,82791
9,37E-01	42,1744	42,3596	25,2269	6,83631
9,38E-01	42,2347	42,4115	25,2496	6,84477
9,39E-01	42,295	42,4636	25,2731	6,85333
9,40E-01	42,3551	42,5158	25,2967	6,86201
9,41E-01	42,4148	42,5681	25,3211	6,87073
9,42E-01	42,4739	42,6202	25,3456	6,87956
9,43E-01	42,5326	42,672	25,3697	6,88862
9,44E-01	42,5914	42,7239	25,394	6,89777
9,45E-01	42,6501	42,776	25,4185	6,90697
9,46E-01	42,7114	42,8303	25,4456	6,91547
9,47E-01	42,774	42,8865	25,4758	6,92317
9,48E-01	42,8375	42,9431	25,5059	6,9306
9,49E-01	42,9013	43	25,5364	6,93785
9,50E-01	42,9657	43,0568	25,5659	6,94527
9,51E-01	43,0294	43,1152	25,6004	6,95219
9,52E-01	43,0934	43,1746	25,6372	6,95862
9,53E-01	43,1572	43,234	25,674	6,96497
9,54E-01	43,2219	43,2933	25,7092	6,97167
9,55E-01	43,2866	43,3523	25,7436	6,97847
9,56E-01	43,3512	43,411	25,7773	6,98539
9,57E-01	43,4156	43,4691	25,8099	6,99246
9,58E-01	43,4785	43,5266	25,8427	6,99971
9,59E-01	43,5414	43,584	25,8749	7,00699
9,60E-01	43,605	43,6415	25,9068	7,01431
9,61E-01	43,6695	43,6987	25,9367	7,02168
9,62E-01	43,7353	43,755	25,9627	7,02923
9,63E-01	43,8019	43,811	25,9869	7,0369

Estudo Biomecânico da articulação do joelho

9,64E-01	43,8713	43,8658	26,0046	7,0452	
9,65E-01	43,9417	43,9205	26,0204	7,05358	
9,66E-01	44,0129	43,975	26,0348	7,06209	
9,67E-01	44,0846	44,0292	26,0479	7,07068	
9,68E-01	44,1558	44,0837	26,0623	7,07926	
9,69E-01	44,2267	44,139	26,0788	7,08771	
9,70E-01	44,299	44,1956	26,0971	7,09597	
9,71E-01	44,3739	44,2499	26,1056	7,10548	
9,72E-01	44,4463	44,3034	26,1154	7,11535	
9,73E-01	44,5154	44,3569	26,1292	7,12492	
9,74E-01	44,5818	44,4095	26,1437	7,13472	
9,75E-01	44,6482	44,4617	26,157	7,14503	
9,76E-01	44,7139	44,5142	26,1719	7,15536	
9,77E-01	44,7802	44,5692	26,1926	7,16473	
9,78E-01	44,8509	44,6226	26,2038	7,17486	
9,79E-01	44,9241	44,6759	26,2117	7,1851	
9,80E-01	44,9967	44,7291	26,2198	7,19549	
9,81E-01	45,069	44,7822	26,2282	7,20589	
9,83E-01	45,1759	44,8626	26,2446	7,22121	
9,84E-01	45,2836	44,943	26,26	7,23674	
9,86E-01	45,3937	45,0214	26,2667	7,25353	
9,87E-01	45,5011	45,1005	26,2783	7,27037	
9,89E-01	45,6011	45,1796	26,2981	7,28771	
9,90E-01	45,6995	45,2572	26,3157	7,30603	
9,92E-01	45,7941	45,3235	26,3071	7,33124	
9,93E-01	45,8854	45,3882	26,2983	7,35702	
9,95E-01	45,9738	45,4514	26,2881	7,38377	
9,96E-01	46,0616	45,5172	26,285	7,40945	
9,98E-01	46,1465	45,5849	26,2896	7,43406	
9,99E-01	46,232	45,6554	26,3009	7,45699	
1	46,2807	45,696	26,3079	7,46988	
1	46,2807	45,696	26,3079	7,46988	
TOTAL	204,153	8,42E+03	8,94E+03	5,83E+03	1,48E+03
MINIMUM	0,	0	0	0	-2,11E-02
AT X =		0	0	0	6,25E-02
MAXIMUM	1,	46,2807	45,696	26,3157	7,46988
AT X =		1	1	9,90E-01	1

ANEXO B: Output do ABAQUS das tensões Max principais no LCP

X	_S:Max, Principal	_S:Max, Principal	_S:Max, Principal	_S:Max, Principal
	PI: MALHA-1 N: 2	PI: MALHA-1 N: 2	PI: MALHA-1 N: 2	PI: MALHA-1 N: 2
	7542	7623	7719	7836
0	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00
6,25E-02	1,34E-01	1,21E-01	-2,78E-02	7,34E-01
1,25E-01	3,21E-01	5,07E-01	2,92E-02	1,60E+00
2,19E-01	6,04E-01	1,35E+00	5,87E-02	2,93E+00
3,13E-01	8,22E-01	2,07E+00	-2,63E-02	4,04E+00
3,36E-01	8,50E-01	2,23E+00	-1,16E-01	4,32E+00
3,59E-01	8,90E-01	2,32E+00	-1,73E-01	4,48E+00
3,83E-01	9,14E-01	2,43E+00	-2,74E-01	4,71E+00
4,06E-01	9,43E-01	2,50E+00	-3,68E-01	4,88E+00
4,24E-01	9,72E-01	2,54E+00	-4,19E-01	5,00E+00
4,37E-01	9,87E-01	2,59E+00	-4,78E-01	5,13E+00
4,47E-01	9,93E-01	2,62084	-5,44E-01	5,23E+00
4,57E-01	1,01E+00	2,63957	-5,85E-01	5,31E+00
4,67E-01	1,02E+00	2,64806	-6,25E-01	5,37E+00
4,77E-01	1,04E+00	2,65085	-6,55E-01	5,41E+00
4,86E-01	1,05E+00	2,64856	-6,94E-01	5,43E+00
4,96E-01	1,06E+00	2,65472	-7,70E-01	5,48E+00
5,06E-01	1,06E+00	2,66507	-8,56E-01	5,55E+00
5,16E-01	1,06E+00	2,68558	-9,51E-01	5,65946
5,26E-01	1,07E+00	2,69166	-1,00367	5,72803
5,36E-01	1,09E+00	2,68844	-1,04408	5,76452
5,46E-01	1,11E+00	2,68986	-1,08484	5,81002
5,56E-01	1,12E+00	2,6949	-1,12519	5,85638
5,63E-01	1,13E+00	2,6998	-1,1746	5,89155
5,69E-01	1,14E+00	2,70224	-1,20646	5,91639
5,74E-01	1,14E+00	2,70438	-1,23219	5,9413
5,80E-01	1,15E+00	2,7061	-1,24597	5,96365
5,85E-01	1,16E+00	2,71832	-1,26115	6,0076
5,91E-01	1,18E+00	2,73366	-1,27252	6,05738
5,96E-01	1,19E+00	2,7474	-1,28543	6,10472
6,02E-01	1,20E+00	2,76938	-1,30146	6,1729
6,08E-01	1,21E+00	2,78947	-1,3101	6,23409
6,13E-01	1,21E+00	2,80895	-1,32987	6,29207
6,19E-01	1,22E+00	2,82716	-1,3433	6,34802
6,24E-01	1,23E+00	2,8567	-1,36226	6,43143
6,30E-01	1,24E+00	2,88415	-1,39114	6,50695
6,35E-01	1,25E+00	2,90479	-1,41894	6,5659
6,41E-01	1,26E+00	2,92042	-1,43245	6,60941
6,47E-01	1,27E+00	2,93468	-1,42804	6,64667
6,52E-01	1,28E+00	2,95232	-1,41525	6,68622
6,58E-01	1,30E+00	2,97405	-1,39334	6,73125
6,63E-01	1,32E+00	2,99422	-1,37385	6,76854
6,69E-01	1,33E+00	3,02031	-1,38439	6,81146
6,74E-01	1,33E+00	3,05309	-1,41544	6,86473
6,80E-01	1,32E+00	3,09816	-1,55126	6,93507
6,85E-01	1,32E+00	3,13398	-1,63159	6,99339
6,91E-01	1,33E+00	3,16629	-1,65441	7,05455
6,97E-01	1,34E+00	3,19497	-1,6352	7,10928
6,98E-01	1,35E+00	3,20281	-1,62947	7,1242

6,99E-01	1,35E+00	3,20866	-1,62518	7,13522
7,00E-01	1,35E+00	3,21481	-1,62087	7,147
7,01E-01	1,36E+00	3,22126	-1,61649	7,15952
7,02E-01	1,36E+00	3,22834	-1,61176	7,17351
7,03E-01	1,36E+00	3,23545	-1,60702	7,18767
7,04E-01	1,36E+00	3,24249	-1,60215	7,20163
7,05E-01	1,37E+00	3,24928	-1,59627	7,21512
7,06E-01	1,37E+00	3,25626	-1,58969	7,22935
7,07E-01	1,37E+00	3,26348	-1,58291	7,2442
7,08E-01	1,38E+00	3,27198	-1,57563	7,26212
7,09E-01	1,38E+00	3,28038	-1,56788	7,27955
7,10E-01	1,38E+00	3,28852	-1,55971	7,2959
7,12E-01	1,39E+00	3,30101	-1,54606	7,31995
7,14E-01	1,40E+00	3,32018	-1,52386	7,35538
7,17E-01	1,40E+00	3,33907	-1,50302	7,38874
7,19E-01	1,41E+00	3,35817	-1,48208	7,42242
7,21E-01	1,42E+00	3,37744	-1,46099	7,45619
7,24E-01	1,43E+00	3,39717	-1,44016	7,49042
7,26E-01	1,44E+00	3,41666	-1,42139	7,52224
7,28E-01	1,44E+00	3,43216	-1,40734	7,54745
7,30E-01	1,45E+00	3,44719	-1,39383	7,57071
7,31E-01	1,45E+00	3,46199	-1,38145	7,59296
7,33E-01	1,46E+00	3,477	-1,37014	7,61531
7,35E-01	1,46E+00	3,49117	-1,35968	7,63542
7,37E-01	1,47E+00	3,50514	-1,35545	7,65338
7,38E-01	1,47E+00	3,51971	-1,3546	7,67226
7,40E-01	1,47E+00	3,53631	-1,37496	7,69269
7,42E-01	1,46E+00	3,55512	-1,43902	7,71181
7,43E-01	1,46E+00	3,56913	-1,48932	7,72685
7,44E-01	1,45E+00	3,58693	-1,57302	7,74958
7,45E-01	1,44E+00	3,60353	-1,63566	7,77453
7,46E-01	1,43E+00	3,61528	-1,65689	7,79445
7,46E-01	1,43E+00	3,62334	-1,66726	7,80827
7,47E-01	1,43E+00	3,63154	-1,67533	7,82286
7,47E-01	1,43E+00	3,63974	-1,68327	7,83745
7,48E-01	1,43E+00	3,64802	-1,69115	7,85239
7,49E-01	1,43E+00	3,65642	-1,69899	7,86765
7,49E-01	1,43E+00	3,66462	-1,70553	7,88268
7,50E-01	1,43E+00	3,67253	-1,71152	7,89722
7,50E-01	1,43E+00	3,68046	-1,71704	7,91195
7,51E-01	1,43E+00	3,69266	-1,72731	7,93446
7,52E-01	1,43E+00	3,70461	-1,73702	7,95664
7,53E-01	1,43E+00	3,71634	-1,7449	7,97849
7,54E-01	1,43E+00	3,72809	-1,75255	8,00035
7,54E-01	1,43E+00	3,73861	-1,75566	8,01955
7,55E-01	1,43E+00	3,74909	-1,75854	8,03865
7,56E-01	1,43E+00	3,75922	-1,76108	8,05679
7,57E-01	1,44E+00	3,76844	-1,76211	8,07283
7,58E-01	1,44E+00	3,77742	-1,76281	8,08823
7,59E-01	1,44E+00	3,78632	-1,76349	8,10341
7,60E-01	1,44E+00	3,79958	-1,76437	8,12591
7,62E-01	1,44E+00	3,81917	-1,76471	8,15886
7,65E-01	1,45E+00	3,84749	-1,76559	8,20357
7,67E-01	1,45E+00	3,87484	-1,76078	8,24591
7,70E-01	1,46E+00	3,90137	-1,75037	8,28597
7,73E-01	1,47E+00	3,92805	-1,73991	8,32592
7,76E-01	1,47E+00	3,95706	-1,72969	8,37094

7,79E-01	1,48E+00	3,9894	-1,72137	8,42394
7,81E-01	1,48E+00	4,02516	-1,71904	8,48336
7,84E-01	1,49E+00	4,0604	-1,71801	8,53945
7,87E-01	1,49E+00	4,09794	-1,72386	8,59855
7,90E-01	1,49E+00	4,13584	-1,74403	8,65288
7,93E-01	1,50E+00	4,17171	-1,76667	8,70095
7,96E-01	1,50E+00	4,20192	-1,77479	8,73938
7,98E-01	1,50E+00	4,23714	-1,79911	8,78689
8,01E-01	1,49E+00	4,29243	-1,89542	8,86872
8,03E-01	1,48E+00	4,34275	-2,01299	8,93766
8,05E-01	1,47E+00	4,37507	-2,067	8,97726
8,07E-01	1,47E+00	4,39651	-2,09212	9,00308
8,09E-01	1,47E+00	4,41719	-2,11299	9,02741
8,10E-01	1,47E+00	4,43672	-2,13241	9,04789
8,12E-01	1,47E+00	4,45747	-2,15275	9,07068
8,13E-01	1,47E+00	4,48058	-2,18033	9,09575
8,15E-01	1,47E+00	4,50339	-2,20632	9,12064
8,16E-01	1,47E+00	4,52591	-2,2307	9,1454
8,18E-01	1,47E+00	4,54681	-2,25036	9,16766
8,20E-01	1,47E+00	4,56731	-2,26861	9,18951
8,21E-01	1,47E+00	4,58853	-2,28831	9,21281
8,23E-01	1,47E+00	4,61061	-2,30929	9,23768
8,24E-01	1,47E+00	4,63263	-2,33074	9,26159
8,26E-01	1,47E+00	4,65452	-2,35227	9,28478
8,28E-01	1,47E+00	4,67414	-2,36866	9,30418
8,29E-01	1,47E+00	4,69127	-2,38125	9,31876
8,31E-01	1,47E+00	4,70876	-2,39756	9,33217
8,32E-01	1,47E+00	4,72836	-2,42317	9,34784
8,34E-01	1,47E+00	4,75001	-2,45453	9,36731
8,36E-01	1,47E+00	4,77122	-2,47677	9,38838
8,37E-01	1,47E+00	4,7881	-2,49013	9,4015
8,39E-01	1,47E+00	4,8037	-2,4993	9,41302
8,40E-01	1,47E+00	4,81981	-2,50798	9,42572
8,42E-01	1,47E+00	4,83639	-2,51794	9,4383
8,43E-01	1,48E+00	4,85443	-2,53234	9,45188
8,45E-01	1,48E+00	4,87245	-2,54745	9,46455
8,47E-01	1,48E+00	4,89002	-2,56249	9,47558
8,48E-01	1,48E+00	4,90632	-2,57593	9,48344
8,51E-01	1,48E+00	4,93113	-2,5913	9,49706
8,53E-01	1,48E+00	4,96234	-2,62009	9,51911
8,55E-01	1,48E+00	4,99685	-2,65682	9,54438
8,58E-01	1,48E+00	5,03498	-2,6977	9,57605
8,60E-01	1,48E+00	5,08365	-2,75709	9,62764
8,62E-01	1,47E+00	5,14651	-2,84552	9,7028
8,64E-01	1,46E+00	5,19226	-2,90813	9,75695
8,66E-01	1,46E+00	5,23082	-2,95804	9,79669
8,68E-01	1,46E+00	5,26538	-2,99764	9,83087
8,70E-01	1,46E+00	5,29285	-3,01854	9,8568
8,71E-01	1,46E+00	5,31923	-3,03641	9,88171
8,73E-01	1,46E+00	5,34557	-3,05091	9,90819
8,75E-01	1,46E+00	5,37006	-3,06107	9,93207
8,77E-01	1,46E+00	5,39429	-3,07034	9,95614
8,79E-01	1,46E+00	5,42042	-3,08277	9,98357
8,80E-01	1,46E+00	5,4454	-3,09777	10,0055
8,82E-01	1,46E+00	5,47187	-3,11895	10,0271
8,84E-01	1,46E+00	5,49684	-3,13825	10,0455
8,86E-01	1,47E+00	5,52244	-3,1582	10,0653

8,87E-01	1,47E+00	5,5485	-3,18033	10,0847
8,89E-01	1,47E+00	5,57251	-3,19865	10,1008
8,91E-01	1,47E+00	5,59869	-3,22272	10,1192
8,93E-01	1,47E+00	5,62544	-3,25188	10,1355
8,95E-01	1,47E+00	5,64975	-3,2765	10,1471
8,96E-01	1,47E+00	5,67109	-3,29233	10,155
8,98E-01	1,47E+00	5,69177	-3,30624	10,1623
9,00E-01	1,47E+00	5,71155	-3,3166	10,1696
9,02E-01	1,47E+00	5,73029	-3,32428	10,1757
9,03E-01	1,48E+00	5,74829	-3,33047	10,1801
9,05E-01	1,48E+00	5,76562	-3,33234	10,1853
9,07E-01	1,48E+00	5,78408	-3,33697	10,1918
9,09E-01	1,49E+00	5,80237	-3,34329	10,1962
9,11E-01	1,49E+00	5,82344	-3,35694	10,2036
9,12E-01	1,49E+00	5,84349	-3,36847	10,2085
9,14E-01	1,49E+00	5,86632	-3,3875	10,2151
9,16E-01	1,49E+00	5,88971	-3,40671	10,2228
9,18E-01	1,49E+00	5,9162	-3,43234	10,2337
9,20E-01	1,49E+00	5,94555	-3,46369	10,2483
9,21E-01	1,49E+00	5,96739	-3,48701	10,2596
9,22E-01	1,49E+00	5,9851	-3,50764	10,2697
9,23E-01	1,49E+00	6,00444	-3,53231	10,2817
9,24E-01	1,49E+00	6,02412	-3,55869	10,2935
9,25E-01	1,48E+00	6,04405	-3,58478	10,3059
9,26E-01	1,48E+00	6,06965	-3,62165	10,3263
9,27E-01	1,48E+00	6,09834	-3,66094	10,3539
9,28E-01	1,47E+00	6,12613	-3,69668	10,3823
9,29E-01	1,47E+00	6,14963	-3,72567	10,4028
9,30E-01	1,47E+00	6,17225	-3,75368	10,4214
9,31E-01	1,47E+00	6,19366	-3,77941	10,438
9,32E-01	1,47E+00	6,21309	-3,80141	10,4516
9,33E-01	1,47E+00	6,23189	-3,82207	10,464
9,34E-01	1,46E+00	6,24936	-3,84062	10,4739
9,35E-01	1,46E+00	6,26614	-3,85697	10,4834
9,36E-01	1,46E+00	6,28147	-3,86951	10,4916
9,37E-01	1,47E+00	6,29525	-3,87863	10,4979
9,38E-01	1,47E+00	6,30907	-3,8877	10,5043
9,39E-01	1,47E+00	6,32289	-3,89633	10,511
9,40E-01	1,47E+00	6,33675	-3,90478	10,5179
9,41E-01	1,47E+00	6,35044	-3,91259	10,5249
9,42E-01	1,47E+00	6,36417	-3,92028	10,532
9,43E-01	1,47E+00	6,37812	-3,92807	10,5398
9,44E-01	1,47E+00	6,39201	-3,93551	10,5477
9,45E-01	1,47E+00	6,4059	-3,94278	10,5557
9,46E-01	1,47E+00	6,41894	-3,94905	10,5618
9,47E-01	1,47E+00	6,43089	-3,95405	10,5656
9,48E-01	1,47E+00	6,44268	-3,95943	10,5684
9,49E-01	1,48E+00	6,45429	-3,96476	10,5706
9,50E-01	1,48E+00	6,46625	-3,97072	10,5732
9,51E-01	1,48E+00	6,477	-3,97371	10,5747
9,52E-01	1,48E+00	6,48701	-3,97568	10,5747
9,53E-01	1,48E+00	6,49688	-3,97765	10,5744
9,54E-01	1,48E+00	6,50727	-3,9805	10,5748
9,55E-01	1,48E+00	6,5179	-3,98388	10,5754
9,56E-01	1,49E+00	6,52872	-3,9876	10,5762
9,57E-01	1,49E+00	6,53989	-3,99202	10,5773
9,58E-01	1,49E+00	6,55118	-3,99609	10,579

Estudo Biomecânico da articulação do joelho

9,59E-01	1,49E+00	6,56261	-4,00055	10,5807	
9,60E-01	1,49E+00	6,57417	-4,00533	10,5823	
9,61E-01	1,49E+00	6,58619	-4,01158	10,5838	
9,62E-01	1,49E+00	6,5991	-4,02053	10,5853	
9,63E-01	1,49E+00	6,61251	-4,0308	10,5868	
9,64E-01	1,49E+00	6,62748	-4,04512	10,5894	
9,65E-01	1,49E+00	6,64288	-4,06084	10,5918	
9,66E-01	1,49E+00	6,65871	-4,07762	10,5943	
9,67E-01	1,49E+00	6,67486	-4,0955	10,5965	
9,68E-01	1,49E+00	6,69074	-4,1125	10,5987	
9,69E-01	1,49E+00	6,7061	-4,12822	10,6004	
9,70E-01	1,49E+00	6,72109	-4,1431	10,6016	
9,71E-01	1,49E+00	6,73863	-4,1639	10,605	
9,72E-01	1,49E+00	6,75626	-4,18364	10,6096	
9,73E-01	1,49E+00	6,77296	-4,20067	10,6137	
9,74E-01	1,49E+00	6,78954	-4,21677	10,6185	
9,75E-01	1,49E+00	6,80673	-4,23337	10,6246	
9,76E-01	1,49E+00	6,82374	-4,24886	10,631	
9,77E-01	1,49E+00	6,83923	-4,26142	10,6352	
9,78E-01	1,48E+00	6,85735	-4,28084	10,64	
9,79E-01	1,48E+00	6,87613	-4,3028	10,6442	
9,80E-01	1,48E+00	6,89507	-4,32467	10,6488	
9,81E-01	1,48E+00	6,91404	-4,34648	10,6534	
9,83E-01	1,48E+00	6,94187	-4,37706	10,6596	
9,84E-01	1,48E+00	6,97032	-4,40872	10,6661	
9,86E-01	1,47E+00	7,00125	-4,44621	10,6741	
9,87E-01	1,47E+00	7,03134	-4,48018	10,6829	
9,89E-01	1,47E+00	7,05995	-4,50676	10,695	
9,90E-01	1,47E+00	7,08975	-4,53416	10,7098	
9,92E-01	1,47E+00	7,12872	-4,57438	10,7415	
9,93E-01	1,46E+00	7,16784	-4,61421	10,7743	
9,95E-01	1,46E+00	7,20765	-4,65408	10,8096	
9,96E-01	1,45E+00	7,24514	-4,68948	10,8424	
9,98E-01	1,45E+00	7,28013	-4,71959	10,8732	
9,99E-01	1,44984	7,31265	-4,74635	10,8995	
1	1,44875	7,33092	-4,76147	10,9137	
1	1,44875	7,33092	-4,76147	10,9137	
TOTAL	204,153	356,427	1,20E+03	-647,808	2,23E+03
MINIMUM	0,	0	0	-4,76147	0
AT X =		0	0	1	0,00E+00
MAXIMUM	1,	1,49958	7,33092	5,87E-02	10,9137
AT X =		7,98E-01	1	2,19E-01	1

ANEXO C: Output do ABAQUS das tensões Max. principais no LCA lesão

	_S:Max. Principal PI: MALHA1-1 N:	_S:Max. Principal PI: MALHA1-1 N:	_S:Max. Principal PI: MALHA1-1 N:	_S:Max. Principal PI: MALHA1-1 N:
X	97	139	162	247
0.	0.	0.	0.	0.
1,56E+01	5,06E+02	3,45E+02	7,88E+02	5,99E+02
31.25E-03	165.287	135.737	287.028	181.064
5,47E+02	359.714	303.347	638.407	389.113
8,98E+02	695.053	573.518	121.515	746.098
1,43E+02	129.591	102.538	218.777	137.936
1,95E+02	201.073	153.835	329.309	214.918
205.2E-03	215.637	164.148	351.307	230.721
2,15E+02	230.909	174.854	374.091	247.241
217.56E-03	234.833	17.76	379.945	251.524
2,20E+02	238.798	180.388	38.593	25.594
2,23E+02	242.781	183.201	391.979	260.424
2,25E+02	246.736	186.015	398.035	264.931
2,26E+02	248.218	187.076	400.326	266.646
2,27E+02	250.447	188.671	403.769	269.225
2,28E+02	251.286	189.271	405.065	270.196
2,29E+02	252.551	190.175	407.016	271.659
2,29E+02	253.819	191.081	40.897	273.124
2,30E+02	255.089	19.199	410.931	274.595
2,30E+02	255.563	192.329	411.657	275.139
2,31E+02	255.741	192.455	411.929	275.343
2,31E+02	256.008	192.646	412.338	275.649
2,31E+02	256.108	192.717	412.491	275.763
2,31E+02	256.145	192.744	412.549	275.806
TOTAL	4.35715	465.84	352.845	754.836
MINIMUM	0.	0.	0.	0.
AT X =	0.	0.	0.	0.
MAXIMUM	230.814E-03	256.145	192.744	412.549
AT X =	2,31E+02	2,31E+02	2,31E+02	2,31E+02

ANEXO D: Output do ABAQUS das tensões Max. Principais no LCP lesão

	_S:Max, Principal PI: MALHA1-1 N:	_S:Max, Principal PI: MALHA1-1 N:	_S:Max, Principal PI: MALHA1-1 N:	_S:Max, Principal PI: MALHA1-1 N:
X	4729	4757	4832	4878
0	0	0	0	0
6,25E-02	4,99034	8,45135	6,1096	7,67876
7,81E-02	6,78854	11,0288	8,12916	10,3636
1,02E-01	9,87184	15,092	11,4742	14,9915
1,37E-01	15,2444	21,5231	17,1056	23,3817
1,50E-01	17,5722	24,1865	19,5163	27,0324
1,70E-01	21,076	28,091	23,1343	32,6116
1,89E-01	24,8449	32,1928	27,023	38,5303
2,09E-01	28,978	36,6138	31,2903	44,8392
2,24E-01	32,0608	39,8606	34,4797	49,5468
2,30E-01	33,2244	41,0748	35,6835	51,3189
2,35E-01	34,4256	42,3253	36,9261	53,1305
2,38E-01	35,0321	42,9549	37,5534	54,0427
2,41E-01	35,6385	43,583	38,1806	54,9538
2,42E-01	35,9445	43,8994	38,497	55,4122
2,43E-01	36,0994	44,0602	38,6573	55,6435
2,43E-01	36,1775	44,1408	38,7381	55,7598
2,43E-01	36,1847	44,1485	38,7456	55,7706
TOTAL	3,2361	444,154	563,227	481,244
MINIMUM	0	0	0	0
AT X =	0	0	0	0
MAXIMUM	2,43E-01	36,1847	44,1485	38,7456
AT X =	2,43E-01	2,43E-01	2,43E-01	2,43E-01

ANEXO E: Output do ABAQUS para a Rotação Femoral

X	UR:Magnitude PI: UR:UR1 PI: ASSEMB		UR:UR2 PI: ASSEMB		UR:UR3 PI: ASSEMB	
	ASSEMBLY N: 1	LY N: 1	LY N: 1	LY N: 1	LY N: 1	LY N: 1
0.	0.	0.	0.	0.		
62.5E-03	9,86E+01	-9,81E+01	9,17E+02	3,50E-07		
125.E-03	1,97E+02	-196.25E-03	1,15E+01	-3,37E-01		
218.75E-03	3,44E+02	-3,43E+02	1,60E+02	-7,36E-01		
312.5E-03	4,91E+02	-4,91E+02	2,02E+01	-1,19E+02		
3,36E+02	5,28E+02	-5,27E+02	2,14E+02	-1,27E+02		
3,59E+02	5,65E+02	-564.22E-03	2,24E+02	-1,39E+02		
3,83E+02	6,01E+02	-6,01E+02	2,32E+02	-1,60E+02		
406.25E-03	6,38E+02	-6,38E+02	2,46E+02	-1,58E+02		
4,24E+02	665.91E-03	-6,65E+02	2,57E+02	-1,58E+02		
4,37E+02	6,87E+02	-6,86E+02	2,63E+02	-1,63E+02		
4,47E+02	7,02E+02	-7,02E+02	2,67E+02	-1,70E+02		
4,57E+02	7,18E+02	-717.16E-03	2,74E+02	-1,67E+02		
4,67E+02	7,33E+02	-7,33E+02	2,81E+02	-1,63E+02		
4,77E+02	7,49E+02	-7,48E+02	2,87E+02	-1,60E+02		
486.45E-03	7,64E+02	-7,64E+02	2,95E+02	-1,54E+02		
4,96E+02	7,80E+02	-7,79E+02	3,01E+02	-1,53E+02		
5,06E+02	7,95E+02	-7,95E+02	3,06E+02	-1,56E+02		
5,16E+02	8,11E+02	-8,10E+02	3,07E+02	-1,75E+02		
5,26E+02	8,26E+02	-8,26E+02	3,12E+02	-1,80E+02		
5,36E+02	8,42E+02	-8,41E+02	3,17E+02	-1,83E+02		
5,46E+02	8,57E+02	-8,57E+02	3,22E+02	-1,85E+02		
5,56E+02	8,73E+02	-8,72E+02	3,29E+02	-1,83E+02		
563.08E-03	8,85E+02	-8,84E+02	3,33E+02	-1,83E+02		
5,69E+02	8,93E+02	-8,93E+02	3,35E+02	-1,87E+02		
5,74E+02	9,02E+02	-9,02E+02	3,38E+02	-1,91E+02		
5,80E+02	9,11E+02	-910.24E-03	3,41E+02	-1,92E+02		
5,85E+02	9,20E+02	-9,19E+02	3,44E+02	-1,93E+02		
5,91E+02	9,28E+02	-9,28E+02	3,47E+02	-1,93E+02		
5,96E+02	937.09E-03	-9,36E+02	3,49E+02	-1,97E+02		
6,02E+02	9,46E+02	-9,45E+02	3,51E+02	-2,04E+02		
6,08E+02	9,55E+02	-9,54E+02	3,54E+02	-2,07E+02		
6,13E+02	9,63E+02	-9,63E+02	3,56E+02	-2,10E+02		
6,19E+02	9,72E+02	-9,71E+02	3,59E+02	-2,15E+02		
624.26E-03	980.76E-03	-9,80E+02	3,60E+02	-2,24E+02		
6,30E+02	9,89E+02	-9,89E+02	3,62E+02	-2,31E+02		
6,35E+02	9,98E+02	-997.56E-03	3,63E+02	-2,41E+02		
6,41E+02	100.695	-100.629	3,64E+02	-2,51E+02		
6,47E+02	101.569	-101.502	3,66E+01	-2,58E+02		
6,52E+02	102.442	-102.376	3,68E+02	-2,63E+02		
6,58E+02	103.316	-103.249	3,71E+02	-2,67E+02		
6,63E+02	104.189	-104.122	3,73E+02	-2,69E+02		
6,69E+02	105.063	-104.995	3,76E+02	-2,69E+02		
6,74E+02	105.937	-105.869	3,80E+02	-2,66E+02		
6,80E+02	106.811	-106.742	3,83E+02	-2,68E+01		
685.44E-03	107.684	-107.615	3,86E+02	-2,69E+02		
6,91E+02	108.558	-108.488	3,89E+02	-2,68E+02		
6,97E+02	109.433	-109.362	3,93E+02	-2,61E+02		
6,98E+02	109.651	-10.958	39.42E-03	-2,58E+02		
6,99E+02	109.815	-109.744	3,95E+02	-2,56E+02		
700.04E-03	109.979	-109.907	3,96E+02	-2,54E+02		
7,01E+02	110.143	-110.071	3,97E+02	-2,52E+02		
7,02E+02	110.307	-110.235	3,98E+02	-2,50E+02		

7,03E+02	110.471	-110.399	3,99E+02	-2,48E+02
7,04E+02	110.635	-110.562	4,00E+02	-2,46E+02
7,05E+02	110.799	-110.726	4,01E+02	-2,44E+02
7,06E+02	110.963	-11.089	4,01E+02	-2,42E+02
707.34E-03	111.127	-111.054	4,02E+02	-2,40E+02
7,08E+02	111.291	-111.217	4,03E+02	-2,37E+02
7,09E+02	111.455	-111.381	4,04E+02	-2,35E+02
7,10E+02	111.619	-111.545	4,05E+02	-2,32E+02
7,12E+02	111.865	-111.791	4,07E+02	-2,27E+02
7,14E+02	112.234	-112.159	4,10E+02	-2,16E+02
7,17E+02	112.604	-112.528	4,13E+02	-2,05E+02
7,19E+02	112.973	-112.896	4,16E+02	-1,95E+02
7,21E+02	113.342	-113.265	4,19E+02	-1,84E+02
7,24E+02	113.712	-113.633	4,22E+02	-1,72E+02
7,26E+02	114.081	-114.002	4,26E+02	-1,60E+02
7,28E+02	114.358	-114.278	4,28E+02	-1,50E+02
7,30E+02	114.635	-114.554	4,31E+02	-1,39E+02
731.39E-03	114.913	-114.831	4,33E+02	-1,29E+02
733.15E-03	11.519	-115.107	4,36E+02	-1,19E+02
734.91E-03	115.467	-115.384	4,39E+02	-1,08E+02
736.67E-03	115.744	-11.566	4,42E+02	-9,66E-01
738.43E-03	116.021	-115.936	4,44E+02	-8,58E-01
7,40E+02	116.298	-116.213	4,47E+02	-7,75E-01
7,42E+02	116.575	-116.489	4,48E+01	-7,38E-01
7,43E+02	116.783	-116.696	4,49E+02	-7,14E-01
7,44E+02	116.938	-116.852	4,50E+02	-7,43E-01
7,45E+02	117.055	-116.968	4,50E+02	-7,62E-01
7,46E+02	117.171	-117.085	4,50E+02	-7,55E-01
746.3E-03	117.259	-117.172	4,51E+02	-7,49E-01
7,47E+02	117.346	-11.726	4,51E+01	-7,39E-01
7,47E+02	117.434	-117.347	4,52E+02	-7,30E-01
7,48E+02	117.521	-117.434	4,52E+02	-7,18E-01
7,49E+02	117.609	-117.522	4,53E+02	-7,07E-01
7,49E+02	117.697	-117.609	4,53E+01	-6,94E-01
7,50E+02	117.784	-117.697	4,54E+02	-6,80E-01
7,50E+02	117.872	-117.784	4,54E+02	-6,65E-01
7,51E+02	118.003	-117.915	4,55E+02	-6,41E-01
7,52E+02	118.135	-118.046	4,56E+02	-6,09E-01
7,53E+02	118.266	-118.178	4,57E+02	-5,74E-01
7,54E+02	118.398	-118.309	4,58E+01	-538.37E-06
7,54E+02	118.529	-11.844	4,59E+02	-4,97E-01
7,55E+02	118.661	-118.571	4,60E+02	-4,55E-01
7,56E+02	118.792	-118.702	4,62E+02	-4,13E-01
756.88E-03	118.924	-118.833	4,63E+02	-3,71E-01
7,58E+02	119.055	-118.965	4,64E+02	-330.12E-06
758.55E-03	119.187	-119.096	4,65E+02	-2,89E-01
7,60E+02	119.384	-119.293	4,67E+02	-2,28E-01
7,62E+02	11.968	-119.588	4,69E+02	-1,41E-01
7,65E+02	120.123	-12.003	4,73E+02	-1,26E-01
767.32E-03	120.567	-120.473	4,76E+02	1,23E-01
7,70E+02	121.011	-120.916	4,80E+02	2,70E-01
7,73E+02	121.455	-121.358	4,84E+02	416.54E-06
7,76E+02	121.899	-121.801	4,88E+02	5,70E-01
7,79E+02	122.343	-122.244	4,92E+02	7,18E-01
7,81E+02	122.787	-122.686	4,96E+02	8,62E-01
7,84E+02	12.323	-123.129	5,00E+02	1,00E+01
7,87E+02	123.674	-123.572	5,03E+02	1,14E+02
7,90E+02	124.118	-124.014	5,07E+02	1,29E+02

792.69E-03	124.562	-124.457	5,11E+02	1,43E+02
7,96E+02	125.006	-1.249	5,15E+02	1,56E+02
7,98E+02	125.449	-125.342	5,18E+02	1,66E+02
8,01E+02	125.892	-125.785	5,19E+02	1,61E+02
803.26E-03	126.224	-126.117	5,20E+02	1,54E+02
8,05E+02	126.556	-126.449	5,22E+02	1,58E+02
806.96E-03	126.806	-126.698	5,23E+02	1,64E+01
8,09E+02	127.055	-126.947	5,26E+02	1,72E+02
8,10E+02	127.305	-127.196	5,28E+02	1,81E+02
8,12E+02	127.555	-127.445	5,30E+02	1,90E+02
8,13E+02	127.805	-127.694	5,32E+02	1,99E+02
8,15E+02	128.054	-127.943	5,34E+02	2,07E+02
8,16E+02	128.304	-128.191	5,37E+02	2,15E+02
818.06E-03	128.554	-12.844	5,39E+02	2,22E+02
8,20E+02	128.803	-128.689	5,41E+02	2,29E+02
8,21E+02	129.053	-128.938	5,43E+02	2,35E+02
8,23E+02	129.302	-129.187	5,44E+02	2,42E+02
8,24E+02	129.552	-129.436	5,46E+02	2,48E+01
8,26E+02	129.801	-129.685	5,48E+02	2,54E+02
8,28E+02	130.051	-129.934	5,50E+02	2,60E+02
8,29E+02	1.303	-130.183	5,52E+02	2,65E+02
8,31E+02	13.055	-130.432	5,54E+02	2,71E+02
832.33E-03	130.799	-130.681	5,55E+02	2,75E+02
8,34E+02	131.049	-13.093	5,57E+02	2,76E+02
8,36E+02	131.298	-131.179	5,58E+01	2,78E+02
8,37E+02	131.547	-131.428	5,59E+02	2,81E+02
8,39E+02	131.797	-131.677	5,61E+02	2,83E+02
8,40E+02	132.046	-131.926	5,62E+02	2,86E+02
8,42E+02	132.295	-132.175	5,64E+02	2,90E+02
8,43E+02	132.545	-132.424	5,65E+02	2,93E+01
8,45E+02	132.794	-132.673	5,67E+02	2,97E+01
846.6E-03	133.044	-132.922	5,69E+02	3,02E+02
8,48E+02	133.293	-133.171	5,70E+02	3,08E+02
8,51E+02	133.668	-133.544	5,73E+02	3,19E+02
8,53E+02	134.042	-133.918	5,76E+02	3,30E+02
8,55E+02	134.417	-134.291	57.96E-03	3,42E+02
857.7E-03	134.791	-134.665	5,83E+02	3,55E+02
8,60E+02	135.166	-135.038	5,86E+02	3,69E+02
8,62E+02	13.554	-135.412	5,90E+02	3,82E+02
864.24E-03	135.821	-135.692	5,92E+02	3,90E+02
8,66E+02	136.102	-135.972	5,94E+02	3,97E+02
8,68E+02	136.383	-136.252	5,96E+02	4,06E+02
8,70E+02	136.664	-136.532	59.85E-03	4,13E+02
8,71E+02	136.944	-136.812	6,01E+02	4,20E+01
8,73E+02	137.225	-137.092	6,03E+02	4,27E+02
8,75E+02	137.506	-137.372	6,05E+02	4,34E+02
8,77E+02	137.787	-137.652	6,07E+01	4,41E+02
8,79E+02	138.067	-137.932	6,09E+02	4,48E+02
8,80E+02	138.348	-138.212	6,11E+02	4,56E+02
8,82E+02	138.629	-138.492	6,14E+02	4,64E+01
8,84E+02	13.891	-138.773	6,16E+02	4,72E+01
8,86E+02	139.191	-139.053	6,18E+02	4,80E+02
887.43E-03	139.472	-139.333	6,20E+02	4,86E+02
8,89E+02	139.752	-139.613	6,22E+02	4,92E+01
8,91E+02	140.033	-139.893	6,24E+02	4,97E+02
8,93E+02	140.314	-140.173	6,26E+02	5,03E+01
8,95E+02	140.594	-140.453	6,28E+02	5,08E+01
8,96E+02	140.875	-140.733	6,30E+02	5,16E+02

8,98E+02	141.156	-141.013	6,33E+02	5,24E+02
9,00E+02	141.437	-141.293	6,35E+02	5,32E+02
901.7E-03	141.718	-141.573	6,37E+02	5,41E+02
9,03E+02	141.998	-141.853	6,39E+02	5,50E+02
9,05E+02	142.279	-142.133	6,42E+02	5,59E+02
9,07E+02	14.256	-142.414	6,44E+02	5,68E+02
9,09E+02	142.841	-142.694	6,47E+02	5,78E+02
9,11E+02	143.122	-142.974	6,49E+02	5,86E+02
9,12E+02	143.403	-143.254	6,51E+02	5,96E+02
9,14E+02	143.684	-143.534	6,54E+02	6,07E+00
9,16E+02	143.965	-143.814	6,57E+01	6,19E+02
9,18E+02	144.246	-144.094	6,60E+02	6,31E+02
9,20E+02	144.527	-144.374	6,62E+02	6,43E+02
9,21E+02	144.738	-144.584	6,64E+02	6,51E+02
921.88E-03	144.896	-144.742	6,65E+02	6,56E+02
9,23E+02	145.054	-144.899	6,67E+02	6,60E+02
9,24E+02	145.212	-145.057	6,68E+02	6,64E+02
924.89E-03	14.537	-145.214	6,69E+02	6,67E+02
9,26E+02	145.528	-145.372	6,70E+02	6,70E+02
9,27E+02	145.686	-145.529	6,71E+02	6,72E+02
927.9E-03	145.843	-145.687	6,72E+02	6,74E+02
9,29E+02	146.001	-145.844	6,73E+02	6,76E+02
9,30E+02	146.159	-146.002	6,74E+02	6,79E+02
930.91E-03	146.317	-14.616	6,75E+02	6,81E+02
9,32E+02	146.475	-146.317	6,76E+02	6,85E+02
9,33E+02	146.633	-146.475	6,77E+02	6,88E+02
933.92E-03	146.791	-146.632	6,79E+01	6,92E+02
9,35E+02	146.949	-14.679	6,80E+02	6,97E+02
9,36E+02	147.107	-146.947	6,81E+02	7,02E+02
936.93E-03	147.265	-147.105	6,83E+02	7,08E+02
9,38E+02	147.423	-147.262	6,84E+02	7,14E+02
9,39E+02	147.581	-14.742	6,86E+01	7,20E+02
9,40E+02	147.739	-147.577	6,87E+02	7,27E+01
9,41E+02	147.897	-147.735	6,89E+02	7,33E+02
9,42E+02	148.055	-147.892	6,90E+02	7,39E+02
9,43E+02	148.213	-14.805	6,91E+02	7,45E+02
9,44E+02	148.371	-148.208	6,93E+02	7,51E+02
9,45E+02	148.529	-148.365	6,94E+02	7,56E+02
9,46E+02	148.687	-148.523	6,96E+02	7,61E+02
9,47E+02	148.845	-14.868	6,97E+02	7,67E+02
9,48E+02	149.003	-148.838	6,98E+02	7,72E+02
9,49E+02	149.161	-148.995	7,00E+01	7,77E+02
9,50E+02	149.319	-149.153	7,01E+02	7,82E+02
9,51E+02	149.477	-14.931	7,02E+02	7,87E+02
9,52E+02	149.636	-149.468	7,04E+02	7,93E+02
9,53E+02	149.794	-149.625	7,05E+02	7,98E+02
9,54E+02	149.952	-149.783	7,06E+02	8,03E+02
9,55E+02	15.011	-14.994	7,08E+02	8,08E+01
9,56E+02	150.268	-150.098	7,09E+01	8,12E+02
9,57E+02	150.426	-150.256	7,10E+02	8,17E+02
9,58E+02	150.584	-150.413	7,12E+02	8,23E+02
9,59E+02	150.742	-150.571	7,13E+02	8,28E+02
9,60E+02	1.509	-150.728	7,14E+02	8,33E+02
9,61E+02	151.058	-150.886	7,16E+01	8,38E+02
9,62E+02	151.216	-151.043	7,17E+02	8,43E+02
9,63E+02	151.374	-151.201	7,18E+02	8,48E+02
9,64E+02	151.532	-151.358	7,20E+02	8,52E+02
9,65E+02	15.169	-151.516	7,21E+02	8,56E+02

Estudo Biomecânico da articulação do joelho

9,66E+02	151.848	-151.673	7,22E+02	8,60E+02	
9,67E+02	152.005	-151.831	7,23E+02	8,64E+00	
9,68E+02	152.163	-151.988	7,24E+02	8,68E+02	
9,69E+02	152.321	-152.146	7,26E+02	8,73E+02	
9,70E+02	152.479	-152.303	7,27E+02	8,77E+02	
9,71E+02	152.637	-152.461	7,28E+02	8,79E+02	
9,72E+02	152.795	-152.618	7,29E+02	8,82E+02	
9,73E+02	152.953	-152.776	7,30E+02	8,86E+02	
9,74E+02	153.111	-152.934	7,31E+02	8,90E+02	
9,75E+02	153.269	-153.091	7,33E+02	8,93E+02	
9,76E+02	153.427	-153.249	7,34E+02	8,97E+02	
9,77E+02	153.585	-153.406	7,35E+01	9,02E+01	
9,78E+02	153.743	-153.564	7,36E+02	9,06E+02	
9,79E+02	153.901	-153.721	7,38E+02	9,10E+02	
9,80E+02	154.059	-153.879	7,39E+01	9,14E+01	
981.08E-03	154.217	-154.036	7,40E+02	9,18E+02	
9,83E+02	154.454	-154.272	7,42E+02	9,25E+02	
984.09E-03	154.691	-154.509	7,44E+02	9,32E+02	
9,86E+02	154.928	-154.745	7,46E+01	9,39E+02	
987.1E-03	155.164	-154.981	7,48E+02	9,45E+02	
9,89E+02	155.401	-155.218	7,50E+02	9,53E+02	
990.11E-03	155.638	-155.454	7,52E+02	9,60E+02	
9,92E+02	155.875	-15.569	7,53E+02	9,64E+01	
993.12E-03	156.112	-155.926	7,55E+02	9,69E+02	
9,95E+02	156.349	-156.163	7,57E+02	9,73E+02	
996.13E-03	156.586	-156.399	7,58E+02	9,76E+01	
9,98E+02	156.822	-156.635	7,60E+02	9,79E+02	
9,99E+02	157.059	-156.871	7,61E+02	9,82E+01	
1.	157.194	-157.006	7,62E+02	9,83E+02	
1.	157.194	-157.006	7,62E+02	9,83E+02	
TOTAL	204.153	320.831	-320.532	137.352	7,20E+02
MINIMUM	0.	0.	-157.006	0.	-2,69E+02
AT X =		0.	1.	0.	6,63E+02
MAXIMUM	1.	157.194	0.	7,62E+02	9,83E+02
AT X =		1.	0.	1.	1.

ANEXO F: Output do ABAQUS da Rotação Femoral lesões

X	_UR:Magnitude PI:	_UR:UR1 PI: ASSEM	_UR:UR2 PI: ASSEM	_UR:UR3 PI: ASSEM	
	ASSEMBLY N: 1	BLY N: 1	BLY N: 1	BLY N: 1	
0.	0.	0.	0.	0.	
1,56E+01	2,21E+02	-1,56E+01	1,56E+01	-1,79E-31	
31.25E-03	4,42E+02	-31.25E-03	31.25E-03	-2,45E-31	
5,47E+02	7,73E+02	-5,47E+02	5,47E+02	-6,95E-31	
8,98E+02	1,27E+02	-8,98E+02	8,98E+02	-1,29E-28	
1,43E+02	2,02E+02	-1,43E+02	1,43E+02	-2,13E-28	
1,95E+02	2,76E+02	-1,95E+02	1,95E+02	-3,13E-28	
205.2E-03	2,90E+02	-205.2E-03	205.2E-03	-3,29E-28	
2,15E+02	304.18E-03	-2,15E+02	2,15E+02	-3,43E-28	
217.56E-03	3,08E+02	-217.56E-03	217.56E-03	-3,46E-28	
2,20E+02	3,11E+02	-2,20E+02	2,20E+02	-3,51E-28	
2,23E+02	3,15E+02	-2,23E+02	2,23E+02	-3,56E-28	
2,25E+02	3,18E+02	-2,25E+02	2,25E+02	-3,63E-29	
2,26E+02	3,19E+02	-2,26E+02	2,26E+02	-3,66E-28	
2,27E+02	3,21E+02	-2,27E+02	2,27E+02	-3,71E-28	
2,28E+02	3,22E+02	-2,28E+02	2,28E+02	-3,72E-28	
2,29E+02	3,23E+02	-2,29E+02	2,29E+02	-3,75E-28	
2,29E+02	324.39E-03	-2,29E+02	2,29E+02	-3,77E-29	
2,30E+02	3,25E+02	-2,30E+02	2,30E+02	-3,80E-28	
2,30E+02	3,26E+02	-2,30E+02	2,30E+02	-3,81E-28	
2,31E+02	3,26E+02	-2,31E+02	2,31E+02	-3,81E-28	
2,31E+02	326.3E-03	-2,31E+02	2,31E+02	-3,82E-29	
2,31E+02	3,26E+02	-2,31E+02	2,31E+02	-3,82E-28	
2,31E+02	3,26E+02	-2,31E+02	2,31E+02	-3,82E-28	
TOTAL	4.35715	616.195	-435.715	435.715	-6,99E-28
MINIMUM	0.	0.	-2,31E+02	0.	-3,82E-28
AT X =		0.	2,31E+02	0.	2,31E+02
MAXIMUM	230.814E-03	3,26E+02	0.	2,31E+02	0.
AT X =		2,31E+02	0.	2,31E+02	0.