



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA



Máster Universitario  
en Simulación Numérica  
en Ciencia e Ingeniería  
con COMSOL Multiphysics

# TRABAJO FIN DE MÁSTER

## SIMULACIÓN DE CARGAS APLICADAS A LA ARTOPLASTIA TOTAL DE LA CADERA

MÁSTER UNIVERSITARIO en

SIMULACIÓN NUMÉRICA EN CIENCIA E INGENIERÍA

CON COMSOL MULTIPHYSICS

Autor: Nuno Eduardo Dias Gueiral

Tutor: Carlos David González Gómez

JULIO de 2020

## 1. Introdução

Este documento destina-se a descrever o modelo criado no trabalho final do master universitário em simulação numérica em ciência e engenharia com Comsol Multiphysics. O modelo criado assenta num fenómeno físico que pode ser modelizado numericamente com recurso ao método dos elementos finitos operado pelo Comsol.

O fenómeno físico modelizado tem origem na biomecânica das articulações humanas que são sujeitas a maior desgaste ao longo da vida do ser humano. A articulação que serviu de base foi a da anca com as pernas. Esta articulação, devido à fratura do colo do fémur ou desgaste da cabeça femoral ou acetabular, é substituída em cirurgia pela vulgarmente chamada de artroplastia total da anca (ATA). Na ATA é colocado no paciente um implante com duas partes: a cabeça acetabular (osso quadril) e a haste do implante (osso fémur) que se interligam rotativamente, substituindo desta forma a junção da cabeça do fémur ao acetábulo humano (figura 1).

A biomecânica e as cargas que a haste do implante, após implantação, são sujeitas durante as diferentes atividades de um ser humano ativo continuam a ser alvo de vários estudos. Tanto mais que o tempo de vida dos vários implantes é variável de paciente para paciente. Esta variação depende da perícia do médico ortopedista que fez a ATA, mas também dos materiais e dimensões do implante utilizado. As ATA's podem ser cimentadas ou não cimentadas. Ou seja, na implantação da componente femoral do implante é usado cimento com propriedades especiais para a compatibilidade óssea – ATA cimentada. Nos implantes feitos sem utilização do cimento a compatibilidade do metal do implante e do fémur é feito devido à pressão por atacamto do implante no canal femoral aberto – ATA não cimentada. Na simulação foram realizados 4 estudos diferentes, dois com prótese cimentada e outros dois estudos com prótese não cimentada.

Neste trabalho pretende-se obter um modelo que nas suas respostas reflita as tensões e deformações deste implante após um ciclo de carga. De vários estudos sabe-se que em média um implante está sujeito a 1 000 000 de ciclos de carga por ano, e que a sua longevidade temporal depende, não exclusivamente, da fadiga dos materiais com os quais o implante é construído.

A licença do COMSOL Multiphysics utilizado não possui o “Fatigue Module” que permitiria calcular ciclos de fadiga completos, no entanto é utilizado o modulo “Solid Mechanics” que nos permite obter as tensões máximas e mínimas que o implante está sujeito quando em carga.

Em termos de carga foi simulada a marcha normal do ser humano sem qualquer outro peso extra. Desta forma, as forças aplicadas no fémur resultam do peso da parte superior do corpo que a pélvis aplica, mais as forças musculares abductoras.

Em termos de resultados geométricos e de simulação obteve-se um modelo funcional e com potencialidades para trabalhos futuros.

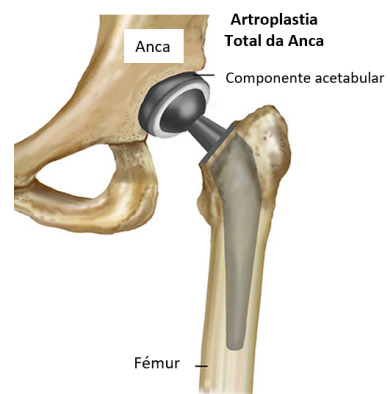


Figura 1 - Artroplastia Total da Anca (ATA, 2017)

## 2. Fundamentos Teóricos

Em geral o movimento relativo dos segmentos corporais sobre uma articulação é controlado por mais do que um grupo de músculos. Para se conseguir reduzir um problema específico de Biomecânica e aplicar as equações de equilíbrio da estática, apenas é considerado o grupo de músculos que é a fonte primária do controlo da movimentação da articulação. Pode-se fazer aproximações do efeito de outros músculos considerando as suas áreas transversais e as suas posições relativas em relação à articulação. [1]

Para se aplicar os princípios da estática para analisar os mecanismos de articulações humanas, adota-se as seguintes premissas e limitações:

- Os eixos anatómicos de rotação das articulações são conhecidos;
- Os locais de ligação dos músculos são conhecidos;
- A linha de ação da tensão muscular é conhecida;
- O peso corporal e centro de gravidade são conhecidos;
- Os fatores de atrito nas articulações são desprezáveis;
- Os aspetos dinâmicos do problema são ignorados;
- Apenas se considera problemas em duas dimensões.

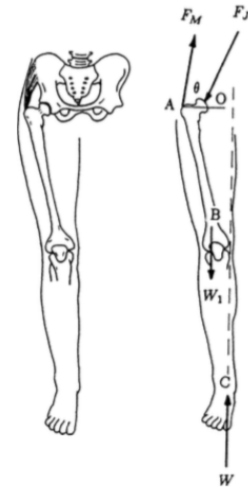


Figura 2 - Forças que atuam na perna quando esta carrega o peso total do corpo [1]

### 2.1. Mecânica da Anca

Momentaneamente, durante uma caminhada ou corrida o nosso peso corporal é todo colocado numa só perna. Na figura 2 representam-se esquematicamente todas as forças que atuam na perna que carrega o peso total do corpo.

$F_M$  é a magnitude da força resultante exercida pelos músculos abdutores,  $F_J$  representa a magnitude da força de reação da junção aplicada pela pélvis no fémur,  $W_1$  representa o peso da perna,  $W$  é o peso total do corpo, aplicado como uma força normal pelo chão na perna.

O ângulo entre a linha de ação da força muscular resultante com a horizontal é designado por  $\theta$ .

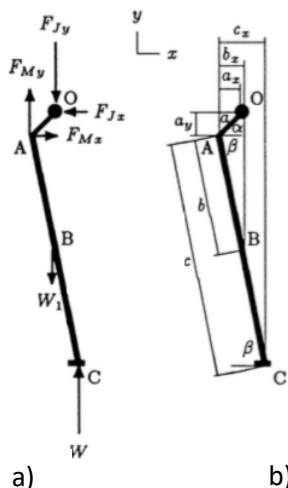


Figura 3 - Diagrama de corpo livre da perna (a) e parâmetros geométricos (b) [1]

O modelo mecânico da perna, as componentes retangulares das forças que atuam na perna e os parâmetros geométricos necessários para definir o problema estão representados na figura 3.

$O$  é um ponto ao longo do eixo instantâneo de rotação da articulação da anca, o ponto  $A$  é onde os músculos abdutores estão ligados ao fémur, o ponto  $B$  é o centro de gravidade da perna e o ponto  $C$  é onde a força de reação do solo é aplicada ao pé.

As distâncias entre o ponto  $A$  e os pontos  $O$ ,  $B$ , e  $C$  são especificadas como  $a$ ,  $b$ , e  $c$ , respetivamente.  $\alpha$  é o ângulo de inclinação do pescoço do fémur em relação à horizontal e  $\beta$  é o ângulo que o longo eixo femoral faz com a horizontal. Por conseguinte,  $\alpha + \beta$  é aproximadamente igual ao ângulo total do pescoço-eixo do fémur. [1]

### 2.1.1 Cálculo das forças $F_M$ e $F_J$ no fémur

As forças muscular e de reações na junção são representadas nas suas componentes nas direções  $x$  e  $y$ . A força muscular resultante tem uma linha de ação que faz um ângulo  $\theta$  com a horizontal, então:

$$F_{Mx} = F_M \cdot \cos \theta \quad (1)$$

$$F_{My} = F_M \cdot \sin \theta \quad (2)$$

Sendo o ângulo  $\theta$  especificado, a única incógnita para a força do musculo é a magnitude  $F_M$ . Para a força de reação na junção, são incógnitas a magnitude e a direção da força. No que diz respeito aos eixos da junção da anca localizada no ponto  $O$ ,  $a_x$  é o braço do momento da componente vertical da força muscular  $F_{My}$  e  $a_y$  é o braço do momento da componente horizontal da força muscular  $F_{Mx}$ . Da mesma forma,  $(b_x - a_x)$  é o braço do momento para  $W_1$  e  $(c_x - a_x)$  é o braço do momento para a força  $W$  aplicada pelo chão na perna. Da geometria do problema vem: [1]

$$a_x = a \cdot \cos \alpha \quad (3)$$

$$a_y = a \cdot \sin \alpha \quad (4)$$

$$b_x = b \cdot \cos \beta \quad (5)$$

$$c_x = c \cdot \cos \beta \quad (6)$$

Estabelecidas as componentes verticais e horizontais de todas as forças e os braços do momento respetivos ao ponto  $O$ , a condição para o equilíbrio rotacional da perna sobre o ponto  $O$  pode ser utilizada para determinar a magnitude da força muscular resultante aplicada no ponto  $A$ . Assumindo o sentido dos ponteiros do relógio positivo:

$$\sum M_O = 0: \quad a_x F_{My} - a_y F_{Mx} - (c_x - a_x)W + (b_x - a_x)W_1 = 0 \quad (7)$$

Substituindo as equações (1) a (6) na equação de cima:

$$(a \cdot \cos \alpha)(F_M \cdot \sin \theta) - (a \cdot \sin \alpha)(F_M \cdot \cos \theta) - (c \cdot \cos \beta - a \cdot \cos \alpha)W + (b \cdot \cos \beta - a \cdot \cos \alpha)W_1 = 0 \quad (8)$$

Resolvendo esta equação para a força muscular:

$$F_M = \frac{(cW - bW_1)\cos \beta - a(W - W_1)\cos \alpha}{a(\cos \alpha \sin \theta - \sin \alpha \cos \theta)} \quad (9)$$

O denominador de (9) pode ser simplificado como  $a \cdot \sin(\theta - \alpha)$ . Para determinar as componentes de força na junção, utiliza-se as condições de equilíbrio horizontal e vertical da perna:

$$\sum F_x = 0: \quad F_{Jx} = F_{Mx} = F_M \cdot \cos \theta \quad (10)$$

$$\sum F_y = 0: \quad F_{Jy} = F_{My} + W - W_1$$

$$F_{Jy} = F_M \cdot \sin \theta + W - W_1 \quad (11)$$

Então, a força resultante que atua sobre a junção da anca é:

$$F_J = \sqrt{(F_{Jx})^2 + (F_{Jy})^2} \quad (12)$$

*Exemplo:* Assumindo que os parâmetros geométricos do problema e o peso da perna são medidos em função da altura da pessoa  $h$  e do peso total  $W$  da seguinte forma:  $a = 0.05h$ ,  $b = 0.20h$ ,  $c = 0.052h$ ,  $\alpha = 45^\circ$ ,  $\beta = 80^\circ$ ,  $\theta = 70^\circ$  e  $W_1 = 0.17W$ . A solução deste problema para as forças muscular e de reação na junção é  $F_M = 2.6W$  e  $F_J = 3.4W$ , a força de reação na junção faz um ângulo  $\varphi = \tan^{-1}(F_{Jy}/F_{Jx}) = 74,8^\circ$  com a horizontal.

## 2.2 Fadiga de materiais

Sob a influência de uma carga externa não constante, o estado do material também varia com o tempo. O estado num ponto material pode ser descrito por muitas variáveis diferentes, como tensão, deformação ou dissipação de energia. O processo de fadiga é normalmente visto como controlado por uma variável específica. Um ciclo de carga é definido como a duração de um pico na variável estudada para o próximo pico. Geralmente, nem todos os ciclos têm a mesma amplitude. Para uma discussão superficial, no entanto, pode-se supor que a variável de estado de controle de fadiga tenha o mesmo valor no início e no final de cada ciclo de carga. Nos materiais elásticos, uma carga cíclica causa uma resposta periódica ao stress cíclico. Para estes casos, o ciclo de carga é facilmente definido. Isso é ilustrado pela figura 4 abaixo, onde o stress é a variável de estado de controle de fadiga.

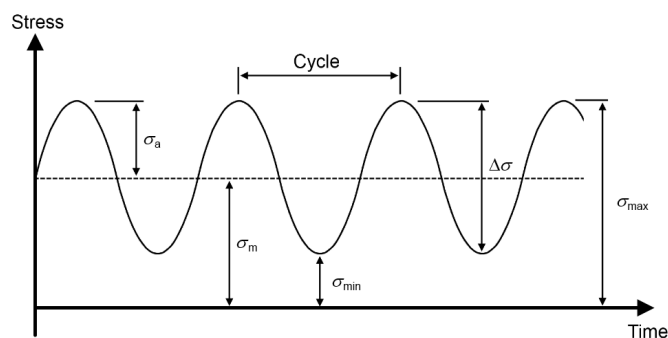


Figura 4 - Parâmetros usados na avaliação da fadiga.

O stress varia entre um stress máximo,  $\sigma_{max}$ , e um stress mínimo,  $\sigma_{min}$ , durante um ciclo de carga. No campo da fadiga, a variação do stress é frequentemente definida usando a amplitude do stress,  $\sigma_a$ , e o stress médio  $\sigma_m$ . Além disso, variáveis que definem a gama de stress,  $\Delta\sigma$  e o valor  $R$  são frequentemente usados para descrever um ciclo de stress. As relações entre as diferentes variáveis de stress por fadiga são:

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2} \quad (13)$$

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2} \quad (14)$$

$$\Delta\sigma = \sigma_{max} - \sigma_{min} \quad (15)$$

$$R = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}} \quad (16)$$

O parâmetro mais importante para o dano por fadiga é a amplitude do stress (14). Para qualquer análise detalhada, o stress médio, no entanto, também deve ser levado em consideração. Um stress médio de tração aumenta a sensibilidade à fadiga, enquanto um stress médio de compressão permite maiores amplitudes de stress. A resposta do material a uma sequência de ciclos de carga é altamente dependente da natureza da carga externa, que pode ser periódica, aleatória e até consistir em blocos repetíveis.

### 2.2.1 Ensaio de Fadiga

O principal ensaio pré-clínico aplicado a hastes femorais (próteses), antes de serem colocadas no mercado para utilização, é o ensaio de fadiga. Neste ensaio os materiais das estruturas em teste são sujeitos a vários ciclos de carga. A norma ISO7206 define o ensaio de fadiga para próteses de anca, indicando, entre outros, o modo de posicionamento da haste. A posição de ensaio de cada fémur com prótese encontra-se esquematizada na figura 4 (11° no plano frontal e 9° no plano sagital) [7].

Uma prótese de anca está sujeita a mais de um milhão de ciclos de carga e descarga por ano. Quando, numa fase tardia, a prótese está fixa ao osso apenas pela sua parte distal, encontrando-se solta na zona proximal, o risco de falência é superior [7].

Em termos de carga em atividade sobre uma perna, considerou-se o de caminhada pois é a mais natural das atividades segundo Bergman et al. [2], Baliani et al [3], Stolk et al. [4], Waide et al. [5], Cristofolini et al. [6], entre outros.

A simulação do ensaio de Fadiga não foi modelado neste trabalho, no entanto, o posicionamento e as regras do ensaio segundo a ISO7206 foram respeitadas na elaboração do modelo.

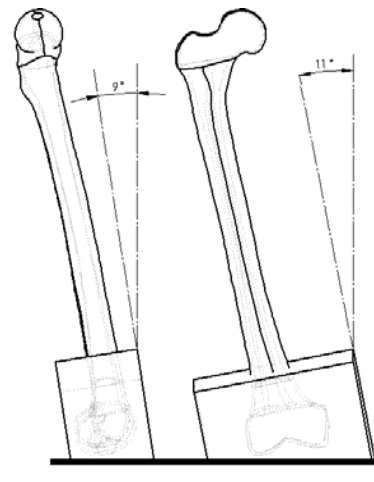


Figura 5 - Posição do fémur nos ensaios in vitro de fadiga.

## 3. Geometria

A geometria do modelo implementado é constituída por um fémur humano e uma componente femoral para artroplastia da anca.

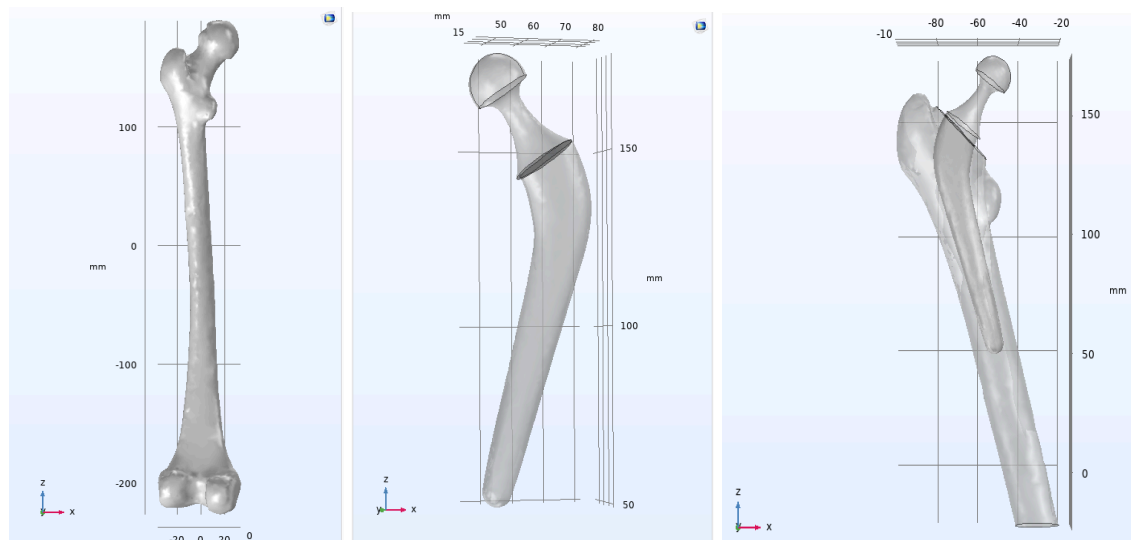


Figura 6 - Fémur (esquerda), Componente femoral (centro) e estrutura do fémur com componente femoral incrustada (direita).

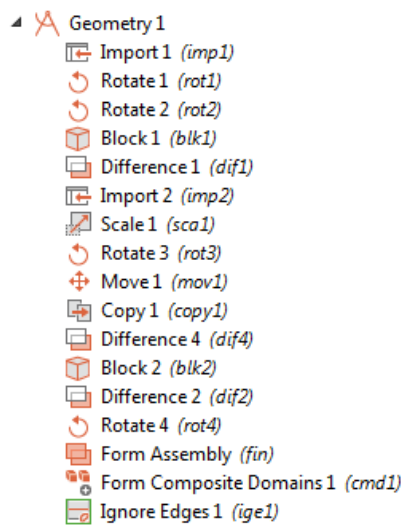


Figura 7 - Hierarquia da geometria do modelo

No nodo de geometria, numa primeira fase foi importada (*imp1*) o fémur da figura 6, sendo depois aplicado uma rotação de 9° no plano frontal (*rot1*) e 11° no plano sagital (*rot2*) de acordo com a norma ISO7206 que define o ensaio de fadiga para próteses de anca, indicando, entre outros, o modo de posicionamento da haste. Cortou-se as zonas da cabeça e colo do fémur (*blk1*, *dif1*).

Fez-se a importação da componente femoral (*imp2*), aplicando-se um escalamento (*sca1*), rotação (*rot3*) e posicionamento para correto alinhamento com a direção do canal femoral (*mov1*). A componente femoral utilizada foi a Lubinus SPII. A Lubinus SPII é uma das mais aplicadas na Europa, e em alguns países como Suécia e Finlândia é líder. Apresenta taxas de sucesso de 98 % a 10 anos, sendo uma das mais elevadas. Apresenta como característica típica uma geometria anatómica. A sua taxa de sucesso a 16 anos é da ordem de 87.2 % [7].

Com a componente femoral colocada foi feita a diferença (*dif4*) entre ela e o fémur para a criação das interfaces de contacto entre os dois objetos. A tarefa *copy1* permite recolocar a componente femoral na cavidade obtida após a diferença. Para o corte do fémur com a componente femoral incrustada foi utilizado um bloco (*blk2*). Realizou-se a diferença (*dif2*) entre o bloco e o fémur, criando assim a base fixa do fémur, figura 6 - direita.

Como se pretende transmitir carga entre a componente femoral e o fémur mantendo-se cada objeto individual, realizou-se a operação de *Assembly (fin)* da geometria total. As operações virtuais *Form Composite Domains* e *Ignore Edges* foram utilizadas para simplificação da malha de computação, permitindo o aumento das dimensões dos elementos dessa mesma malha.

## 4. Materiais

Utilizou-se o material *Bone 1* da livreria de materiais do COMSOL Multiphysics para o fémur.

Na componente femoral o material utilizado foi o titânio, um dos materiais mais comuns, nomeadamente em ligas como o  $Ti_6Al_4V$ , existindo outros materiais usuais como o aço, crómio e outras ligas de metais. O titânio faz parte da livreria de materiais do COMSOL Multiphysics.

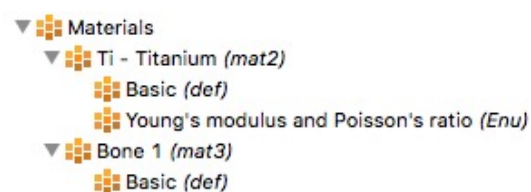


Figura 8 - Materiais utilizados

A colocação das componentes femorais em ambiente cirúrgico pode ser feito de forma cimentada ou não cimentada. Na forma cimentada utiliza-se um cimento com propriedades especiais para a compatibilidade óssea. Num par de estudos realizados com o modelo implementado, foi utilizada uma camada de 2 mm de espessura de Hidroxiapatita que é um dos cimentos mais utilizados em ortopedia para este tipo de cirurgias. A Hidroxiapatita possui 103,5 GPa de Modulo de Young e 0,268 de Coeficiente de Poisson como propriedades mecânicas utilizadas [8].



## 5. Equações e Interfaces Físicas

A interface física utilizada, foi a “Solid Mechanics”, que em equilíbrio se rege pela equação da segunda lei de Newton. Para simulações variantes no tempo assume a equação:

$$\rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = -\nabla_x \sigma + F_V$$

Esta equação é constituída pelo tensor de Cauchy, pela força repartida pelo volume e pelo deslocamento. Para os casos estacionários, reescreve-se como:

$$-\nabla_x \sigma = F_V$$

A tensão de Cauchy é dado por  $\sigma = F/A$  onde  $F$  é a força aplicada perpendicularmente numa área  $A$ .

A deformação  $\varepsilon$  é obtida por  $\varepsilon = \Delta L/L$ . O modulo de elasticidade relaciona estas duas grandezas é dado por  $\sigma = E \cdot \varepsilon$  onde  $E$  representa o modulo de Young.

## 6. Condições de Contorno

Considerando todo o sistema estático, foi utilizada a condição de contorno “Fixed constraint” na base inferior do paralelepípedo que suporta a componente femoral.

Condição de contorno fundamental para o modelo é o “contact” que estabelece a ligação da componente femoral com a prótese, pois é através desta interface/contacto que as forças musculares e articulares aplicadas à prótese são transmitidas à componente femoral. Em termos de seleção de interface para este contacto foi utilizado o “contact pair” criado nas definições do componente.

Este “contact” permitiu adicionar uma camada de 2 mm de espessura que simula o caso das próteses cimentadas. Esta camada foi aplicada com o subnodo “Adhesion” do nodo “contact” e com as propriedades do material Hidroxipatita já referida anteriormente.

Com a utilização do subnodo “Adhesion” conseguiu-se obter quatro estudos diferentes, estudos estacionários e dependentes do tempo para próteses cimentadas e não cimentadas. Estes estudos serão abordados numa secção seguinte deste documento.

Foi utilizada a superfície da cabeça esférica da componente femoral como base do contorno “Rigid connector”. A este “Rigid connector” foi adicionado o subnodo “Applied Force” para aplicar forças em X, Y e em Z.

As forças aplicadas à cabeça da componente femoral foram obtidas na base de dados presente em <https://orthoload.com/test-loads/data-collection-hip98/> que são resultados dos estudos realizados por Bergman *et al.* [2].

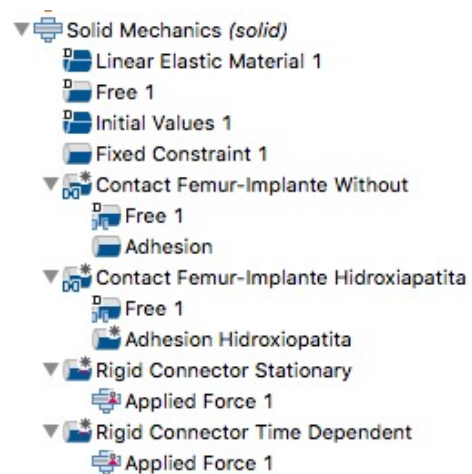


Figura 9 - Hierarquia das condições de contorno aplicadas na interface física

## 7. Malha Computacional

A malha de computação num modelo baseado em biomecânica do ser humano, onde as formas das estruturas são complexas, tais como ossos, é muito complicada tendo em conta o refinamento da malha com o compromisso computacional de resolução da simulação. Neste



sentido a dimensão e o tipo de malha escolhido foram de encontro às várias interfaces de contacto da estrutura final da componente femoral com o fémur.

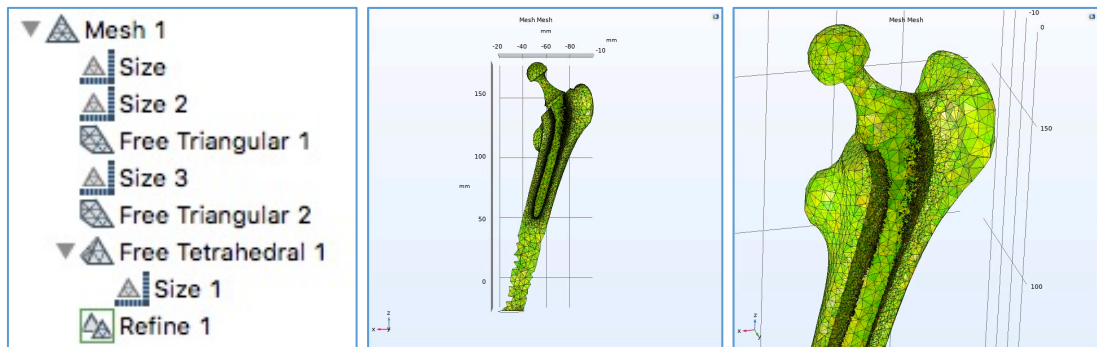


Figura 10 - Estrutura do Mesh e gráfico com detalhe de mesh na zona da interface entre a componente femoral e o fémur.

Nos gráficos apresentados na figura anterior é bem visível a diferença de dimensões dos elementos de malha na interface entre a componente femoral (origem do esforço) e o fémur (destino do esforço). Este dimensionamento é fundamental para a condição de contorno “Contact” baseado no “Contact pair”, criado para que os esforços sejam transmitidos corretamente entre os dois objetos.

## 8. Estudos

Realizaram-se dois grupos de estudos, um estacionário e outro dependente de tempo. Em cada grupo simulou-se estudos com prótese cimentada e prótese não cimentada. Num total realizaram-se 4 estudos de acordo com a seguinte tabela.

Nome do estudo	Tipo de estudo
Estudo 1	Estacionário com prótese cimentada
Estudo 2	Estacionário sem prótese cimentada
Estudo 3	Dependente de tempo com prótese cimentada
Estudo 4	Dependente de tempo sem prótese cimentada

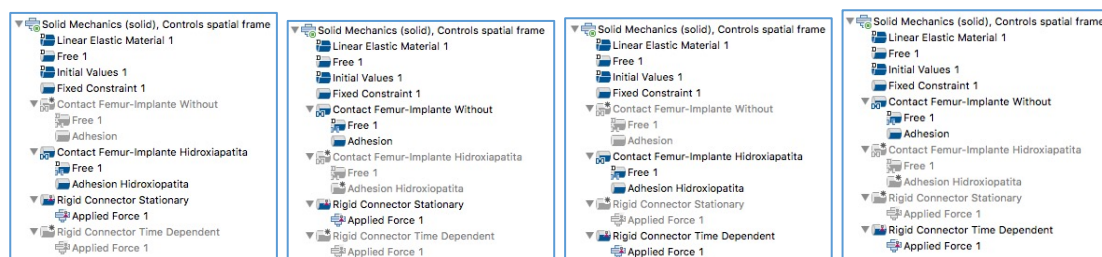


Figura 11 - Tipologias dos quatro estudos realizados com a indicação das condições ativas e não ativas em cada um. Da esquerda para a direita, estudos 1, 2, 3 e 4.

As forças aplicadas em X, Y e Z nos estudos estacionários, correspondem à média de valores (12 amostras) retirados da base de dados HP98 de Bergman et al. [2]. Essas mesmas amostras são usadas como forças aplicadas para os estudos dependentes de tempo através de funções de interpolação.

## 9. Resultados Obtidos

Numa comparação entre os valores de stress entre as próteses cimentadas e as não cimentadas há um acréscimo notório de tensão, não se verificando grandes mudanças, como era de prever, entre os estudos estacionários e os estudos dependentes de tempo nas duas tipologias de prótese. As deformações nos quatro estudos são da mesma ordem de valores.

### Estudo 1 – Regime Estacionário em prótese cimentada

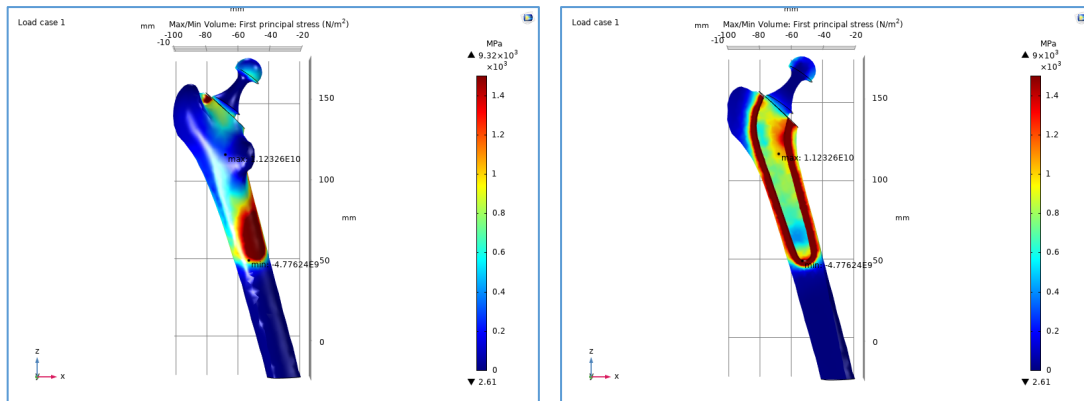


Figura 12 – Estudo 1. Análise de Stress máximo e mínimo, corte plano frontal (direita).

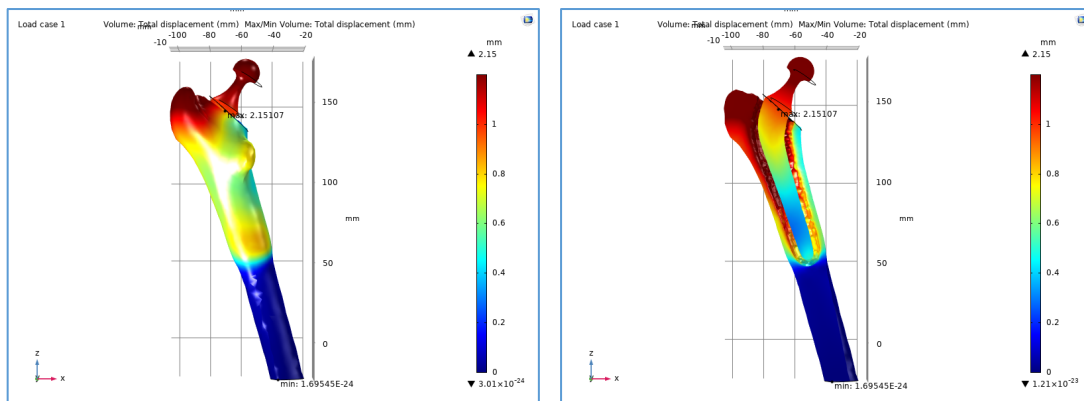


Figura 13 – Estudo 1. Análise de Strain máximo e mínimo, corte plano frontal (direita).

### Estudo 2 – Regime Estacionário em prótese não cimentada

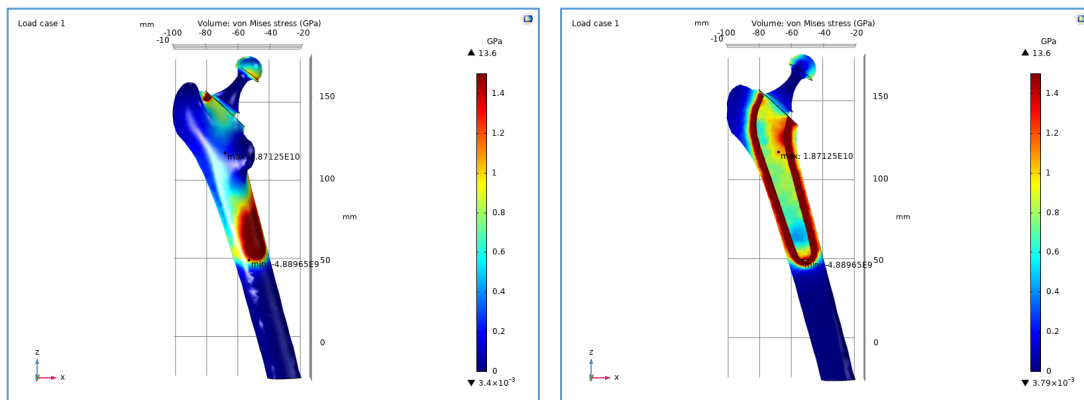


Figura 14 – Estudo 2. Análise de Stress máximo e mínimo, corte plano frontal (direita).

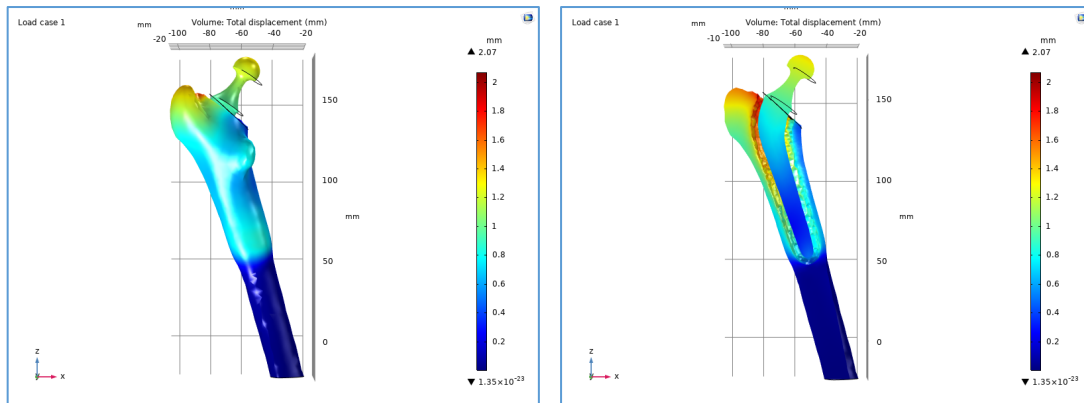


Figura 15 - Estudo 2. Análise de Strain máximo e mínimo, corte plano frontal (direita).

### Estudo 3 – Regime dependente do Tempo em prótese cimentada

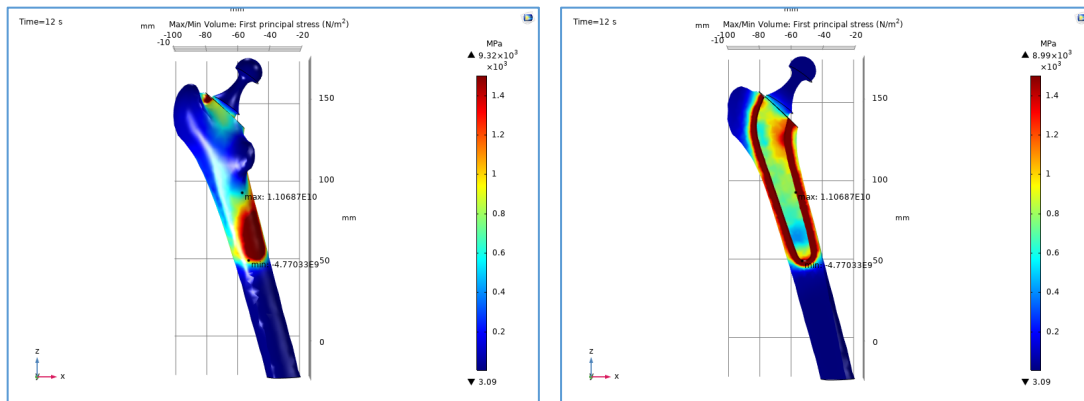


Figura 16 - Estudo 3. Análise de Stress máximo e mínimo, corte plano frontal (direita).

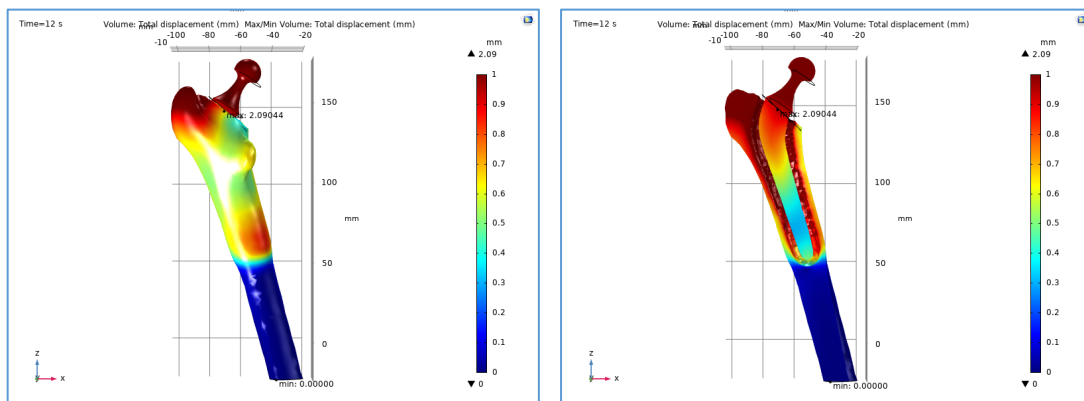


Figura 17 - Estudo 3. Análise de Strain máximo e mínimo, corte plano frontal (direita).

#### Estudo 4 – Regime dependente do Tempo em prótese não cimentada

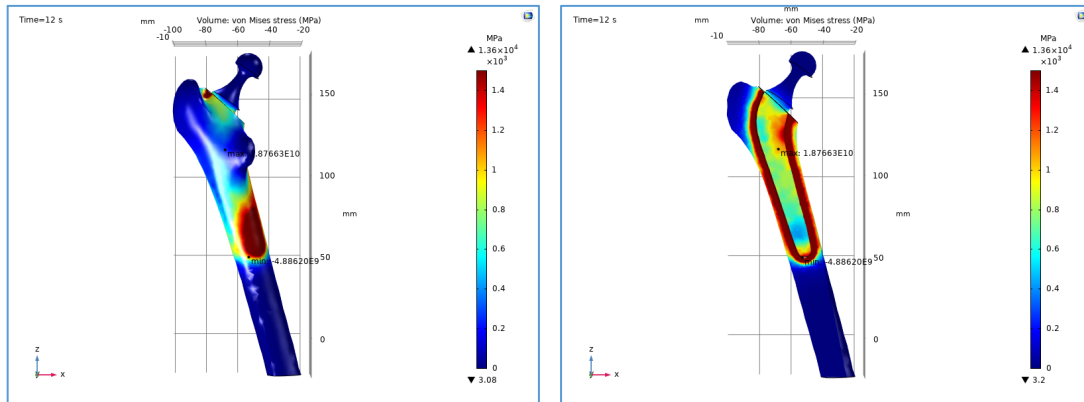


Figura 18 - Estudo 4. Análise de Stress máximo e mínimo, corte plano frontal (direita).

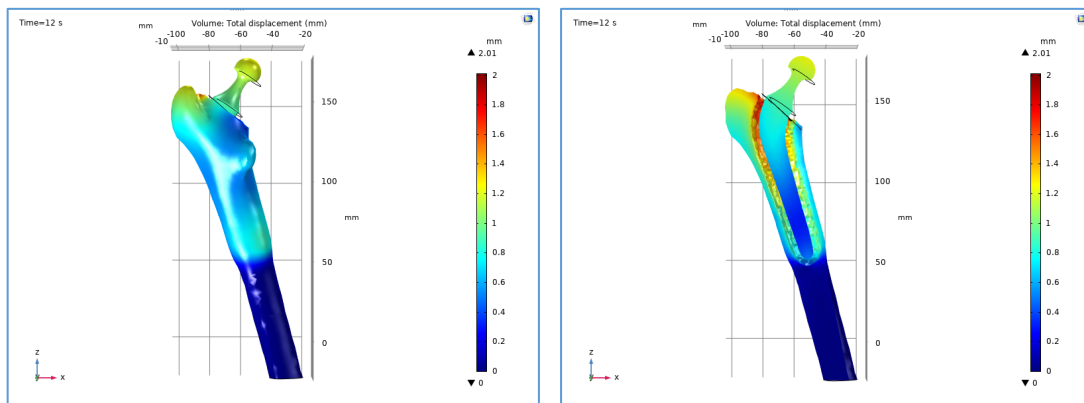


Figura 19 - Estudo 4. Análise de Strain máximo e mínimo, corte plano frontal (direita).

Numericamente, os valores obtidos para a tensão (stress) são muito grandes, não fazendo grande sentido para os valores de forças aplicadas e geometria utilizada. Será necessário em trabalhos futuros refinar formas de aplicar os esforços para o calculo de stress mais assertivo.

## 10. Conclusões

O principal objetivo deste trabalho passava por implementar um modelo de simulação numérica em ciência e engenharia com COMSOL Multiphysics. O modelo está criado e funcional, pesa embora algumas falhas importantes nos resultados numéricos obtidos.

Conseguiu-se importar dois objetos (fémur e componente femoral) com geometria complexa e operar modificações para a sua correta junção e posterior aplicação.

Obteve-se resultados satisfatórios na malha computacional final com elementos bastante reduzidos para as zonas geométricas mais importantes (maior detalhe) para os estudos a operar.

A interface física utilizada, tendo em conta a complexidade do comportamento biomecânico humano, pode ser uma boa solução, no entanto, devido aos valores numéricos obtidos carece de novos desenvolvimentos.

Este modelo, que está numa fase muito embrionária, poderá em trabalhos futuros, efetuando-se várias modificações e utilizando o modulo *Fatigue* do COMSOL, contribuir na tomada de decisão de quais as dimensões e materiais a utilizar em componentes femorais numa ATA.



## 11. Referências

- [1] James Selfe, J. Fundamentals of Biomechanics, Physiotherapy, Volume 86, Issue 3, 2000, Page 163, ISSN 0031-9406, [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)61176-5](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)61176-5)
- [2] Bergman, G., Deuretzbacher, M. O. W., Graichen, F., Rohmann, A., Strauss, M., Duda, G. N., 2001, Hip contact forces and gait patterns from routine activities. J Biomech. 2001; 34(7): 859 -871. doi:10.1016/s0021-9290(01)00040-9
- [3] Baleani, M., Cristofolini, L, Viceconti, M., 1999, Endurance testing of hip prostheses: a comparison between the load fixed in ISO 7206 standard and the physiological loads. Clin Biomech, 14, pp: 339-345.
- [4] Stolk, J, Verdonschot, N., Huiskes, R., 2002, Stair Climbing is more detrimental to the cement in hip replacement than Walking. Clin Orthop Rel Res 405, pp: 294-305.
- [5] Waide, W., Cristofolini, L., Stolk, J., Verdonschot, N., Boogaard, G. J., Toni, A. , 2004, Modeling the fibrous tissue layer in cemented hip replacements: experimental and finite element methods. J Biomech 37, pp: 13 - 26.
- [6] Cristofolini, L., Teutonivo, A. S., Monti, L., Cappello, A, Toni, A , 2003, Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: validation of protocol to discriminate between “good” and “bad” designs. J Biomech 36, pp: 1603-1615.
- [7] A. Ramos, F. Fonseca e J. A. Simões, 2006, Fissuras e descolamentos de fadiga em próteses de anca cimentadas: estudo in vitro, Revista Mecânica Experimental, nº 12, Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões
- [8] Fan, Xiaofeng, 2013, Mechanical characterization of hydroxyapatite, thermoelectric materials and doped ceria, PhD Michigan State University