



**NOVA**

NOVA SCHOOL OF  
SCIENCE & TECHNOLOGY

DEPARTAMENTO DE FÍSICA

MARIA DA LUZ COVAS LOPES

Licenciada em Ciências da Engenharia Biomédica

INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DA CARTILAGEM ARTICULAR E  
DA COBERTURA ACETABULAR NA MIGRAÇÃO LATERAL DA  
CABEÇA FEMORAL QUANDO SUJEITA A FORÇA DE  
COMPRESSÃO AXIAL

MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Universidade NOVA de Lisboa

Março, 2022





INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DA CARTILAGEM ARTICULAR E DA  
COBERTURA ACETABULAR NA MIGRAÇÃO LATERAL DA CABEÇA  
FEMORAL QUANDO SUJEITA A FORÇA DE COMPRESSÃO AXIAL

**MARIA DA LUZ COVAS LOPES**

Licenciada em Ciências da Engenharia Biomédica

**Orientador:** Professor Doutor Rui Martins

Professor Associado, Universidade NOVA de Lisboa

**Coorientadores:** Professor Doutor Paulo Rego

Coordenador do Serviço de Ortopedia Hospital da Luz Lisboa

**Júri:**

**Presidente:** Professor Doutor Ricardo Vigário

Professor Associado, FCT-NOVA

**Arguentes:** Professora Doutora Cláudia Quaresma

Professora Auxiliar, FCT-NOVA

**Orientador:** Professor Doutor Rui Martins

Professor Associado, FCT-NOVA

**Membros:**

**Influência da espessura da cartilagem articular e da cobertura acetabular na migração lateral da cabeça femoral quando sujeita a força de compressão axial**

Copyright © Maria da Luz Covas Lopes, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.



# Agradecimentos

Agradeço ao Prof. Paulo Rego a sugestão do tema desta dissertação e o conhecimento transmitido e ao Prof. Fernando Simões do IST, a sua generosa amabilidade e ímpar disponibilidade, tendo sido fundamental no desenrolar do estudo. Também agradeço ao Prof. Rui Martins, a ajuda prestada nas simulações numéricas.

À minha mãe, que é a minha força motriz, que mesmo não estando presente fisicamente, impulsiona a minha vida. À minha avó, que juntamente com a minha mãe são as pessoas mais importantes na minha vida.

Agradeço ao meu avô pela sua presença e zelo, ao meu irmão por ter sido importante na escolha do curso, aconselhando-me as melhores opções, à Cátia pela amizade ao longo dos últimos anos e ao Frederico por ter sido um apoio nesta fase e pela ajuda disponibilizada.

Aos meus amigos, João Magalhães e Maria Inês.

Por último agradeço à Lu e Peki, por terem sido a minha maior fonte de distração e alegria.

# Resumo

Neste estudo, foram analisados pelo Método dos Elementos Finitos modelos de articulações da anca (incluindo as cartilagens acetabulares e femorais, bem como os ossos íliaco e fêmur) que apresentam divergências na espessura da cartilagem articular e na cobertura da cabeça femoral, sendo que alguns deles são diagnosticados com displasia da anca. Para efeitos de comparação, procedeu-se à segmentação manual de uma imagem coronal obtida por Ressonância Magnética, e diferenciou-se cada modelo através de alterações do Índice acetabular e do ângulo de Wiberg. Nas simulações numéricas, as articulações da anca são submetidas a uma força de compressão fisiológica, correspondente ao caso estático de apoio em ambos os membros inferiores.

Em todas as análises, as estruturas ósseas e a cartilagem articular são consideradas como materiais elásticos lineares. As deformações, as tensões de Von Mises e os deslocamentos horizontais são registadas e comparados nestes modelos, de forma a interpretar e justificar o movimento lateral da cabeça do fêmur. Este estudo tem também como objetivo compreender os efeitos colaterais, que as maiores espessuras da cartilagem articular, e a escassez da cobertura na cabeça do fêmur, acarretam no indivíduo.

Segundo os resultados obtidos, verificou-se um maior deslocamento lateral da cabeça e cartilagem femoral, no caso com menor cobertura acetabular e com maior espessura lateral da cartilagem articular.

**Palavras-Chave:** cartilagem articular, biomecânica da anca, forças de compressão, articulação da anca, método dos elementos finitos, displasia.

# Abstract

In this study, finite element analyses of hip joint models (including the acetabular and femoral cartilages, as well as the iliac and femur bones) are performed. These models show divergences in the thickness of the articular cartilage and in the coverage of the femoral head, some of them are diagnosed with hip dysplasia. For comparative purposes, a coronal image obtained by Magnetic Resonance was manually segmented, and each model was differentiated through changes in the Acetabular Index and the Wiberg Angle. In numerical simulations, the hip joints are submitted to a physiological compression force, corresponding to the static case of double leg stance.

In all the analyses the bony structures and articular cartilage are considered as linear elastic materials. The Von Mises stresses, the Strain and the horizontal displacements are registered and compared in these models, in order to interpret and justify the lateral movement of the femoral head. This study also aims to understand the side effects caused in a person, due to greater thickness of the articular cartilage, and the lack of coverage in the femoral head.

According to the results obtained, there was more lateral displacement of the femoral head and cartilage, in the case with less acetabular coverage and more lateral thickness in articular cartilage.

**Keywords:** articular cartilage, hip biomechanics, compressive forces, hip joint, finite element method, dysplasia.

# Índice

<b>Agradecimentos</b> .....	<b>v</b>
<b>Resumo</b> .....	<b>vi</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>vii</b>
<b>Índice</b> .....	<b>viii</b>
<b>Índice de Figuras</b> .....	<b>x</b>
<b>Índice de Tabelas</b> .....	<b>xix</b>
<b>Lista de Abreviaturas</b> .....	<b>xx</b>
<b>2 Introdução</b> .....	<b>1</b>
<b>3 Pesquisa Bibliográfica</b> .....	<b>3</b>
3.1 Anatomia da articulação da anca .....	3
3.1.1 Ligamentos e membrana sinovial.....	4
3.1.2 Músculos .....	6
3.1.3 Biomecânica da articulação da anca.....	9
3.1.4 Displasia da anca .....	16
3.2 Estado de arte .....	18
<b>4 Método dos Elementos Finitos</b> .....	<b>23</b>
4.1 Discretização por elementos finitos.....	25
<b>5 Materiais e Métodos</b> .....	<b>29</b>
5.1 Modelação Geométrica .....	29
5.1.1 Geração da Malha e Definição das Condições de Fronteira .....	33
5.1.2 Densidade da Malha de Elementos Finitos.....	34
5.1.3 Condições de Fronteira .....	37
5.1.4 Condições de contacto – Definição de Interfaces.....	38
5.1.5 Propriedades dos Materiais.....	39
<b>6 Resultados</b> .....	<b>41</b>
6.1 Caso 1 .....	41
6.1.1 Tensões induzidas.....	41
6.1.2 Deformações .....	44
6.1.3 Deslocamentos.....	46
6.2 Caso 2 .....	55
6.2.1 Tensões induzidas.....	55
6.2.2 Deformações .....	58

6.2.3	Deslocamentos.....	59
6.3	Caso 3 .....	69
6.3.1	Tensões induzidas.....	69
6.3.2	Deformações .....	71
6.3.3	Deslocamentos.....	72
6.4	Caso 4 .....	82
6.4.1	Tensões induzidas.....	82
6.4.2	Deformações .....	84
6.4.3	Deslocamentos.....	85
6.5	Caso controle .....	94
6.5.1	Tensões induzidas.....	94
6.5.2	Deformações .....	96
6.5.3	Deslocamentos.....	98
<b>7</b>	<b>Conclusão e Discussão .....</b>	<b>109</b>
	<b>Bibliografia.....</b>	<b>117</b>

# Índice de Figuras

Figura 2.1 - Representação esquemática da articulação da anca. Adaptado de [5].....	4
Figura 2.2 - Ligamentos extracapsular da articulação da anca. Adaptado de [7].....	5
Figura 2.3 - Ligamentos que reforçam a estabilidade e protegem a articulação da anca. Uma breve descrição das suas contribuições. Adaptado de [5].....	5
Figura 2.4 - Articulação da anca direita: vista anterior. Cápsula articular é representada com a membrana sinovial exposta. (Imagem de [1]) .....	6
Figura 2.5 - Vista anterior dos músculos principais que atuam no movimento de flexão da anca. Adaptado de [8] .....	6
Figura 2.6 - Vista posterior dos músculos principais que atuam no movimento de extensão da anca. Adaptado de [8] .....	7
Figura 2.7 - Vista anterior dos músculos ativos na fase de adução da articulação da anca. Adaptado de [8] .....	7
Figura 2.8 - Vista posterior dos músculos glúteos da articulação da anca. Adaptado de [8] .....	8
Figura 2.9 - Vista posterior dos músculos glúteos da articulação da anca. Adaptado de [8] .....	8
Figura 2.10 - A força exercida no fêmur (J) exerce um Momento de Força (M) no colo do fêmur, criando forças de tração na superfície superior do colo do fêmur e forças de compressão na superfície inferior. (Imagem de [3]) .....	9
Figura 2.11 - Forças na articulação da anca no caso estático com apoio nas duas pernas. P representa o Peso do corpo. R1 e R2 são as forças de reação que ocorrem na articulação da anca. Estas forças (R1 e R2) encontram-se separadas do Peso, de uma distância, d1 e d2, respetivamente. Adaptado de [30]. .....	10
Figura 2.12 - Apoio estático apenas na perna direita. a) A força resultante na articulação da anca (Fa) é a soma da Força muscular (Fm) com o Peso (P) b) Pela 3ª Lei de Newton, o par ação-reação da Força resultante, Fa, é a força de reação na articulação da anca (Fr). Adaptado de [32] .....	11
Figura 2.13 - Média da força resultante na articulação da anca para um indivíduo com um peso de 70 kg em atividades como descida/subida de escadas, sentar/levantar, dobrar joelho e caminhar. Os valores foram obtidos ao longo do ciclo de marcha com recurso a sensores de força colocados na zona da articulação da anca. Imagem de [9]......	12
Figura 2.14 – Organização hierárquica estrutural do osso. Adaptado de [17] .....	14
Figura 2.15 - Comportamento anisotrópico do osso cortical do fêmur para várias direções no ensaio de tração. Adaptado de [16]. .....	15
Figura 2.16 - Cargas principais: (a) compressão; (b) tração; (c) corte; (d) torção; (e) flexão. Imagem de [20].....	15
Figura 2.17 - Radiografias ântero-posterior da anca direita (A) teto acetabular normal com forças aplicadas em toda a superfície (B) com displasia, onde o teto acetabular é menor e as forças	

estão distribuídas numa área menor. As setas indicam o teto acetabular e o os arcos representam as forças de sustentação. (Imagem de [11]) .....	17
Figura 2.18 - Distribuição das tensões de contacto. Em (A) tem-se uma anca normal com uma distribuição similar das tensões de contato no teto do acetabulo. Em (B) anca com displasia, as tensões concentram-se na margem lateral com sobrecarga da cartilagem e em (C) surge a hipertrofia do labrum e a migração lateral e superior da cabeça do fémur. Adaptado de [17] ...	17
Figura 2.19 - Seção de uma radiografia pélvica ântero-posterior da anca esquerda com os ângulos CE e IA marcados. (Imagem de [6]) .....	17
Figura 2.20 - Ângulo de Índice Acetabular, valor normal de 0 a 10° (esquerda); IA > 10° (meio); IA < 0° (direita). Adaptado de [22]. .....	18
Figura 2.21 - Ângulo de Wiberg, valor normal de 25 a 40° (esquerda); ACL < 20° (meio); ACL > 40° (direita). Adaptado de [22]. .....	18
Figura 2.22 - Representação da tensão no acetábulo nos 3 casos considerados quando a força de reação na articulação da anca é desviada da direção vertical de 5°, a) modelo normal, b) modelo com leve displasia, c) modelo com grave displasia. Imagem de [21]. .....	20
Figura 2.23 - Representação da tensão na cartilagem nos 3 casos considerados quando a força de reação na articulação da anca é desviada da direção vertical de 5°, a) modelo normal, b) modelo com leve displasia, c) modelo com grave displasia. Imagem de [21]. .....	20
Figura 3.1 - Diferenças entre erros de discretização elevados e reduzidos e as suas implicações na representação geométrica do modelo. Adaptado de [16] .....	24
Figura 3.2 - Representação esquemática das relações entre tensões, deformações, forças e deslocamentos dos elementos que constituem a malha. Onde: { $\epsilon_{elem}$ } – vetor de deformação no elemento; [ $B_{Mdef-des}$ ].{ $U_{des}$ } – matriz deformação no elemento; { $U_{des}$ } - vetor de deslocamentos nodais; .....	26
Figura 4.1 - Utilização das funcionalidades do software AutoCAD para segmentação manual da imagem de Ressonância Magnética obtida no plano coronal .....	30
Figura 4.2 - Modelo geométrico bidimensional da anca obtido para cada caso, com recurso ao software AutoCAD. Da esquerda para a direita tem-se o Caso 1, Caso 2, Caso 3, Caso 4 e Caso Controle. ....	30
Figura 4.3 - À esquerda tem-se o modelo geométrico bidimensional para o Caso 1, com IA de 10° e ACL de 28°, considerado um caso normal, sem patologias associadas. À direita tem-se o modelo geométrico bidimensional para o Caso 2 com IA de 16° e ACL de 15°, considerado um caso com displasia da anca. ....	31
Figura 4.4 - À esquerda tem-se o modelo geométrico bidimensional para o Caso 3, com IA de 14° e ACL de 28°, considerado um caso intermédio, onde o CE está dentro dos valores normais, mas o IA não. À direita tem-se o modelo geométrico bidimensional para o Caso 4 com IA de 21° e ACL de 15°, elucidativo de um caso com displasia da anca. ....	32
Figura 4.5 - Modelo geométrico bidimensional para o Caso de Controle com IA de 0° e ACL de 40°, considerado um caso normal sem patologias associadas. ....	32

Figura 4.6 - Demonstração da malha do Caso 4: a) com refinamento e com 55805 elementos; b) sem refinamento e com 7168 elementos. ....	35
Figura 4.7 - Vista lateral com a espessura do modelo de 40mm e vista posterior onde se pode visualizar a implementação da Fixture “Roller/Slider” e da Fixture “Fixed Geometry” na região distal do fêmur e na região superior do íliaco. O diâmetro da cabeça do fêmur é de 48mm. ....	37
Figura 4.8 - Diagrama de corpo livre do fêmur encastrado na região distal. F fêmur traduz a força exercida no centro da cabeça do fêmur e Ry a força de reação na região distal encastrada do fêmur. Mz é o momento realizado pela força F fêmur em relação ao encastramento. Adaptado de [9].....	38
Figura 5.1- Valor máximo da tensão de Von Mises de 3,520 MPa obtido no modelo da anca, disposto sobre o osso íliaco distal, na região lateral.....	42
Figura 5.2 -Tensão de Von Mises máxima para a cartilagem do fêmur com o valor de $1,247 \times 10^{-1}$ Mpa, (à esquerda). À direita, tem-se a tensão de Von Mises máxima para a cartilagem do acetábulo com o valor de $1,339 \times 10^{-1}$ Mpa.....	42
Figura 5.3 - Tensão de Von Mises máxima no fêmur com o valor de 1,632 MPa na zona distal. ....	43
Figura 5.4 -Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral, da região lateral para a medial.....	43
Figura 5.5 -Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem acetabular, da região lateral para a medial.....	44
Figura 5.6 – Valor máximo da deformação na superfície côncava da cartilagem do acetábulo com o valor de $6,045 \times 10^{-2}$ .....	45
Figura 5.7 - Valor máximo da deformação da cartilagem femoral com o valor de $5,930 \times 10^{-2}$ .....	45
Figura 5.8 - Deformação máxima no fêmur com o valor $1,339 \times 10^{-3}$ .....	46
Figura 5.9 - O nó com maior valor de deslocamento na direção horizontal tem o valor de 0,7917 mm.....	46
Figura 5.10 - O nó com maior valor de deslocamento na direção horizontal tem o valor de 0,7896 mm e o nó com o valor mínimo de deslocamento 0,7206 mm. ....	47
Figura 5.11 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial, da aresta superior anterior da cartilagem femoral. ....	48
Figura 5.12 - Gráfico dos valores da altura (mm) em função dos deslocamentos horizontais UX (mm) dos nós da face anterior da cartilagem femoral.....	48
Figura 5.13 - Deslocamento máximo horizontal UX (mm), na aresta anterior da cabeça do fêmur (sublinhada a preto), com o valor de 0,7771 mm.....	49
Figura 5.14 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta anterior da cabeça do fêmur. ....	49
Figura 5.15 – Deslocamento máximo vertical UY, situado na região medial da cabeça do fêmur. ....	50

Figura 5.16 - Deslocamento vertical UY máximo (0,2931 mm) e mínimo ( $-8,335 \times 10^{-2}$ ) da face anterior da cartilagem femoral.....	50
Figura 5.17 -Deslocamento vertical dos nós da aresta anterior superior da cartilagem femoral. ....	51
Figura 5.18 -Deslocamento vertical dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur, da região medial para a região lateral.....	52
Figura 5.19 - Deslocamento resultante máximo situado na superfície superior da cartilagem femoral.....	52
Figura 5.20 -Deslocamento resultante máximo e mínimo localizado na face anterior da cartilagem femoral.....	53
Figura 5.21 -Gráfico com o deslocamento resultante, URES, em função da distância paramétrica da cartilagem femoral, da região lateral para a região medial. ....	53
Figura 5.22 - Deslocamento máximo resultante na aresta anterior da cabeça do fémur, localizado na região superior. ....	54
Figura 5.23 - Deslocamento resultante da aresta anterior da cabeça do fémur.....	54
Figura 5.24 - Diferença na posição da cartilagem femoral, comparativamente com a acetabular (à esquerda). Descolamento na região medial entre a cartilagem femoral e acetabular (à direita). ....	55
Figura 5.25 - Valor máximo da tensão de Von Mises de 2,039 MPa obtido no modelo da anca, disposto sobre o fémur distal. ....	56
Figura 5.26 -Tensão de Von Mises máxima para a cartilagem do acetábulo com o valor de $1,780 \times 10^{-1}$ MPa, à esquerda. À direita, tem-se a tensão de Von Mises máxima para a cartilagem femoral com o valor de $1,696 \times 10^{-1}$ MPa.....	56
Figura 5.27 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral, da região lateral para a medial.....	57
Figura 5.28 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral, da região lateral para a medial.....	57
Figura 5.29 - Valor máximo da deformação da cartilagem femoral com o valor de $7,889 \times 10^{-2}$ .....	58
Figura 5.30 - Valor máximo da deformação da cartilagem do acetábulo com o valor de $7,761 \times 10^{-2}$ .....	58
Figura 5.31 - Deformação máxima ocorrida no osso fémur.....	59
Figura 5.32 - Deformação máxima sofrida pelo osso ilíaco, situada na sua face inferior. ....	59
Figura 5.33 - O nó com maior valor de deslocamento na direção horizontal tem o valor de 1,264 mm, situado na cartilagem femoral. ....	60
Figura 5.34 - O nó com o maior valor de deslocamento na direção horizontal, da face anterior da cartilagem femoral, tem o valor de 1,243 mm e o nó com o valor mínimo de deslocamento de 1,130 mm.....	60

Figura 5.35 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial, da aresta superior anterior da cartilagem femoral. ....	61
Figura 5.36 - Gráfico dos valores da altura (mm) em função dos deslocamentos horizontais UX (mm) dos nós da face anterior da cartilagem da cabeça do fémur.....	61
Figura 5.37 - Deslocamento máximo horizontal UX (mm) na aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), com o valor de 1,213 mm.....	62
Figura 5.38 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta anterior da cabeça do fémur. ....	62
Figura 5.39 - Deslocamento máximo vertical UY situado na aresta anterior da cabeça do fémur. ....	63
Figura 5.40 - Deslocamento vertical, UY (mm), máximo e mínimo da face anterior da cartilagem femoral.....	63
Figura 5.41 - Gráfico do deslocamento vertical UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta superior anterior da cartilagem femoral. ....	64
Figura 5.42 - Gráfico do deslocamento horizontal UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região medial para a lateral, da aresta anterior da cabeça do fémur. ....	65
Figura 5.43 - Deslocamento máximo resultante, URES (mm) situado na região lateral da cartilagem femoral.....	65
Figura 5.44 - Deslocamento resultante URES (mm), máximo e mínimo na face anterior da cartilagem femoral.....	66
Figura 5.45 - Gráfico do deslocamento resultante URES (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta superior anterior da cartilagem femoral. ....	67
Figura 5.46 - Deslocamento máximo resultante, URES (mm) na aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), com o valor de 1,232 mm. ....	67
Figura 5.47 - Gráfico do deslocamento resultante URES (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta anterior da cabeça do fémur. ....	68
Figura 5.48 - Diferença na posição da cartilagem femoral, comparativamente com a acetabular (à esquerda). Descolamento na região medial entre a cartilagem femoral e acetabular (à direita). ....	68
Figura 5.49 - Valor máximo da tensão de Von Mises de 2,101 MPa obtido no modelo da anca, disposto sobre a região lateral do ilíaco.....	69
Figura 5.50 - Valor máximo da tensão de Von Mises de 1,874 MPa obtido no modelo da anca, disposto sobre o fémur.....	69
Figura 5.51 - À esquerda, cartilagem do acetábulo com o valor máximo da tensão de Von Mises. À direita, vista anterior da cartilagem femoral com o respetivo valor máximo da Tensão de Von Mises. ....	70

Figura 5.52 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral, da região lateral para a medial.....	70
Figura 5.53 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem acetabular, da região lateral para a medial.....	71
Figura 5.54 - À esquerda, valor máximo da deformação na cartilagem do acetábulo, na face côncava. À direita, valor máximo da deformação na cartilagem femoral. ....	71
Figura 5.55 – Deformação máxima do osso fêmur. ....	72
Figura 5.56 – Deformação máxima no osso íliaco. ....	72
Figura 5.57 - Deslocamento máximo na face superior da cartilagem femoral. ....	73
Figura 5.58 - Deslocamento máximo e mínimo horizontal, na face anterior da cartilagem femoral. ....	73
Figura 5.59 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial, da aresta superior anterior da cartilagem femoral. ....	74
Figura 5.60 - Deslocamento máximo horizontal UX (mm) na aresta anterior da cabeça do fêmur (sublinhada a preto), com o valor de 1,038 mm.....	74
Figura 5.61 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta anterior da cabeça do fêmur. ....	75
Figura 5.62 - Gráfico dos valores da altura (mm) em função dos deslocamentos horizontais UX (mm) dos nós da face anterior da cartilagem femoral.....	76
Figura 5.63 - Deslocamento máximo vertical UY situado na aresta anterior da cabeça do fêmur, na região medial. ....	76
Figura 5.64 -- Deslocamento vertical, UY (mm), máximo e mínimo da face anterior da cartilagem femoral.....	77
Figura 5.65 - Gráfico do deslocamento vertical UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta superior anterior da cartilagem femoral. ....	77
Figura 5.66 - Gráfico do deslocamento vertical UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região medial para a região lateral, da aresta anterior da cabeça do fêmur. ...	78
Figura 5.67 - Deslocamento máximo resultante, URES, na face superior da cartilagem femoral. ....	79
Figura 5.68 - Deslocamento resultante URES (mm), máximo e mínimo na face anterior da cartilagem femoral. ....	79
Figura 5.69 - Deslocamento resultante URES (mm) dos nós da aresta anterior da cabeça do fêmur, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial. ....	80
Figura 5.70 - Deslocamento máximo resultante, URES (mm) na aresta anterior da cabeça do fêmur (sublinhada a preto), com o valor de 1,057 mm. ....	80
Figura 5.71 – Deslocamento resultante, URES, dos nós da aresta anterior da cabeça do fêmur. ....	81

Figura 5.72 – Diferença na posição da cartilagem femoral, comparativamente com a acetabular (à esquerda). Descolamento na região medial entre a cartilagem femoral e acetabular (à direita) .....	81
Figura 5.73 - Vista medial da cartilagem do fêmur com o valor máximo da tensão de Von Mises de 2,455MPa .....	82
Figura 5.74 - Vista anterior da cartilagem do fêmur e vista lateral da cartilagem do acetábulo, à esquerda e direita, respetivamente .....	82
Figura 5.75 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral, da região lateral para a medial.....	83
Figura 5.76 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem acetabular, da região lateral para a medial.....	83
Figura 5.77 - Deformações máximas encontradas na cartilagem do fêmur (à esquerda), e na cartilagem do acetábulo (à direita) .....	84
Figura 5.78 - Deformação máxima na região medial do fêmur.....	84
Figura 5.79 - Deformação máxima obtida no osso ilíaco.....	85
Figura 5.80 - Deslocamento máximo horizontal no modelo da anca localizado na região posterior da cartilagem femoral. ....	85
Figura 5.81 - Deslocamento máximo e mínimo horizontal, na face anterior da cartilagem femoral. ....	86
Figura 5.82 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta superior anterior da cartilagem femoral. ....	86
Figura 5.83 - Gráfico dos valores da altura (mm) em função dos deslocamentos horizontais UX (mm), dos nós da face anterior da cartilagem femoral.....	87
Figura 5.84 - Deslocamento máximo horizontal, UX (mm) na aresta anterior da cabeça do fêmur (sublinhada a preto), com o valor de 1,623 mm.....	87
Figura 5.85 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta anterior da cabeça do fêmur. ....	88
Figura 5.86 - Deslocamento máximo vertical UY situado na aresta anterior da cabeça do fêmur, na região medial. ....	88
Figura 5.87 - Deslocamento vertical, UY (mm), máximo e mínimo, na face anterior da cartilagem femoral.....	89
Figura 5.88 - Gráfico do deslocamento vertical UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial, da aresta superior anterior da cartilagem femoral. ....	89
Figura 5.89 - Gráfico do deslocamento horizontal UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região medial para a lateral da aresta anterior da cabeça do fêmur. ....	90
Figura 5.90 - Deslocamento máximo resultante URES (mm), situado na face posterior da cartilagem femoral.....	91

Figura 5.91 - Deslocamento Resultante máximo e mínimo na face anterior da cartilagem femoral, com o valor de 1,744 mm e 1,591 mm, respetivamente. ....	91
Figura 5.92 - Gráfico do deslocamento resultante URES (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta superior anterior da cartilagem femoral	92
Figura 5.93 - Deslocamento máximo resultante, URES (mm) na aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), com o valor de 1,645 mm. ....	92
Figura 5.94 - Gráfico do deslocamento resultante URES (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta anterior da cabeça do fémur. ....	93
Figura 5.95 - Diferença na posição da cartilagem femoral, comparativamente com a acetabular (à esquerda). Descolamento na região medial entre a cartilagem femoral e acetabular (à direita). ....	93
Figura 5.96 - Tensão de Von Mises máxima no osso ilíaco na região lateral. ....	94
Figura 5.97 – Tensão de Von Mixes máxima no osso fémur. ....	94
Figura 5.98 - À esquerda, vista anterior da cartilagem femoral com o valor máximo da tensão de Von Mises. À direita, vista anterior da cartilagem acetabular com o respetivo valor máximo da Tensão de Von Mises. ....	95
Figura 5.99 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral, da região lateral para a medial. ....	95
Figura 5.100 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem acetabular, da região lateral para a medial. ....	96
Figura 5.101 - Deformação máxima na cartilagem acetabular, na sua superfície côncava. ....	96
Figura 5.102 - Deformação máxima na cartilagem femoral, na região ântero-lateral. ....	97
Figura 5.103 - Deformação máxima no osso fémur, na região medial. ....	97
Figura 5.104 - Deformação máxima no osso ilíaco, na região lateral. ....	97
Figura 5.105 - Deslocamento horizontal máximo na superfície superior da cartilagem femoral.	98
Figura 5.106 – Deslocamento horizontal máximo e mínimo, na face anterior da cartilagem femoral. ....	98
Figura 5.107 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial, da aresta superior anterior da cartilagem femoral. ....	99
Figura 5.108 - Gráfico dos valores da altura (mm) em função dos deslocamentos horizontais UX (mm), dos nós da face anterior da cartilagem femoral. ....	100
Figura 5.109 - Deslocamento máximo horizontal, UX (mm) na aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), com o valor de 0,4979 mm. ....	100
Figura 5.110 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial, da aresta anterior da cabeça do fémur. ....	101
Figura 5.111 - Deslocamento máximo vertical UY situado na aresta anterior da cabeça do fémur, na região medial. ....	101
Figura 5.112 - Deslocamento vertical, UY (mm), máximo e mínimo na face anterior da cartilagem femoral. ....	102

Figura 5.113 - Gráfico do deslocamento vertical UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta superior anterior da cartilagem femoral. ....	102
Figura 5.114 - Gráfico do deslocamento horizontal UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região medial para a lateral, da aresta anterior da cabeça do fêmur. ....	103
Figura 5.115 - Deslocamento máximo resultante, URES (mm) situado na região superior da cartilagem femoral. ....	104
Figura 5.116 - Deslocamento resultante URES (mm), máximo e mínimo na face anterior da cartilagem femoral. ....	104
Figura 5.117 - Gráfico do deslocamento resultante URES (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta superior anterior da cartilagem femoral. ....	105
Figura 5.118 - Deslocamento máximo resultante, URES (mm) na aresta anterior da cabeça do fêmur (sublinhada a preto), com o valor de 0,5198 mm. ....	105
Figura 5.119 - Gráfico do deslocamento resultante URES (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial, da aresta anterior da cabeça do fêmur. ....	106
Figura 5.120 - Diferença na posição da cartilagem femoral, comparativamente com a acetabular (à esquerda). Descolamento na região medial entre a cartilagem femoral e acetabular (à direita). ....	106

# Índice de Tabelas

Tabela 4.1 - Valores utilizados na espessura da cartilagem articular para o Caso 1 e Caso 2.	33
Tabela 4.2 - Valores utilizados na espessura da cartilagem articular para o Caso 3 e Caso 4.	33
Tabela 4.3 - Valores utilizados na espessura da cartilagem articular para o Caso Controle. ....	33
Tabela 4.4 - Caracterização da malha de elementos finitos menos refinada para cada caso. ...	35
Tabela 4.5 - Caracterização da malha de elementos finitos mais refinada gerada para cada caso. .....	35
Tabela 4.6 - Valores máximos da Tensão de Von Mises, Deformação e Deslocamento Horizontal UX, para a malha menos refinada e para a malha real (mais refinada). ....	36
Tabela 6.1 – Valores da Tensão de Von Mises e Deformação máximas, encontrados nos cinco casos analisados. ....	109
Tabela 6.2 -Tensão máxima obtida na cartilagem femoral, na cartilagem acetabular e na cartilagem articular para os 5 casos analisados. ....	110
Tabela 6.3 - Deformação máxima e média na cartilagem femoral e na cartilagem acetabular nos 5 casos analisados. ....	111
Tabela 6.4 - Deslocamento horizontal (lateral), deslocamento vertical e deslocamento resultante máximos para cada caso analisado. ....	113

# Lista de Abreviaturas

ACL	Ângulo Centro Lateral
DDA	Displasia de desenvolvimento da anca
IA	Índice Acetabular
MEF	Método dos Elementos Finitos

# 1 Introdução

A articulação coxo femoral é uma das articulações mais importantes no corpo, tem uma enorme relevância no desempenho do ciclo de marcha e nas atividades diárias. As patologias que interferem com a capacidade do movimento, provocam um grande impacto na qualidade de vida. Neste sentido, resolvemos caracterizar o comportamento mecânico da cabeça femoral, quando submetida a carga axial (simula a posição de ortostatismo), fazendo variar a geometria da cobertura óssea da cabeça femoral, e a espessura da cartilagem que a reveste. A displasia da anca é uma condição clínica, que está associada à progressão precoce da osteoartrose em doentes jovens. O principal aspeto morfológico que a caracteriza, é uma insuficiência de cobertura óssea da cabeça femoral, definida por duas medidas angulares radiográficas. O ângulo de cobertura lateral (“lateral center edge angle ou ângulo de Wiberg) e o índice acetabular (ou ângulo de inclinação acetabular).

Estudaremos vários modelos, que vão desde a anca com morfologia normal, em que os valores dos ângulos são normais, até à anca patológica onde os valores são inferiores ao normal, passando por modelos em que os valores das medidas angulares são intermédios, definindo situações “borderline”, onde o comportamento real biomecânico da cabeça femoral, não está descrito na literatura. Na displasia acetabular, quando a cobertura acetabular é inferior a  $20^\circ$  e o ângulo de inclinação acetabular é superior a  $10^\circ$ , julga-se existir uma migração superior e lateral, acompanhada de um aumento das forças de tensão articular, próximas da margem acetabular, que se fazem sentir durante todo o ciclo da marcha. Existem, no entanto, casos reais onde o ângulo de cobertura acetabular é normal, mas o índice acetabular é superior a  $10^\circ$ , estando associado a uma morfologia onde a cartilagem acetabular localizada à periferia é mais espessa, do que a localizada na região mais central. Nestes casos, a decisão passa por um tratamento cirúrgico, destinado a aumentar a cobertura lateral do acetábulo não sendo tão suportado na literatura, em parte, pelo desconhecimento do comportamento mecânico da articulação, quando submetida a carga nestas circunstâncias.

A displasia acetabular é considerada um fator de risco para o aparecimento de artrose precoce, se não for tratada atempadamente. Muitos doentes com displasia dispõem de maior mobilidade na anca, devendo-se tal acontecimento ao facto de a cavidade acetabular ser mais pequena que o normal. O diagnóstico precoce e o tratamento apropriado devem ser realizados, para evitar danos extremos à cartilagem, de modo a prevenir ou retardar, e melhorar a qualidade de vida do paciente. A envolvência mecânica que se gera na articulação da anca desempenha um papel importante na degeneração da cartilagem articular. Chegini et. al [1] afirmaram que a distribuição da pressão interna dentro da articulação é fortemente influenciada pelas cargas aplicadas, pelas propriedades mecânicas da cartilagem e pela conformação anatómica das superfícies articulares. A morfologia da anca varia consoante a idade, o sexo, a raça e as alterações de desenvolvimento.

O objetivo desta dissertação é avaliar e comparar os deslocamentos laterais decorrentes da força de compressão fisiológica situada no centro da cabeça do fêmur, aquando do apoio estático em ambas as pernas. As tensões induzidas de Von Mises e as Deformações são registadas, de forma a possibilitar a comparação entre os 5 casos analisados.

O primeiro passo é obter os modelos geométricos bidimensionais dos 5 casos de articulações da anca, a partir de uma imagem de Ressonância Magnética. Os casos são discriminados com base nas variações na espessura da cartilagem articular, referentes a alterações no ângulo de Wiberg e no Índice Acetabular. Os modelos obtidos são analisados pelo Método dos Elementos Finitos e os resultados numéricos correspondentes são apresentados e discutidos.

Os modelos desenvolvidos baseados na anatomia da articulação da anca, podem contribuir para uma melhor compreensão do comportamento mecânico da cabeça femoral, nomeadamente a migração lateral da cabeça do fêmur, e as suas implicações a longo prazo, na cartilagem do acetábulo e do fêmur.

A presente dissertação está dividida em seis capítulos distintos. O presente capítulo é o capítulo introdutório, que fornece uma visão geral do trabalho realizado. O capítulo dois fornece uma revisão da anatomia da articulação da anca, aborda o tema da biomecânica da anca, da displasia da anca, e a revisão da literatura (estado de arte) com a identificação dos trabalhos e análises já efetuados. O capítulo quatro descreve a metodologia de reconstrução utilizada, para obter os modelos finais das articulações da anca. No capítulo cinco são apresentados os resultados das análises por meio do Método dos Elementos Finitos. No último capítulo, capítulo seis, são discutidas as conclusões e perspetivas futuras.

## 2 Pesquisa Bibliográfica

### 2.1 Anatomia da articulação da anca

A articulação da anca, denominada de articulação coxo-femoral, é uma articulação sinovial do tipo “ball-and-socket” que é composta pela cabeça do fémur e o acetábulo, Figura 2.1. A sua principal função é a estabilidade e suporte do peso. Esta possui limitação em movimentos realizados nos planos ântero-posterior, transversal e vertical. Por outro lado, possui movimentos tal como flexão / extensão, abdução / adução, rotação medial (interna) e lateral (externa). A cabeça do fémur é caracterizada pela sua forma esférica, que é coberta por cartilagem articular, com exceção da fóvea da cabeça do fémur, na sua face póstero-medial. A espessura da cartilagem articular é mais fina na borda lateral da cabeça do fémur e tende a aumentar na direção medial, sendo que atinge a maior espessura na zona ântero-lateral [2].

O íliaco, o ísquion e o púbis contribuem para a formação do acetábulo. O acetábulo é uma cavidade aproximadamente hemisférica. Diversas estruturas podem ser identificadas dentro do acetábulo como a superfície semilunar, a fossa acetabular, o teto acetabular, e rebordo acetabular. A superfície semilunar do acetábulo também é coberta por cartilagem articular. A fossa acetabular é uma área rugosa não articular contendo gordura fibroelástica coberta por uma membrana sinovial. A profundidade do acetábulo é reforçada por um anel circular de fibrocartilagem, designado labrum acetabular, que se fixa à borda periférica do ligamento acetabular transversal [3].

A cabeça do fémur está voltada ântero-supero-medialmente para se articular com o acetábulo. A interface entre a cabeça do fémur e o acetábulo inclui uma cápsula articular, que envolve a cabeça do fémur de forma a ser rodeada pelo labrum acetabular. O labrum contribui para a estabilização da articulação da anca, aumentando a área de contacto e diminuindo a pressão articular ( $\text{Força}/\text{Área}$ ), também sela a camada pressurizada do líquido sinovial que pode proteger as superfícies articulares de danos. Quando o labrum é parcialmente ou totalmente removido, existe um aumento do atrito entre as superfícies articulares. Este aumento pode induzir alterações degenerativas da articulação [4].

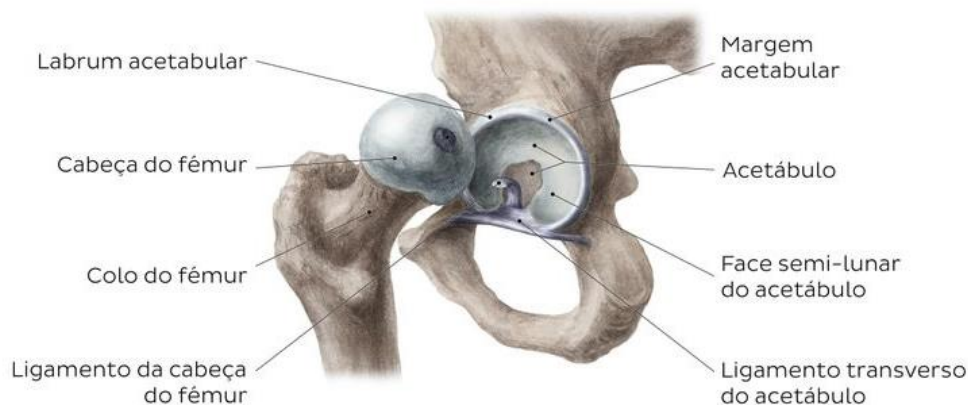


Figura 2.1 - Representação esquemática da articulação da anca. Adaptado de [5]

### 2.1.1 Ligamentos e membrana sinovial

A cápsula da articulação da anca, é reforçada por ligamentos que têm um papel fundamental no equilíbrio da mobilidade funcional, e da estabilidade articulares. Os ligamentos são constituídos predominantemente por colágeno tipo I (85%) e e uma combinação dos tipos III, V, VI, XI e XIV (15%). A articulação coxo femoral é reforçada por três ligamentos capsulares fibrosos primários (iliofemoral, isquiofemoral e pubofemoral), e cada um possui funções funcionais distintas para estabilizar a articulação [6], como se pode verificar na figura 2.2 e figura 2.3.

O ligamento iliofemoral é um ligamento em forma de V, localizado superiormente na espinha ilíaca ântero-inferior. Este ligamento pode ser decomposto no ligamento iliofemoral maior, e nos ligamentos iliofemoral medial e lateral, este último é disposto obliquamente, enquanto o ligamento iliofemoral medial é orientado verticalmente. O ligamento pubofemoral é um espessamento triangular, que se funde distalmente com a cápsula articular, e com a superfície profunda do ligamento iliofemoral medial, situa-se na porção ântero-inferior da articulação, a sua base está ligada à iminência iliopúbica, ramo púbico superior, crista e membrana obturadoras. O ligamento isquiofemoral encontra-se na porção posterior e inferior da articulação, inserindo-se no rebordo acetabular, possui o ligamento isquiofemoral superior (central) inserido supero-lateralmente ao redor do ísquion.

Os ligamentos isquiofemoral lateral e medial, são posicionados ao redor da circunferência do colo do fêmur. Os ligamentos circundantes contribuem para a estabilidade geral da articulação durante os movimentos diários normais. O ligamento acetabular transversal une a extremidade anterior e posterior do rebordo acetabular nas extremidades anterior e posterior da superfície semilunar e permite que os vasos e nervos penetrem na articulação. O ligamento redondo também é conhecido como ligamento da cabeça do fêmur e consiste numa banda triangular achatada que se estende desde a fôvea da cabeça femoral até ao ligamento transversal [7]. O ligamento redondo é o único que apresenta uma bainha de membrana sinovial, que pode

existir sozinha na ausência do ligamento, estando a sua função relacionada com a sensibilidade proprioceptiva.

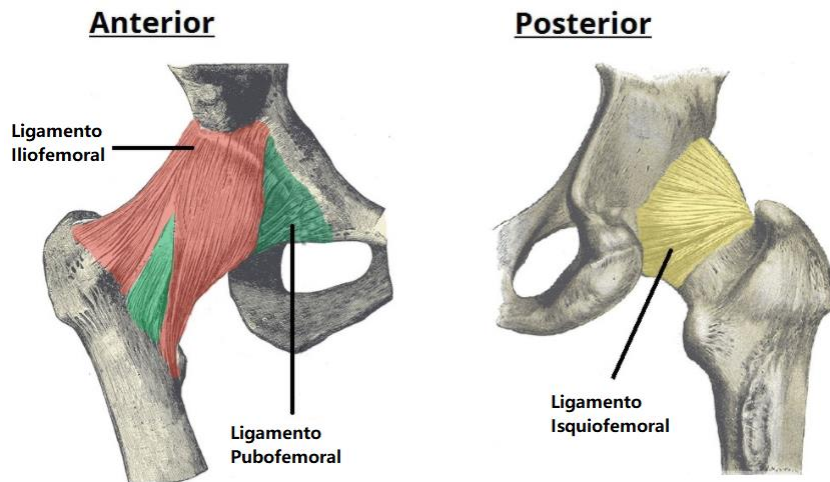


Figura 2.2 - Ligamentos extracapsular da articulação da anca. Adaptado de [7]

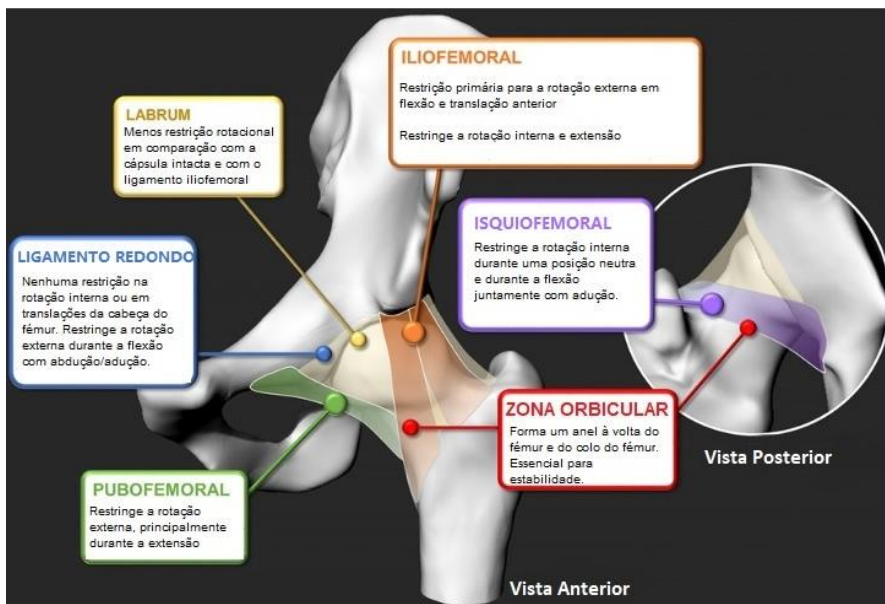


Figura 2.3 - Ligamentos que reforçam a estabilidade e protegem a articulação da anca. Uma breve descrição das suas contribuições. Adaptado de [5]

A articulação da anca apresenta um tecido entre a cápsula articular e a sua cavidade, a membrana sinovial. Esta sintetiza o líquido sinovial, contribuindo para a nutrição e lubrificação da articulação. O líquido sinovial atua como um lubrificante na articulação, propicia o alisamento das superfícies articulares e conseqüentemente a redução do atrito entre as mesmas. Deste modo, ocorre um movimento relativo das superfícies suave e sem dor para o indivíduo, prevenindo-se um contacto excessivo entre as duas superfícies articulares [8]. A estrutura

anatômica e morfológica da membrana sinovial está representada na Figura 2.4. O líquido sinovial também nutre as células das cartilagens articulares, que são tecidos avasculares.



Figura 2.4 - Articulação da anca direita: vista anterior. Cápsula articular é representada com a membrana sinovial exposta. (Imagem de [1])

### 2.1.2 Músculos

Os principais músculos com ação sobre a articulação serão enunciados de acordo com o movimento considerado. O movimento de flexão da articulação da anca é resultado da ação dos seis músculos principais, o Íliaco, o Psoas, o Pectíneo, o Reto Femoral, o sartório e o Tensor de Fáscia Lata (Figura 2.5).

O Psoas e o íliaco são os músculos mais relevantes no movimento de flexão. O músculo íliaco tem a sua origem na fossa ilíaca (asa) e espinha ilíaca anterior-inferior, sendo a sua inserção na região do trocânter menor, tal como o músculo psoas. O músculo pectíneo inicia-se na linha pectínea da púbis e insere-se na linha pectínea do fémur, enquanto o femoral reto é um músculo com função em duas articulações: articulação da anca e do joelho. Em relação ao músculo costureiro e tensor de fáscia lata, ambos têm origem na espinha ilíaca anterior-superior, e também, possuem função em duas articulações [9].

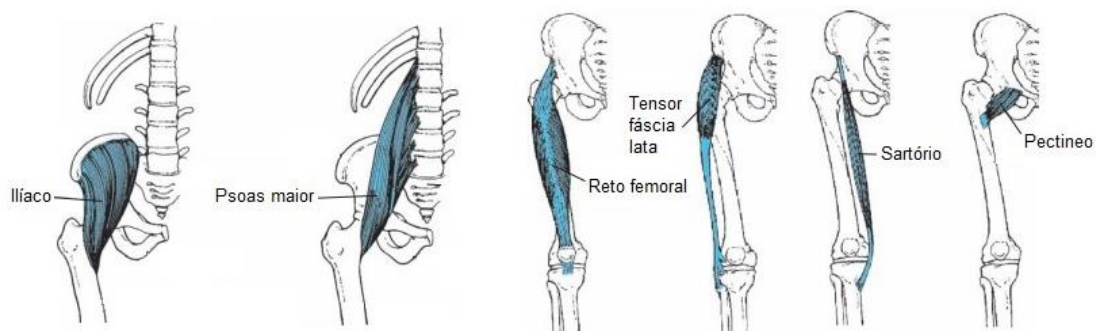


Figura 2.5 - Vista anterior dos músculos principais que atuam no movimento de flexão da anca. Adaptado de [8]

No movimento de extensão da articulação da anca, os principais músculos atuantes são os Glúteos e os músculos Isquiotibiais (Bíceps Femoral, Semi-tendinoso e Semi-membranoso), conforme mostra a Figura 2.6.

A ativação do músculo glúteo ocorre em atividades como descida de escadas, ou extensão da perna com resistência. Os isquiotibiais originam-se a partir da tuberosidade isquiática e permitem a extensão da anca e flexão da articulação do joelho.

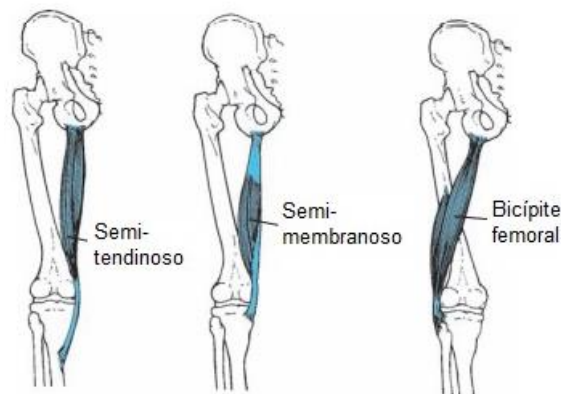


Figura 2.6 - Vista posterior dos músculos principais que atuam no movimento de extensão da anca. Adaptado de [8]

Para o movimento de adução, os músculos ativos e responsáveis por esta fase são os adutores, incluindo os Adutores Longos, Adutores Brevis (Curto), Adutores Magno, Pectíneo e Reto Interno, representados na Figura 2.7. O adutor longo tem origem na púbis e os adutores brevis e magno no ramo inferior da púbis, sendo que os três participam na flexão e rotação lateral. O reto interno, é um músculo muito longo e relativamente fino, que se inicia no ramo inferior da púbis e auxilia na flexão da perna e do joelho.

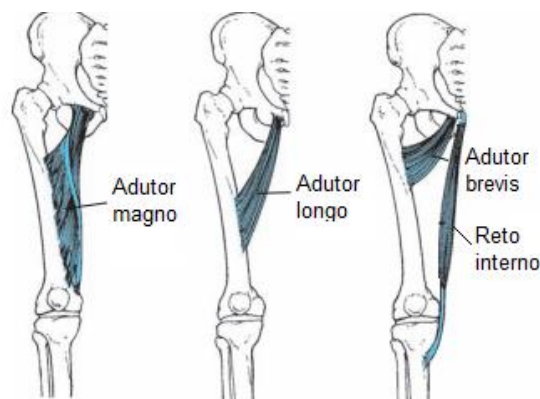


Figura 2.7 - Vista anterior dos músculos ativos na fase de adução da articulação da anca. Adaptado de [8]

Relativamente à fase do movimento de abdução tem-se a ativação dos músculos médio glúteo e glúteo máximo com assistência do pequeno glúteo (Figura 2.8). Estes músculos iniciam-se na superfície glútea e têm a tarefa de estabilizar a bacia durante a fase de suporte no ciclo de

marcha, no ciclo de corrida ou até mesmo quando o indivíduo se encontra apoiado numa das pernas.

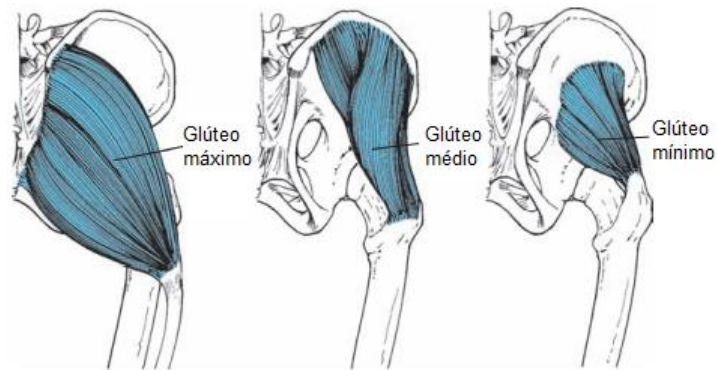


Figura 2.8 - Vista posterior dos músculos glúteos da articulação da anca. Adaptado de [8]

Os músculos ativos durante a fase de rotação lateral da articulação da anca são o Piramidal, Gêmeo Superior, Gêmeo Inferior, Obturador Interno e Externo, Quadrado Femoral representados na figura 2.9, e o Grande Glúteo, Psoas Ilíaco e costureiro abordados anteriormente. O músculo piramidal da bacia inicia-se na incisura isquiática maior próximo do sacro e insere-se no trocânter maior do fêmur. O gêmeo superior e inferior com origem na espinha e tuberosidade isquiática, respectivamente, acabam por inserir-se na fossa trocantérica, tal como o obturador interno e externo, sendo que a origem destes obturadores corresponde à circunferência do forame obturado. Por último tem-se o músculo quadrado femoral, o qual se inicia na tuberosidade isquiática com inserção na crista intertrocantérica. Na rotação medial o músculo mais atuante é o glúteo mínimo, assistido pelo tensor da fáscia lata e pelo médio glúteo [9].

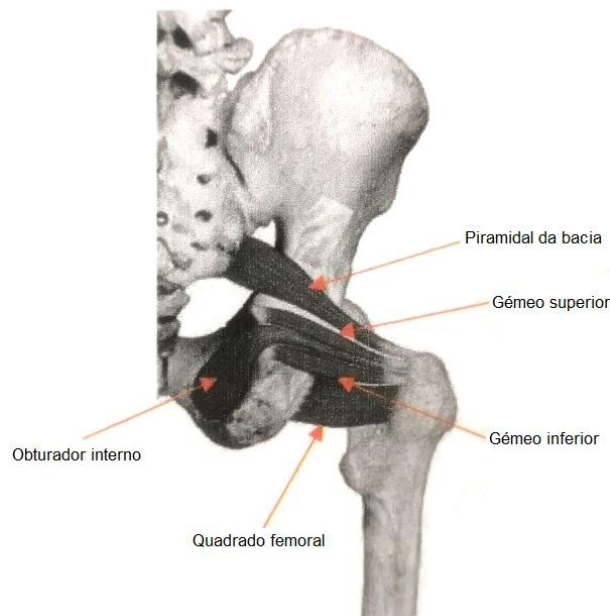


Figura 2.9 - Vista posterior dos músculos glúteos da articulação da anca. Adaptado de [8]

### 2.1.3 Biomecânica da articulação da anca

A nível biomecânico, as cargas exercidas no fémur são transmitidas do acetábulo para a cabeça do fémur, deste modo, propicia-se a criação de um momento de flexão na cabeça e no colo do fémur. O momento fletor produz forças de tração na face superior do colo do fémur e forças de compressão na parte inferior, como demonstrado na figura 2.10. Denota-se que colos do fémur com o diâmetro da parte superior para a inferior mais largo suportam melhor os momentos de flexão quando carregados [3].



Figura 2.10 - A força exercida no fémur (J) exerce um Momento de Força (M) no colo do fémur, criando forças de tração na superfície superior do colo do fémur e forças de compressão na superfície inferior. (Imagem de [3])

#### 2.1.3.1 Forças na articulação da anca no caso estático

A carga estática da articulação da anca tem sido frequentemente aproximada numa análise bidimensional simplificada, realizada no plano frontal. Quando o peso do corpo é suportado por ambos os membros inferiores, o centro de gravidade está centrado entre as duas ancas e a força é exercida de forma simétrica (figura 2.11). Segundo estas condições de carregamento, o peso do corpo menos o peso de ambos os membros é apoiado igualmente nas cabeças femorais, e os vetores resultantes são na vertical [9].

No caso estático com apoio bipodálico, se o corpo estiver perfeitamente equilibrado, o funcionamento dos músculos abdutores não é necessário. Considerando o centro de massa ideal, não existindo assimetrias do lado esquerdo e direito do corpo, a reação em cada articulação corresponde a  $1/3$  do peso total do corpo, ou a metade do peso acima da zona da articulação da anca [10]. Visto que, cada membro inferior representa  $1/6$  do peso corporal, logo nos dois membros inferiores tem-se  $1/3$  do peso corporal. Os restantes  $2/3$  aplicados no centro de massa do corpo, são divididos para cada anca, o que perfaz  $1/3$  do peso corporal em cada articulação.

No entanto, como é improvável que o corpo esteja perfeitamente equilibrado, a reação total em cada articulação da anca é bastante superior, devido à tensão nos músculos da anca aumentar ainda mais a compressão na articulação. Deste modo, a força de reação durante o repouso no caso do corpo perfeitamente em equilíbrio é 1/2 do peso corporal. Os músculos abdutores são, portanto, muito importantes no equilíbrio e na estabilidade pélvica, o seu papel torna-se mais importante à medida que o movimento se torna mais dinâmico [11]. A força resultante na articulação aumenta em proporção da atividade muscular.

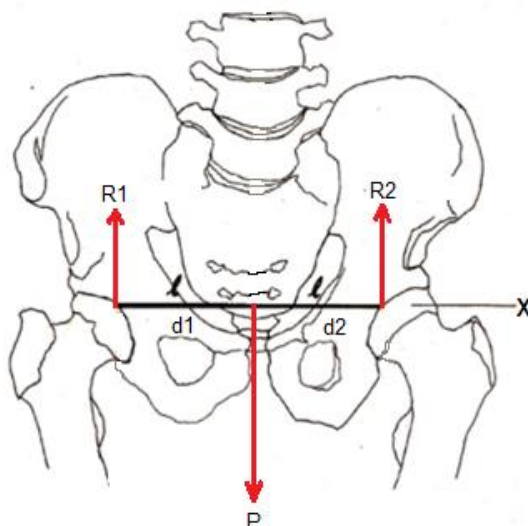


Figura 2.11 - Forças na articulação da anca no caso estático com apoio nas duas pernas. P representa o Peso do corpo. R1 e R2 são as forças de reação que ocorrem na articulação da anca. Estas forças (R1 e R2) encontram-se separadas do Peso, de uma distância, d1 e d2, respetivamente. Adaptado de [30].

Quando o apoio é realizado numa só perna, a força de reação na articulação da anca é 3 vezes o peso corporal [11]. As forças e os respetivos braços de força que agem em redor da articulação da anca, encontram-se representados na Figura 2.12. O ponto G é onde está localizado o centro de massa, que se desloca para o lado contrário da perna que está apoiada no solo. Tal acontecimento, deve-se ao facto do peso da perna que sustem o corpo, não ser tido em conta no cálculo do centro de gravidade [31].

A força que o acetábulo exerce no fémur é a força resultante na articulação, figura 2.12 a). Por sua vez, devido à 3ª Lei de Newton (par ação-reação), o fémur exerce uma força de reação no acetábulo, com a mesma magnitude, a mesma direção e sentidos opostos 2.12 b). O momento do peso exerce um movimento de rotação em torno da cabeça do fémur no sentido horário, cujo distância ao centro de rotação é b. A força dos músculos abdutores também cria um momento anti-horário, porém o braço do momento é consideravelmente menor que o braço do peso. Quando o corpo está em equilíbrio, o somatório de todos os momentos que atuam na anca é nulo, então:

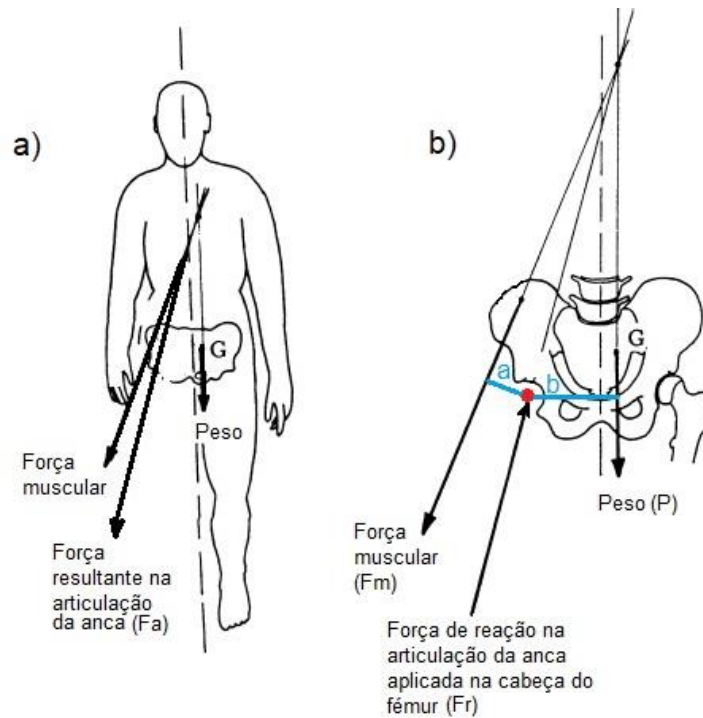


Figura 2.12 - Apoio estático apenas na perna direita. a) A força resultante na articulação da anca ( $\vec{F}_a$ ) é a soma da Força muscular ( $\vec{F}_m$ ) com o Peso ( $\vec{P}$ ) b) Pela 3ª Lei de Newton, o par ação-reação da Força resultante,  $\vec{F}_a$ , é a força de reação na articulação da anca ( $\vec{F}_r$ ). Adaptado de [32]

$$P \times b = F_m \times a \quad (1)$$

Na Equação 1,  $F_m$  corresponde à força dos músculos abdutores,  $\vec{P}$  ao peso do corpo, “a” ao braço do momento criado pela força abduutora e “b” ao braço do momento criado pelo peso corporal. Com o corpo em equilíbrio, o somatório das forças que agem sobre a anca também será zero. Portanto, a força resultante na articulação da anca ( $\vec{F}_a$ ) pode ser representada pela Equação 2.

$$\vec{F}_a = \vec{F}_m + \vec{P} \quad (2)$$

É de salientar que a articulação da anca é exposta a elevadas cargas quando se encontra em situação dinâmica, dependendo da postura e do apoio no solo. A força na articulação é multiplicada quando ocorre um decréscimo de apoio, como na situação de apoio apenas numa perna. Phillips et al. [12] referiu que a força resultante na articulação da anca durante uma caminhada normal equivale a cerca de 300% do peso corporal, sendo que a força necessária nos músculos abdutores para manter o equilíbrio durante o apoio numa só perna é de cerca de 200% do peso corporal. Na Figura 2.13 é apresentada a média da força resultante na articulação para um indivíduo com um peso de 70 kg em diversas atividades. Estes valores foram obtidos ao longo do ciclo de marcha utilizando sensores de força na articulação.

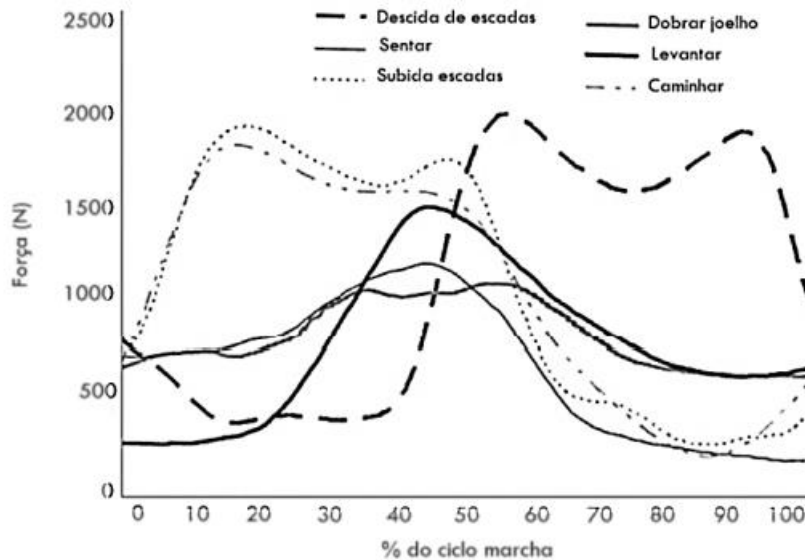


Figura 2.13 - Média da força resultante na articulação da anca para um indivíduo com um peso de 70 kg em atividades como descida/subida de escadas, sentar/levantar, dobrar joelho e caminhar. Os valores foram obtidos ao longo do ciclo de marcha com recurso a sensores de força colocados na zona da articulação da anca. Imagem de [9].

### 2.1.3.2 Resposta da cartilagem articular ao carregamento mecânico

A cartilagem articular é um tecido conjuntivo especializado que cobre as superfícies articulares e facilita a transmissão de cargas com baixo coeficiente de atrito [13]. Tendo como conhecimento que o fluxo de fluido e a deformação são interdependentes, chega-se à conclusão de que a modelação da cartilagem é uma mistura de fluidos e componentes sólidos. A este facto, dá-se o nome de modelo bifásico da cartilagem. Normalmente, a fase sólida é modelada como um material elástico incompressível, e a fase fluida não possui viscosidade. Mediante cargas de impacto (cargas aplicadas rapidamente), a cartilagem comporta-se como um sólido elástico incompressível e monofásico, dado que não existe tempo suficiente para o fluido fluir, comparativamente à matriz sólida.

A partir do modelo bifásico para a cartilagem, tem-se que quando uma carga compressiva é aplicada a uma articulação, a pressão no fluido intersticial suporta uma porção considerável da carga. Se a carga se mantiver por centenas de segundos, a pressão do fluido diminui, e a tensão na matriz sólida aumenta. O modelo bifásico evidencia que a pressão no fluido, protege a matriz sólida da maior tensão que esta sofreria, caso a cartilagem fosse um material elástico simples, sem interação dos componentes fluidos e sólidos. [3].

A carga mecânica na cartilagem articular, impulsiona o metabolismo dos condrócitos e provoca a biossíntese de moléculas para preservar a integridade do tecido. A compressão da cartilagem, leva a oscilações dentro do tecido, tais como: deformação celular, deformação da matriz, alterações da pressão hidrostática e osmótica, alterações do fluxo do fluido, do volume de água da matriz, da concentração de iões e da densidade de carga. Demonstrou-se que a estimulação mecânica induz a diferenciação de células-tronco indiferenciadas em condrócitos [13].

Durante o carregamento da cartilagem, a água que se encontra no tecido, bastante hidratado, é progressivamente expelida deste, provocando uma acumulação de tensões no tecido e nas células. A deformação causada pelo carregamento mecânico, é definida como a variação na espessura, dividida pela espessura original. Devido à natureza bifásica da cartilagem, o tecido exibe um comportamento viscoelástico considerável, e demora até recuperar a sua altura original após o carregamento. O carregamento sistemático do tecido ao longo do dia, resulta na diminuição da espessura da cartilagem, desde o período da manhã até ao período da noite [14].

### **2.1.3.3 Comportamento mecânico do osso**

As propriedades mecânicas do osso variam com o indivíduo, com a localização no osso, com a direção e velocidade da carga aplicada e com o tipo de carregamento. O osso é um material não homogêneo, pois é composto por várias substâncias orgânicas e inorgânicas com distintas propriedades mecânicas [15].

De forma a analisar as diversas estruturas pertencentes ao osso, distribuem-se as mesmas por diferentes níveis de escala: nível macroestrutural, composto por osso esponjoso e osso cortical; nível de microestrutura, formado pelo canal Haversiano e trabéculas simples; e por último, nível de nanoestrutura que consiste em colágeno e minerais. Estas estruturas hierárquicas estão representadas na Figura 2.14.

A estrutura macroscópica do osso possui osso cortical de alta densidade (também denominado de osso compacto) e osso trabecular de baixa densidade (também denominado de osso esponjoso). O osso cortical está disposto na diáfise dos ossos longos e na superfície externa dos ossos planos. O osso cortical tem por base uma unidade estrutural designada de osteão ou sistema Haversiano. No centro de cada osteão existe o canal Haversiano, que contém nervos e vasos sanguíneos para fornecer sangue aos osteócitos [16].

O osso trabecular é encontrado na camada interna dos ossos, principalmente nas extremidades dos ossos longos e é composto por trabéculas, alinhadas ao longo da distribuição de carga [17]. Se as cargas forem iguais nas três direções principais, o osso vai tender a formar células aproximadamente equiaxiais. Contudo, se a carga numa direção for maior que as restantes, as paredes das células vão tender a alinhar e a espessar na direção que melhor suporta a carga. Deste modo, evidencia-se que a densidade e a orientação da estrutura trabecular, estão intrinsecamente dependentes da intensidade e da orientação das tensões aplicadas. Este crescimento induzido pelas tensões aplicadas ao osso, julga-se que ocorre devido às propriedades piezoelétricas do osso, ou seja, a capacidade de gerar potenciais elétricos quando solicitado mecanicamente. Através da comparação dos mapas de distribuição de tensões com as representações da estrutura celular, verifica-se que estruturas abertas de baixa densidade desenvolvem-se onde a tensão é baixa, enquanto estruturas densas, quase fechadas, são encontradas em regiões de maior tensão [18].

O osso cortical é mais rígido do que o osso esponjoso, suporta maior carga, mas menor deformação antes da ruptura. Como o osso trabecular possui uma estrutura porosa, apresenta uma grande capacidade para armazenar energia. O osso cortical apresenta um comportamento mais frágil em compressão, do que o osso esponjoso. Embora, o comportamento mais ou menos frágil do osso, esteja dependente da velocidade de deformação a que este é sujeito e, por sua vez, a velocidade de deformação encontra-se dependente da atividade desenvolvida. Estas propriedades provocam comportamentos distintos nas curvas tensão-deformação, entre o osso cortical e o osso esponjoso, levando a que para determinadas análises de comportamento do osso, se tenha em consideração qual o tipo de osso que está maioritariamente envolvido no problema [15].

Ao nível da microestrutura, tem-se representado o sistema haversiano e trabéculas. Os sistemas Haversianos formam o osso cortical e possuem um formato cilíndrico com um diâmetro de 200 a 250  $\mu\text{m}$  e as trabéculas formam o osso esponjoso e são compostas por hastes trabeculares que têm um diâmetro de cerca de 50-300  $\mu\text{m}$ . De acordo com o nível da nanoestrutura, o osso é um material compósito, feito de fibras de colágeno cercadas por minerais, como a hidroxiapatite que é responsável pela rigidez e resistência mecânica [16].

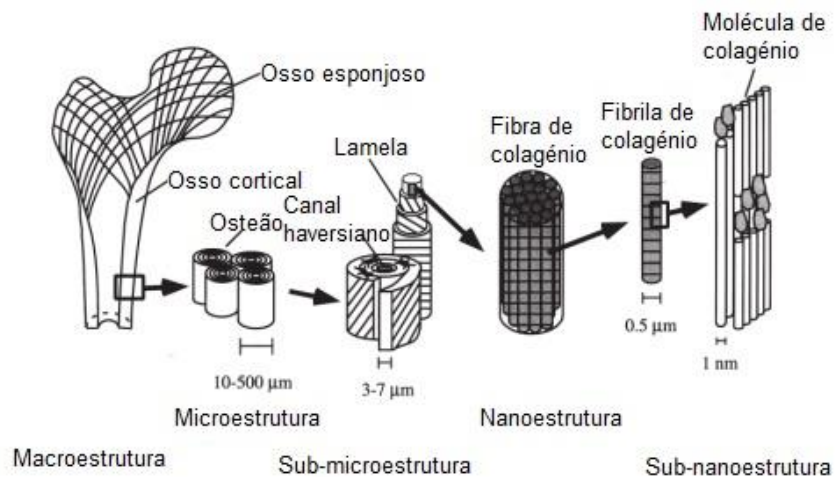


Figura 2.14 – Organização hierárquica estrutural do osso. Adaptado de [16]

As propriedades mecânicas das estruturas individuais abordadas, definem as propriedades mecânicas do osso. O osso é considerado heterogêneo e anisotrópico. A natureza anisotrópica do osso significa que o seu comportamento depende da direção da carga aplicada (Figura 2.15). O osso também é um tecido viscoelástico, o que significa que possui propriedades viscosas e elásticas. Como consequência das suas propriedades, o osso comportar-se-á de forma diferente, consoante a velocidade e o comprimento da carga aplicada [17].

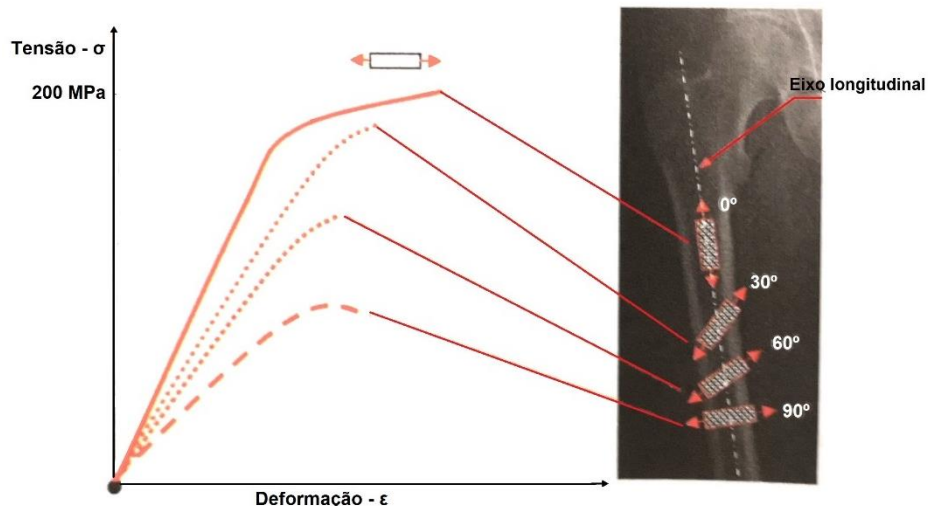


Figura 2.15 - Comportamento anisotrópico do osso cortical do fêmur para várias direções no ensaio de tração. Adaptado de [15].

As propriedades mecânicas do osso dependem de três características principais: porosidade, grau de mineralização e orientação das fibras de colagénio e das trabéculas. Essas características são influenciadas por diversos fatores como por exemplo o envelhecimento, que provoca o aumento na porosidade óssea (significa uma densidade menor), o que resulta num módulo de elasticidade menor [17].

Mediante a sua direção, uma carga aplicada no osso pode produzir diferentes forças: compressão, tração, corte, torção ou flexão, conforme ilustrado na Figura 2.15. As forças suportadas pelos ossos diferem para cada tipo de osso, o que causa uma ampla variedade de forças entre os ossos [19].

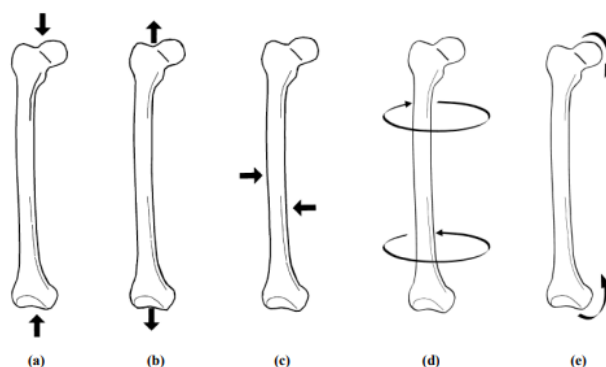


Figura 2.16 - Cargas principais: (a) compressão; (b) tração; (c) corte; (d) torção; (e) flexão. Imagem de [19]

Segundo Rodrigues, cargas mecânicas elevadas tendem a promover a formação óssea e a aumentar a densidade óssea. Porém, foi comprovado que, acima de uma determinada carga, o dano acumulado no osso é maior do que a sua recuperação, o que originará perda óssea. Neste sentido, nas regiões com carga excessiva surge degradação óssea, favorecendo a diminuição da densidade óssea, cuja designação é sobrecarga óssea. Este evento pode modificar as distribuições de densidade do tecido ósseo circundante [17].

#### 2.1.4 Displasia da anca

A displasia da anca inicia-se durante o desenvolvimento embrionário, devido à existência de uma evolução insuficiente na ossificação do teto do acetábulo. As causas podem ser hereditárias, pode existir má formação congénita, ou má progressão no crescimento da cabeça do fémur (durante o desenvolvimento embrionário), já que a presença desta estimula o desenvolvimento da cavidade acetabular. O primeiro período crítico para a luxação da anca, ocorre às 12 semanas de gestação, quando os membros inferiores do feto giram quase 90° medialmente, de forma que os joelhos ficam orientados para a frente, e as ancas assumem a sua posição normal na bacia [21]. A displasia da anca, corresponde a uma morfologia pouco profunda da cavidade acetabular, com insuficiência de cobertura da cabeça femoral. A alteração da estabilidade óssea da anca, pode ter consequências significativas nas forças e nas áreas de contato na superfície articular. A displasia acetabular evidencia-se pelo aumento da inclinação do teto cotilóideo (ângulo de índice acetabular), e diminuição da cobertura lateral e/ou anterior (diminuição do ângulo centro-lateral e centro-ventral), decorrentes da insuficiência de contacto entre as superfícies articulares. Esta situação resulta na sobrecarga do teto acetabular, e na mobilidade do centro de rotação da articulação, podendo estar associada à migração lateral, superior e anterior da cabeça do fémur, com concomitante instabilidade articular. Esta alteração mecânica, implica maiores tensões nos tecidos moles de suporte, sendo responsável por potenciais lesões, nas estruturas intra-articulares. Habitualmente, caracteriza-se por ser bastante sintomática (dor na região lateral, na virilha e nos músculos ao redor da anca, que se pode agravar com períodos prolongados na posição de pé) e por constituir um fator de risco para o aparecimento, relativamente precoce, de alterações degenerativas na articulação coxofemoral [13], [22].

Devido à falta de cobertura óssea da cabeça femoral, o labrum hipertrofia superiormente e pode participar na transferência de carga. A redução do labrum hipertrofiado sem tratar a displasia acetabular, pode resultar numa migração lateral da cabeça femoral e potenciar o aparecimento de alterações degenerativas [21] Como consequência, tem-se uma concentração altamente assimétrica de forças na articulação da anca (Figura 2.17) e danos na cartilagem articular e no labrum. Como resposta fisiológica, manifesta-se a hipertrofia do labrum (Figura 2.18) para tentar manter a cabeça do fémur dentro da articulação.

O diagnóstico é feito habitualmente na segunda ou terceira década de vida. A dor costuma ser o sintoma inicial, e pode estar associada à migração lateral da cabeça do fémur, em cada ciclo de carga.

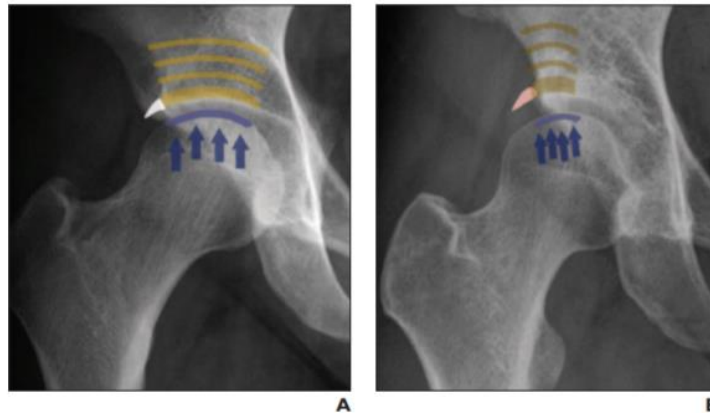


Figura 2.17 - Radiografias ântero-posterior da anca direita (A) teto acetabular normal com forças aplicadas em toda a superfície (B) com displasia, onde o teto acetabular é menor e as forças estão distribuídas numa área menor. As setas indicam o teto acetabular e o os arcos representam as forças de sustentação. (Imagem de [11])

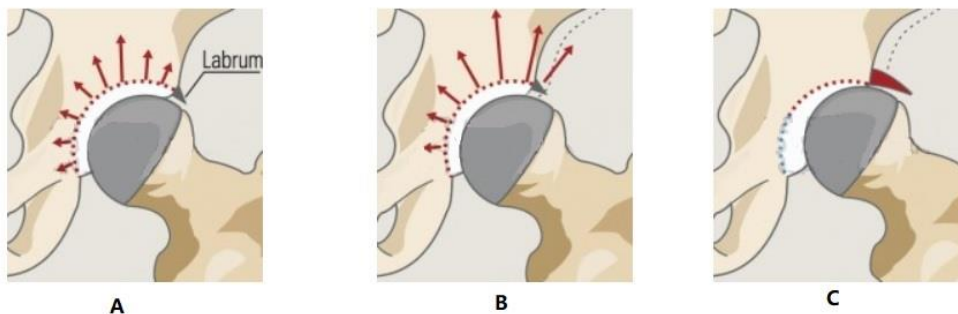


Figura 2.18 - Distribuição das tensões de contacto. Em (A) tem-se uma anca normal com uma distribuição similar das tensões de contato no teto do acetábulo. Em (B) anca com displasia, as tensões concentram-se na margem lateral com sobrecarga da cartilagem e em (C) surge a hipertrofia do labrum e a migração lateral e superior da cabeça do fémur. Adaptado de [17]

A displasia acetabular é quantificada por dois ângulos: ângulo de Wiberg ou ângulo centro lateral (ACL) e ângulo de Índice Acetabular (IA). Ambos podem ser visualizados na Figura 2.19.



Figura 2.19 - Seção de uma radiografia pélvica ântero-posterior da anca esquerda com os ângulos CE e IA marcados. (Imagem de [6])

O IA é o ângulo formado por uma linha horizontal e uma linha que passa pelo ponto mais medial da zona esclerótica do teto acetabular e a borda lateral do acetábulo [20]. O valor normal

é de 0 a 10°; se > 10° existe hipocobertura acetabular ou displasia; se < 0°, existe hipercobertura acetabular (Figura 2.20).

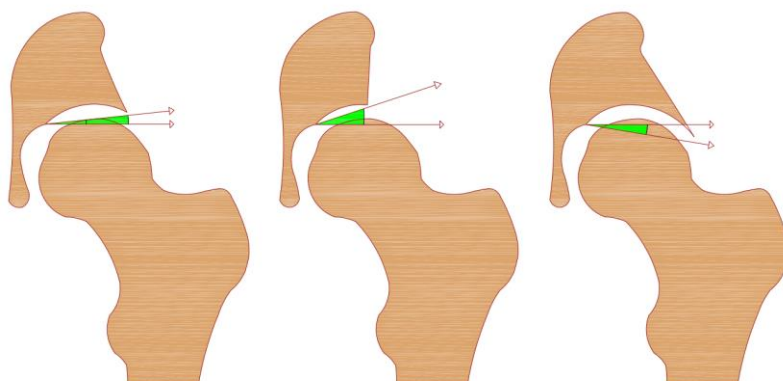


Figura 2.20 - Ângulo de Índice Acetabular, valor normal de 0 a 10° (esquerda); IA > 10° (meio); IA < 0° (direita). Adaptado de [21].

O ACL é o ângulo formado por uma linha paralela ao eixo pélvico longitudinal e uma linha unindo o centro da cabeça do fêmur com a borda lateral do acetábulo. O valor normal é de 25 a 40°; se < 20°, existe hipocobertura acetabular ou displasia; se > 40°, existe hipercobertura acetabular (Figura 2.21) [16].



Figura 2.21 – Ângulo centro lateral, valor normal de 25 a 40° (esquerda); ACL < 20° (meio); ACL > 40° (direita). Adaptado de [21].

## 2.2 Estado de arte

O estudo e a descrição das articulações sinoviais têm sido um tema de interesse, por parte de cirurgiões ortopédicos e anatomistas. A instabilidade decorrente da displasia da anca pode ser devida a anormalidades quanto ao formato e tamanho do acetábulo ou cabeça do fêmur, às suas proporções relativas ou ao alinhamento de um em relação ao outro. A displasia de desenvolvimento da anca é a causa mais comum de osteoartrite em jovens adultos. Em 1965, Murray et. Aal [22] sugeriram que variações na forma do acetábulo predis põem a osteoartrite na

anca. Através de estudos genéticos humanos, verificou-se que a osteoartrite da anca é hereditária, com uma contribuição genética de aproximadamente 60% em mulheres. A displasia acetabular é bastante comum na Europa, com uma prevalência de 3,4% em Dinamarqueses [23].

Relativamente à cartilagem articular, a área com a cartilagem mais espessa na cabeça do fémur é ligeiramente deslocada em direção ao seu lado medial, e no acetábulo para o lado lateral. A espessura da cartilagem depende do grau de tensão a que a articulação está sujeita. É possível deduzir esse grau de tensão local, a partir da distribuição da espessura da cartilagem [24]. Segundo Link et. al, estudos em indivíduos saudáveis demonstram que a cartilagem da articulação da anca é fina, varia de 1,3 mm (superomedial) a 3,0 mm (superolateral) no acetábulo, e de 2,3 mm (superomedial) a 0,8 mm (superolateral) na cabeça do fémur [25].

Através da imagem por ressonância magnética, consegue-se visualizar a cartilagem hialina da anca. Link et.al [25] constataram que existem vários tipos de anormalidades na cartilagem tais como: defeitos focais da cartilagem, edema focal da cartilagem, lesões osteocondrais e delaminação.

A displasia do desenvolvimento na anca (DDA), muitas vezes referida como displasia acetabular, afeta 1 ou 2 em cada 1000 bebês [11].

A maior incidência ocorre em:

- Mulheres;
- Bebês primogénitos;
- Apresentação pélvica na altura do parto;
- Crianças em famílias onde há predisposição genética.

A alteração osteoartrítica na anca displásica é desenvolvida pelo aumento da tensão numa área reduzida para transmissão de carga. Um dos estudos desenvolvido por *Nobuo Konishi* [26], foi determinar o nível de cobertura acetabular suficiente, para prevenir a osteoartrite secundária. A osteoartrite secundária é causada pelos fatores de risco que se desenvolvem gradualmente ao longo da vida [27]. Para isso, Nobuo recorreu à análise de tensões pelo método de elementos finitos bidimensionais. Três tipos de modelos da articulação da anca foram desenvolvidos. O primeiro foi um modelo normal com ângulo CE (Wiberg) de 30°. O segundo foi um modelo displásico leve com ângulo CE de 15°, e o terceiro foi um modelo displásico grave, com ângulo CE de 0°.

Como se pode visualizar na figura 2.22, no modelo normal da articulação da anca (a) para o caso em que a Força de reação na articulação da anca é desviada da direção vertical de 5°, a porção central da região subcondral do acetábulo apresenta maior tensão (151 kg/cm<sup>2</sup>) do que a porção periférica da mesma região. A região subcondral da cabeça femoral tem uma tendência mais uniforme de distribuição de tensão (35 kg/cm<sup>2</sup> no máximo). No que diz respeito ao modelo de displasia leve (b), o centro e a porção periférica lateral da região subcondral do acetábulo apresentam maior tensão do que a porção medial (150 kg/cm<sup>2</sup> na porção central). A porção lateral da região subcondral da cabeça do fémur, que contacta com a borda lateral do

acetábulo, tem uma concentração de tensão de  $65 \text{ kg/cm}^2$ . Por fim, no modelo de displasia grave (c), a porção lateral da região subcondral do acetábulo apresenta maior tensão ( $104 \text{ kg/cm}^2$ ) do que a porção medial, embora a tensão máxima nesta região seja menor, do que a tensão máxima na mesma região do modelo normal. A maior concentração de tensão ( $71 \text{ kg/cm}^2$ ), ocorre na porção lateral da região subcondral do acetábulo.

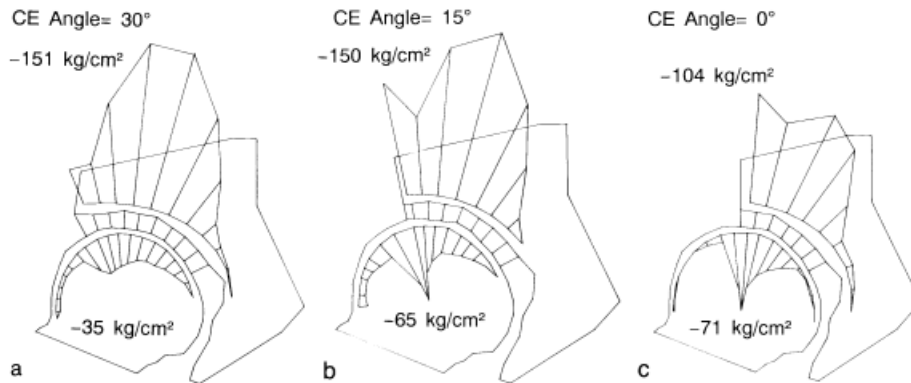


Figura 2.22 - Representação da tensão no acetábulo nos 3 casos considerados quando a força de reação na articulação da anca é desviada da direção vertical de  $5^\circ$ , a) modelo normal, b) modelo com leve displasia, c) modelo com grave displasia. Imagem de [21].

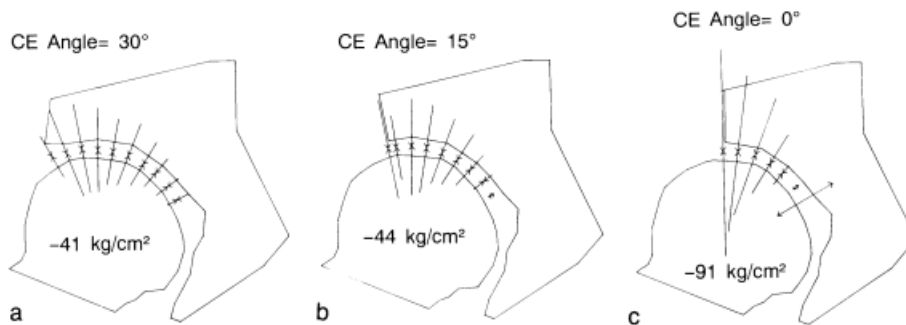


Figura 2.23 - Representação da tensão (setas) na cartilagem nos 3 casos considerados quando a força de reação na articulação da anca é desviada da direção vertical de  $5^\circ$ , a) modelo normal, b) modelo com leve displasia, c) modelo com grave displasia. Imagem de [21].

No modelo normal da articulação da anca (a) no caso em que a Força de reação na articulação da anca é desviada da direção vertical de  $5^\circ$ , a cartilagem articular tem uma tendência uniforme de distribuição da tensão, embora o centro tenha maior tensão ( $41 \text{ kg/cm}^2$ ) do que a porção periférica. No modelo de displasia leve (b), as porções central e lateral da cartilagem articular apresentam maior tensão ( $44 \text{ kg/cm}^2$ ) do que a porção medial. No modelo de displasia grave (c), a concentração de tensão ( $91 \text{ kg/cm}^2$ ) é observada na borda lateral da cartilagem articular [26].

A concentração das tensões no modelo de displasia, foi encontrada no rebordo do acetábulo, na área lateral da cabeça do fêmur e da cartilagem articular. No caso em que a força de reação na articulação faz  $5^\circ$  com a direção vertical, o modelo de displasia apresentou concentração da tensão nas porções laterais da cabeça femoral e cartilagem articular, enquanto no caso em que a força de reação na articulação faz  $15^\circ$  com a direção vertical, o mesmo modelo

não apresentou concentração da tensão na porção lateral da cartilagem articular. Estas observações indicam que a cobertura acetabular acima de 35° em relação à direção da força de reação na articulação é suficiente para evitar uma concentração de tensões no rebordo lateral do acetábulo, cabeça do fémur e cartilagem articular. Uma cobertura acetabular acima de 20°, foi acompanhada por uma concentração de tensões na borda lateral de todos os componentes da articulação da anca. A cobertura acetabular acima de 30° apresentou um resultado intermédio, entre as coberturas acetabulares acima de 35° e as de 20° (onde a concentração de tensões foi encontrada na porção lateral da cabeça do fémur). Se a força de reação na articulação tiver uma direção quase vertical, a cobertura acetabular referente ao ângulo CE de 30°, pode não ser suficiente para evitar a concentração de tensões na área da cabeça do fémur que contacta com o rebordo lateral do acetábulo [26].

Este estudo, mostrou que a tensão de compressão máxima na cabeça do fémur, numa anca com displasia grave, foi de 71 kg/cm<sup>2</sup> e na cartilagem articular foi de 91 kg/cm<sup>2</sup>. Por outro lado, Nobuo considerou que a tensão carregada repetidamente, por um longo período, inicia a destruição óssea num nível muito menor do que a que ocorre numa única carga. O valor estimado para a tensão máxima na anca displásica grave, representa o valor real da tensão no doente com displasia. No entanto, como o modelo desenvolvido por Nobuo, para análise de elementos finitos é uma configuração bidimensional com espessura uniforme de 20 mm em todos os componentes, ignorando os componentes do tecido mole, como o labrum acetabular e os ligamentos fibrosos ao redor da cápsula articular, é incerto se o valor estimado representa o valor real num indivíduo [26].

A DDA, está associada a um risco aumentado de osteoartrite. O aparecimento da osteoartrite é secundário às deformidades esqueléticas, tais como o acetábulo plano, que não estabiliza de forma adequada a cabeça do fémur levando a uma carga anormalmente elevada no rebordo acetabular e no labrum [27]. Ao longo do tempo, esta distribuição anormal da carga causa lesões no labrum e na cartilagem. A dor muscular é um sintoma comum, mesmo sem danos óbvios nos tecidos moles. Segundo Chang et. al, a origem da dor, disfunção muscular e o porquê dos danos articulares além do labrum acetabular são ainda desconhecidos. Esta ausência de informação dificulta as estratégias de diagnóstico e a otimização dos tratamentos cirúrgicos e não cirúrgicos.

Na DDA, os sintomas associados à dor e disfunção muscular podem resultar de uma alteração na contração muscular, secundária às deformidades esqueléticas. A proficiência acerca de como a geometria esquelética anormal afeta a geometria e a função muscular, pode fornecer novas estratégias de tratamento.

A função muscular mecânica, como a capacidade de gerar momento de força, pode ser comprometida em pacientes com DDA. Este compromisso pode resultar na diminuição dos braços do momento da força muscular. Harris et al [28], realizaram um estudo com o intuito de identificar alterações na função e geometria dos principais músculos abdutores, extensores e flexores da anca. Para tal, procederam à comparação da cobertura da cabeça do fémur, do formato do colo do fémur, da localização do centro da articulação da anca, dos volumes

musculares, dos braços de momento e da força isométrica, entre pacientes com DDA e pessoas saudáveis (controle). A hipótese proposta foi que, como consequência de deformidades esqueléticas, os pacientes com DDA teriam braços de momento do músculo abductor menores, maiores volumes do músculo abductor, mas menor momento de força em relação ao grupo de controle. Estas deformidades esqueléticas do acetábulo e do fêmur, estão associadas à lateralização do centro da articulação da anca e redução do braço de momento do músculo abductor, o que representa uma desvantagem biomecânica para os pacientes com DDA. Devido aos braços de momento muscular reduzidos, os músculos abdutores da anca devem gerar uma força maior para proporcionar a estabilização e movimento da mesma. Por conseguinte, a elevada solicitação dos músculos abdutores predispõe a hipertrofia do Glúteo Médio e o aumento das forças de reação na articulação medialmente e superiormente. A lateralização do centro da articulação da anca está correlacionada com os menores braços de momento dos músculos abdutores, bem como com a redução da cobertura da cabeça do fêmur e aumento dos ângulo cervico-diafisário do colo do fêmur.

Harris et. al, concluíram que as forças de reação na articulação direcionadas medialmente e superiormente, são maiores em pacientes com DDA durante a marcha. As grandes forças mediais e superiores podem coadjuvar a estabilizar as ancas displásicas, contrariando o movimento lateral da cabeça do fêmur. No entanto, se essas forças atuarem numa anca com pouca cobertura acetabular, podem contribuir para o dano da cartilagem do fêmur, perto do centro de articulação, bem como na rutura da junção condrolabral acetabular. Os resultados obtidos no estudo sugerem que a capacidade biomecânica alterada para gerar momento de força dos músculos abdutores, favorece as diferenças de volume muscular. Os maiores volumes musculares foram detetados no músculo Glúteo Médio em pacientes com DDA mas sem osteoartrite, resultado do aumento da demanda de força nos músculos abdutores durante anos, com braços de momento encurtados. Os músculos extensores da anca também foram afetados pela estrutura esquelética anormal da DDA, mas em menor quantidade do que os abdutores. Não encontraram diferenças significativas na força ou volume dos músculos flexores; nem diferenças nos seus braços de momento [28]. Como tal, as anormalidades musculares devem ser consideradas parte integrante dos mecanismos de dano na DDA ao delinear o tratamento.

Relativamente às intervenções no âmbito da terapêutica na DDA, tem-se a osteotomia periacetabular que potencia a melhoria da região anterior, da cobertura lateral e superior da cabeça do fêmur. Estudos cadavéricos demonstraram uma diminuição da força de contato sobre a cartilagem articular, de até 270% do peso corporal para menos de 120% do peso corporal. Outra vantagem é aumentar a área da superfície articular através da qual a força de contato é distribuída, de modo a diminuir a força muscular necessária para manter o equilíbrio pélvico. A osteotomia intertrocantérica é uma cirurgia na qual se redireciona a cabeça do fêmur no acetábulo, sendo que a componente vertical da força de reação da articulação é centralizada dentro da cúpula do acetábulo, e auxilia no equilíbrio muscular do medio e pequeno glúteos [29].

### 3 Método dos Elementos Finitos

O método dos elementos finitos (MEF) é um método numérico aproximado, que proporciona a modelação de um problema que envolve meios contínuos, através da análise das suas partes discretas, sendo essencial para a avaliação de parâmetros de difícil determinação. Normalmente em estruturas contínuas, mesmo com reduzida complexidade geométrica, não é possível encontrar uma solução que satisfaça o conjunto de equações diferenciais, com recurso a métodos matemáticos clássicos. O MEF transforma um conjunto de equações diferenciais, que caracterizam um fenómeno físico, num sistema de equações algébricas [15].

Uma determinada estrutura complexa é distribuída numa malha de elementos de forma regular, ou seja, a estrutura é dividida num número finito de segmentos, áreas ou volumes mais pequenos, este processo designa-se discretização. Cada elemento é definido por vários nós, cuja disposição determina a geometria da estrutura. Os elementos discretos da estrutura são interligados entre si pelos nós, onde cada um deles possui um determinado deslocamento. Através da soma dos deslocamentos de cada um dos elementos, que compõem a estrutura, obtém-se a solução aproximada [15], [30].

O processo de assemblagem, resulta na análise global de cada elemento finito, e não na análise de cada elemento finito como entidade individual, ou seja, após a determinação de todas as matrizes de rigidez elementares, procede-se à sua agregação de modo a construir a matriz de rigidez de todo o problema. Os primeiros elementos finitos foram descritos em 1956, sendo que se desenvolveram três tipos distintos: um elemento triangular, um elemento quadrilátero e um elemento retangular [30].

Os elementos finitos têm sido extensamente utilizados na avaliação do comportamento músculo-esquelético. Segundo, Completo et.al [15], o método permite determinar o estado de tensão e/ou deformação dos tecidos, de forma a testar e otimizar o desempenho, a curto e longo prazo, de dispositivos ortopédicos. O rigor dos resultados calculados depende do tipo de elemento utilizado e do nível de refinamento da malha. De forma a obter a solução mais fidedigna, é aconselhável uma refinação adequada da malha. Do ponto de vista teórico, à medida que o número de elementos e o número graus de liberdade aumentam, os resultados calculados convergem para uma solução mais correta [15]. Em contrapartida, a utilização de uma malha mais grosseira predispõe o aparecimento de erros, como demonstrado na Figura 3.1.

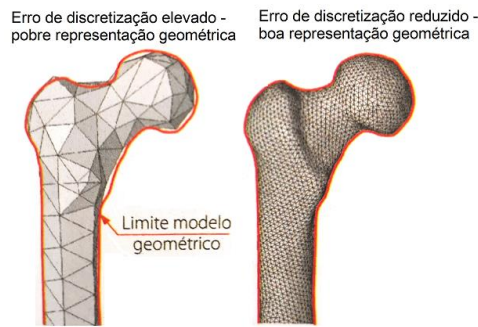


Figura 3.1 - Diferenças entre erros de discretização elevados e reduzidos e as suas implicações na representação geométrica do modelo. Adaptado de [15]

Na geração de um modelo biomecânico, para análise estrutural, pelo MEF, deve ter-se em conta as seguintes etapas:

I. Reconstrução da geometria

O modelo geométrico a analisar pode ser obtido através da segmentação das diferentes estruturas de forma manual ou automática, a partir das imagens médicas de tomografia axial computadorizada (TAC) ou ressonância magnética (MRI).

II. Geração da malha de elementos

Após a obtenção do modelo geométrico da estrutura, este é dividido em pequenos elementos, que apresentam uma forma geométrica simples. Estes elementos encontram-se ligados por pontos específicos, os nós, como referido anteriormente. Os nós são definidos através das coordenadas de posição espacial, que expressam os graus de liberdade e os deslocamentos. Com base nos graus de liberdade dos nós, os elementos possuem expressões matemáticas (designadas funções de forma) que caracterizam os deslocamentos no interior de cada elemento. As funções mais triviais são polinómios de ordem igual ou superior a um.

Os elementos podem ser lineares, de superfície, ou sólidos. Para um determinado sistema estrutural, os graus de liberdade, num nó, incluem três translações ( $U_x$ ,  $U_y$  e  $U_z$ ) e três rotações (Rot x, Rot y e Rot z). As informações transitam de elemento para elemento apenas nos nós comuns. Existe uma variedade de tipos de elementos que podem ser utilizados na discretização (divisão) da estrutura. Os elementos mais utilizados, em análises tridimensionais, são os tetraédricos e os hexaédricos. [15]

A complexidade dos modelos de elementos finitos depende do grau de detalhe das características a investigar. Caso se pretenda realizar uma análise de grande minúcia das deformações numa zona específica, terá de se criar uma malha que discretize convenientemente essa zona. Um elevado número de elementos de pequena dimensão será indispensável para a correta discretização da geometria.

III. Definir os materiais, o contacto e as condições de fronteira

Após a geração do modelo geométrico, da discretização da estrutura através da geração da malha e da escolha do elemento a utilizar, resta definir o tipo de comportamento dos materiais que compõem a estrutura. É necessário definir o conjunto de parâmetros que estabelecem a

relação constitutiva entre as deformações e as tensões, sendo estas integradas na matriz de elasticidade. Na grande maioria, a matriz de elasticidade é constituída por 36 constantes [15]. Se o material for considerado anisotrópico, como o osso (as suas propriedades mecânicas variam com a direção da força aplicada), o número de constantes independentes é reduzido para 21 [15]. As constantes elásticas podem ser independentes do estado de deformação, mas caso variem com o nível de deformação da estrutura, verifica-se um comportamento não linear do material. Os materiais plásticos e viscoelásticos são, tipicamente, materiais com comportamento não linear [15].

As condições de fronteira da estrutura estão relacionadas com as forças, as velocidades, as acelerações, o deslocamento ou as temperaturas a que a estrutura está submetida. De forma a implementar as condições de equilíbrio, em termos de forças e momentos, é necessário fixar a estrutura no espaço, definindo o grupo de nós que fixa a estrutura. Se a estrutura for formada por vários constituintes, as condições de contacto entre as superfícies dos diferentes componentes têm que ser definidas. [15]

#### IV. Resolver as equações da matriz de rigidez e visualizar os resultados

A malha de elementos e as propriedades dos materiais do modelo de elementos finitos são expressas pela matriz de rigidez [K]. As condições de fronteira são expressas através de um vetor força (F) e um vetor deslocamento (U). A equação fundamental é:

$$\{\vec{F}\} = [K] \times \{\vec{U}\} \quad (3)$$

### **3.1 Discretização por elementos finitos**

As tensões e deformações nos elementos são calculadas pelas relações que existem entre a força aplicada, e os respetivos deslocamentos nos nós. Podemos relacionar estes diferentes parâmetros através de equações de equilíbrio (forças e tensões), equações de compatibilidade (deformação e deslocamento) e relações constitutivas relacionadas com o comportamento mecânico dos materiais (tensão-deformação), como se pode visualizar na Figura 3.2.

Tal como enunciado anteriormente, a matriz de rigidez de uma determinada estrutura, é obtida através da relação que existe entre a força aplicada, e os respetivos deslocamentos nos nós. A partir dessa relação podem obter-se as tensões e deformações. Existe um conjunto de equações que se pode relacionar e que será descrito de seguida.

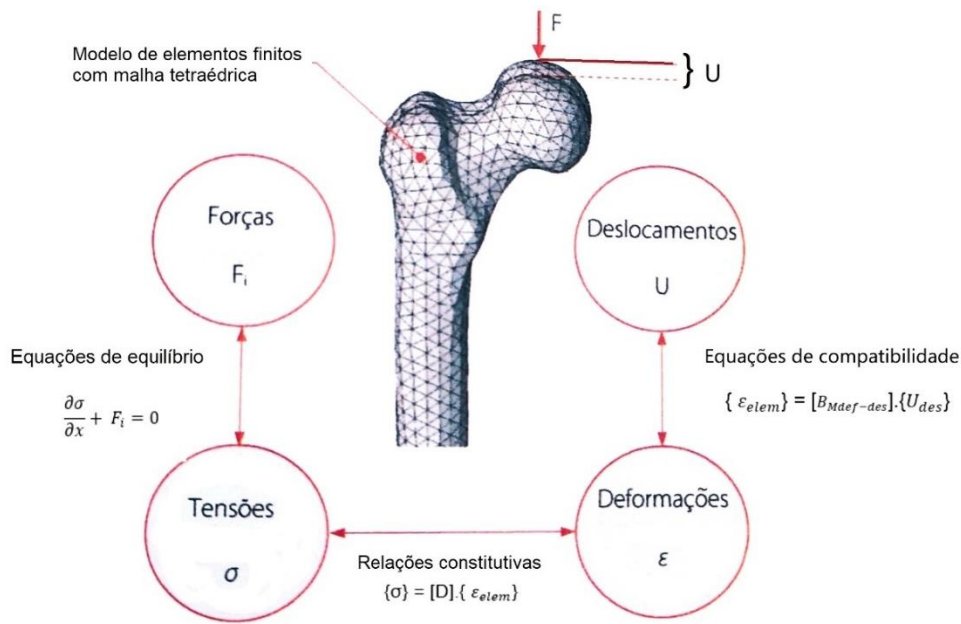


Figura 3.2 - Representação esquemática das relações entre tensões, deformações, forças e deslocamentos dos elementos que constituem a malha. Onde:  $\{\epsilon_{elem}\}$  – vetor de deformação no elemento;  $[B_{Mdef-des}] \cdot \{U_{des}\}$  – matriz deformação no elemento;  $\{U_{des}\}$  - vetor de deslocamentos nodais;  $\{\sigma\}$  – vetor de tensão;  $[D]$  – matriz de elasticidade. Adaptado de [15].

a. Equações de equilíbrio

Os sólidos em análise encontram-se em equilíbrio estático na posição indeformada. Consequentemente, o somatório das forças e tensões que atuam na superfície de um volume infinitesimal, em qualquer ponto do interior do sólido, tem de ser nulo [31]. Para existir o equilíbrio, a seguinte equação diferencial tem de ser cumprida:

$$\frac{\partial \sigma}{\partial x} + F_i = 0 \quad (4)$$

O somatório dos momentos também tem de ser nulo em qualquer ponto do domínio do problema, condição essa que é traduzida pela seguinte expressão:

$$\sigma_{ij} = \sigma_{ji} \quad (5)$$

b. Equações de Compatibilidade:

As equações de compatibilidade demonstram como as deformações do elemento se relacionam com os deslocamentos nos nós. Estas são expressas através da seguinte equação:

$$\{\epsilon_{elem}\} = [B_{Mdef-des}] \cdot \{U_{des}\} \quad (6)$$

c. Relações constitutivas

As relações constitutivas estabelecem a forma como as tensões e as deformações se relacionam. No domínio das deformações lineares elásticas, o modelo constitutivo adotado para a relação entre tensões e deformações num ponto do corpo material, é a lei de Hooke, que na sua forma generalizada é representada através da seguinte expressão:

$$\{\sigma\} = [D] \cdot \{\epsilon_{elem}\} \quad (7)$$

A discretização foi realizada com recurso a elementos tetraédricos, cada um com 4 nós, que são partilhados com os elementos justapostos. Na Figura 3.3 mostra-se um exemplo do tipo de elementos utilizado.

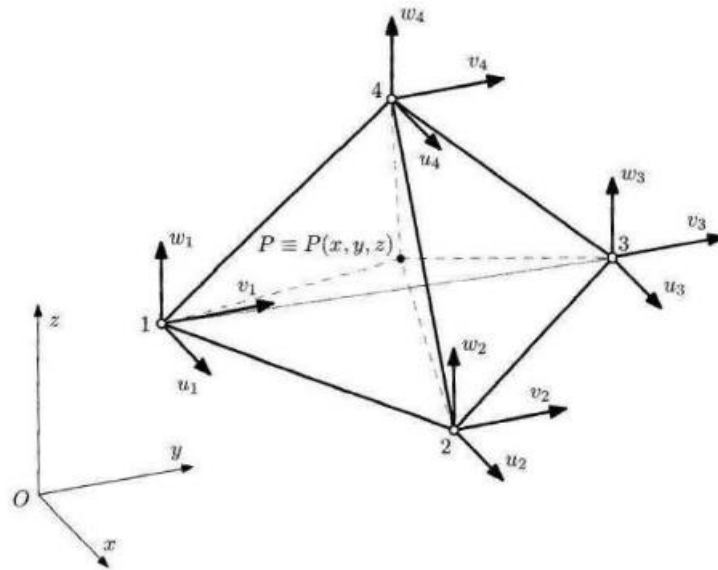


Figura 3.3 - Representação esquemática do elemento finito tetraédrico de primeira ordem, com quatro nós, e respetivos graus de liberdade utilizado neste estudo. Imagem de [30]

A equação para cada elemento enquanto isolado pode definir-se, porém a análise da malha como um todo é processada por computador. Através da combinação linear dos valores nodais e funções de base dos elementos obtém-se uma solução aproximada [34]. Para cada elemento tem-se:

$$u = \sum_{i=1}^n u_i^e N_i^e \quad (8)$$

Onde  $n$  é o número de nós e  $N^e$  as funções de interpolação ou funções de forma. No caso específico do elemento tetraédrico (figura 3.4), as funções  $N^e$  serão descritas pelas equações representadas [31]:

$$\begin{cases} N_1 = 1 - x - y - z \\ N_2 = x \\ N_3 = y \\ N_4 = z \end{cases} \quad (9)$$

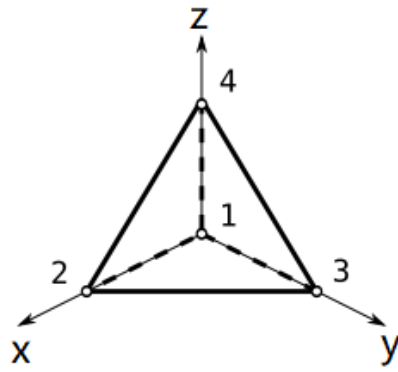


Figura 3.4 - Elemento tetraédrico adotado com os respectivos nós numerados. Imagem de [30].

## 4 Materiais e Métodos

### 4.1 Modelação Geométrica

Neste estudo, a região de interesse da articulação da anca, consiste numa imagem do plano coronal, obtida por Ressonância Magnética. A mesma imagem de Ressonância Magnética foi utilizada nos 5 casos, que serão descritos mais à frente. Os casos apenas divergem na alteração do ângulo de Wiberg e do Índice Acetabular, o que conduz a variações na espessura da cartilagem e a diferentes coberturas acetabulares. A modelação de estruturas anatómicas pode ser realizada utilizando softwares de CAD ("computer aided design"). Com recurso às ferramentas computacionais disponíveis no software AutoCAD, foi possível executar a segmentação manual, na qual se procedeu à individualização das principais estruturas anatómicas: íliaco, cabeça do fémur, cartilagem acetabular, cartilagem femoral, extremidade superior do fémur (exceto cabeça do fémur) e acetábulo. Este processo de segmentação estrutural com a finalidade da geração dos respetivos modelos geométricos bidimensionais, foi conseguido graças às seguintes etapas:

1. inserção da imagem de RM com uma escala adequada;
2. o comando "Polyline" permitiu traçar os contornos das estruturas ósseas enumeradas e cartilagem articular juntamente com a utilização do comando "Circle" na cabeça do fémur;
3. medição dos ângulos CE e IA foi executada através do comando "Measure Angle";
4. distinção entre a cabeça do fémur e cartilagem articular através do comando "Hatch".

Todo o processo descrito anteriormente pode ser visualizado na seguinte Figura 4.1, onde estão dispostos os 5 casos em estudo com a referida segmentação manual dos contornos das estruturas pretendidas da anca.

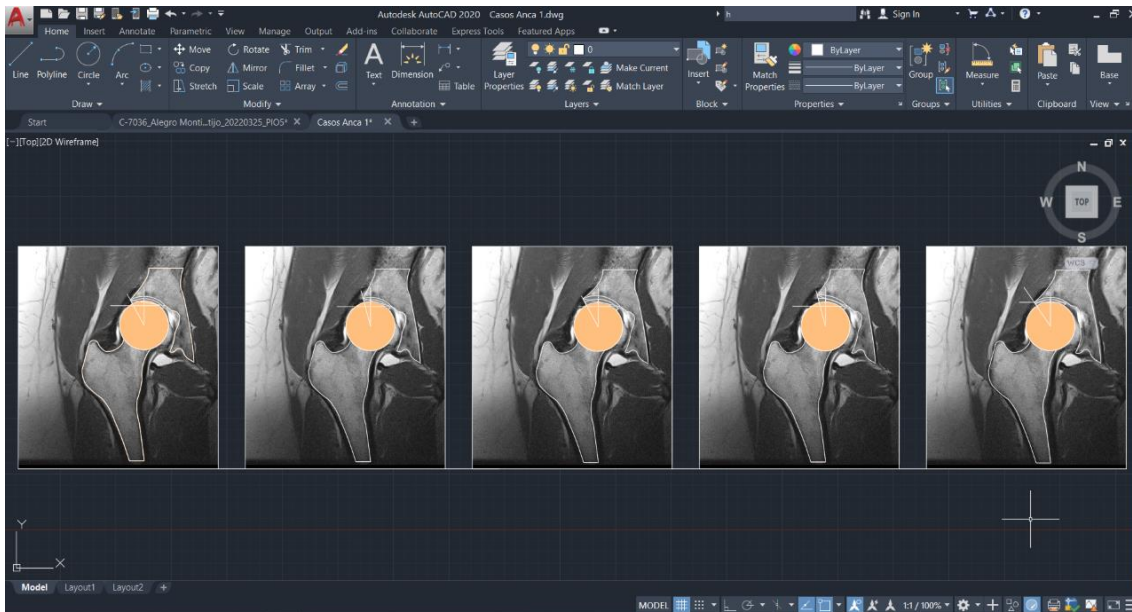


Figura 4.1 - Utilização das funcionalidades do software AutoCAD para segmentação manual da imagem de Ressonância Magnética obtida no plano coronal

No que concerne ao modelo geométrico bidimensional da anca, tem-se os seguintes resultados visualizados na Figura 4.2.

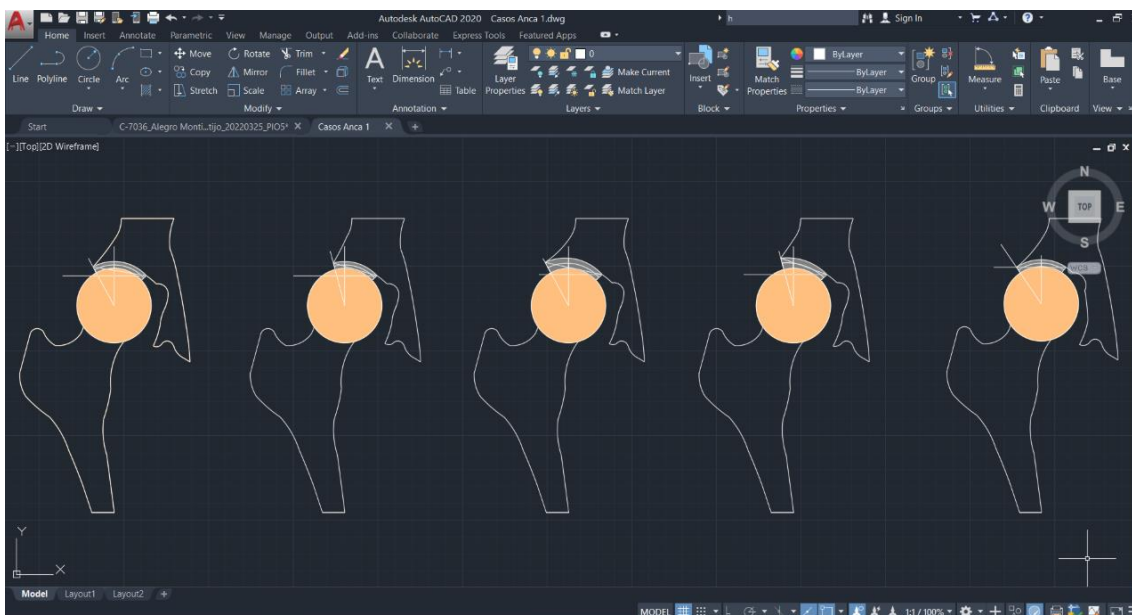


Figura 4.2 - Modelo geométrico bidimensional da anca obtido para cada caso, com recurso ao software AutoCAD. Da esquerda para a direita tem-se o Caso 1, Caso 2, Caso 3, Caso 4 e Caso Controle.

Os casos abordados são enumerados em seguida:

- **Caso 1**- Espessura da cartilagem articular constante e boa (normal) cobertura da cabeça femoral (Figura 4.3).
- **Caso 2** – Espessura da cartilagem articular constante, pouca cobertura da cabeça femoral (Figura 4.3).

- **Caso 3** - Cartilagem articular mais espessa lateralmente do que medialmente, boa cobertura da cabeça do fêmur (Figura 4.4).
- **Caso 4**- Cartilagem articular mais espessa lateralmente do que medialmente, pouca cobertura da cabeça do fêmur (Figura 4.4).
- **Caso Controle** – Espessura da cartilagem articular constante, sendo o caso com mais cobertura da cabeça femoral (Figura 4.5).

Os respectivos modelos geométricos bidimensionais obtidos para cada um dos casos estão ilustrados nas Figuras 4.3, 4.4 e 4.5, sendo que os mesmos foram indicados pelo cirurgião ortopédico, dado serem considerados relevantes para o estudo em causa.

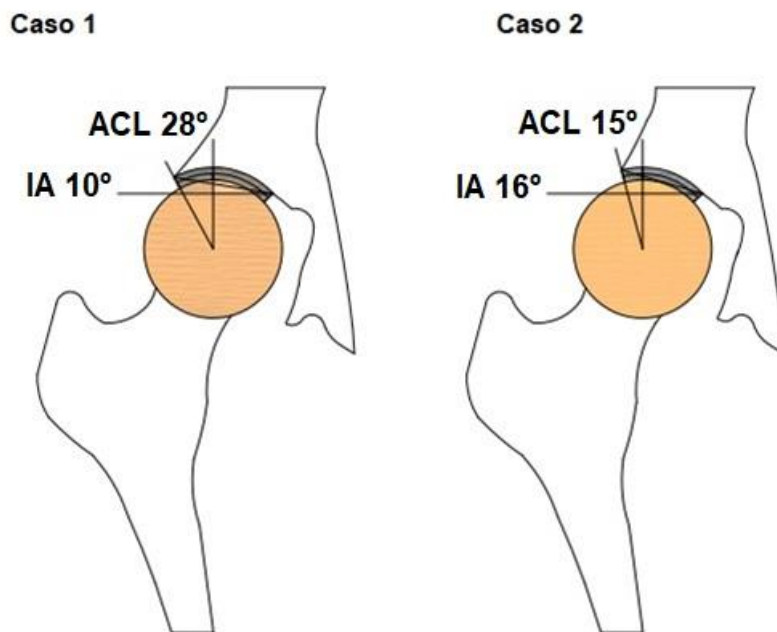


Figura 4.3 - À esquerda tem-se o modelo geométrico bidimensional para o Caso 1, com IA de 10° e ACL de 28°, considerado um caso normal, sem patologias associadas. À direita tem-se o modelo geométrico bidimensional para o Caso 2 com IA de 16° e ACL de 15°, considerado um caso com displasia da anca.

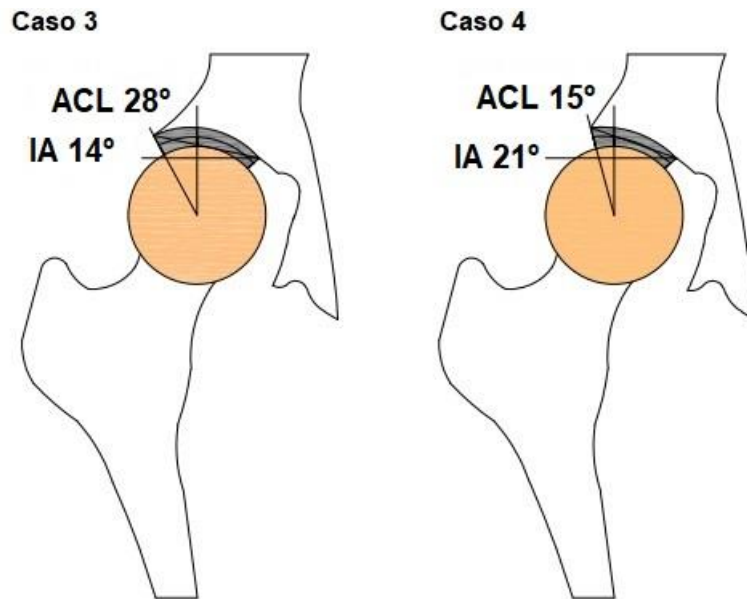


Figura 4.4 - À esquerda tem-se o modelo geométrico bidimensional para o Caso 3, com IA de 14° e ACL de 28°, considerado um caso intermédio, onde o CE está dentro dos valores normais, mas o IA não. À direita tem-se o modelo geométrico bidimensional para o Caso 4 com IA de 21° e ACL de 15°, elucidativo de um caso com displasia da anca.

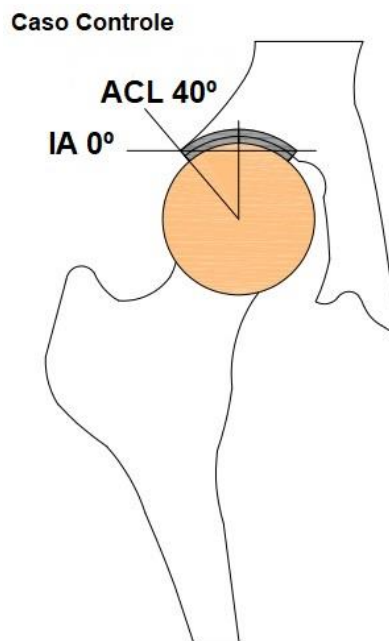


Figura 4.5 - Modelo geométrico bidimensional para o Caso de Controle com IA de 0° e ACL de 40°, considerado um caso normal sem patologias associadas.

Relativamente às dimensões da cartilagem articular dos modelos, tem-se que o Caso 1, o Caso 2 e o Caso Controle possuem uma espessura constante de 4mm. No Caso 3 e Caso 4 a espessura da cartilagem varia da região lateral para a medial. Os valores podem ser verificados nas seguintes Tabelas, sendo que os mesmos advêm da prática clínica:

Tabela 4.1 - Valores utilizados na espessura da cartilagem articular para o Caso 1 e Caso 2.

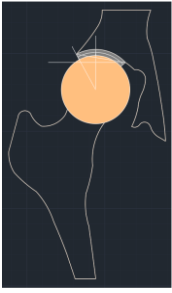
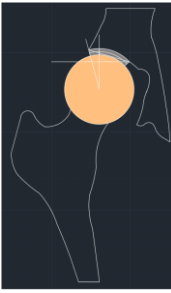
Caso 1	Espessura Cartilagem (mm)	Caso 2	Espessura Cartilagem (mm)
	Lateral		Lateral
	4		4
	Centro		Centro
	4		4
	Medial		Medial
4	4		

Tabela 4.2 - Valores utilizados na espessura da cartilagem articular para o Caso 3 e Caso 4.

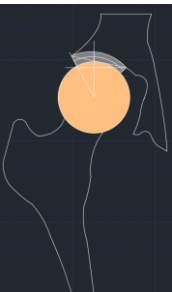
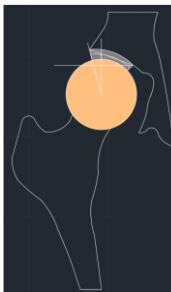
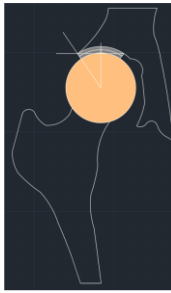
Caso 3	Espessura Cartilagem (mm)	Caso 4	Espessura Cartilagem (mm)
	Lateral		Lateral
	7		7
	Centro		Centro
	6		6
	Medial		Medial
4	4		

Tabela 4.3 - Valores utilizados na espessura da cartilagem articular para o Caso Controle.

Caso Controle	Espessura Cartilagem (mm)
	Lateral
	4
	Centro
	4
	Medial
4	

#### 4.1.1 Geração da Malha e Definição das Condições de Fronteira

O próximo passo consiste na modelação dos 5 casos através do software *Solidworks*, para dar início à simulação estática. Os modelos obtidos no AutoCAD foram inseridos no SolidWorks por forma a modelar as seguintes partes distintas, a cabeça do fémur, o fémur, o íliaco, a cartilagem acetabular e femoral. Procedeu-se à discretização geométrica do modelo desenvolvido, de forma a ser possível uma aproximação da solução desejada, através do MEF. Nesta etapa definiram-se os seguintes parâmetros:

- Densidade da malha de elementos finitos para cada caso, ou seja, o número de elementos finitos que o definem;
- Condições de fronteira;
- Condições de contacto entre cada caso;
- Propriedades mecânicas de cada material presente no modelo.

Posteriormente, detalhar-se-á a escolha dos parâmetros no software para a análise do modelo desenvolvido.

Como se mencionou anteriormente, no capítulo 2 (seção 2.1.3.1), cada anca está submetida a metade do peso corporal. Estimou-se o peso de 800N para um indivíduo. Deste modo, a Força de Reação na articulação da anca é de 400N. A força de reação na articulação da anca é colocada no centro da cabeça do fémur, com uma componente vertical, com o sentido ascendente e magnitude 400N. Como se tem uma articulação com deslizamento relativo entre a cartilagem femoral e cartilagem acetabular, tem-se presente a força de atrito que atua tangencialmente à superfície de deslizamento e, perpendicularmente à força normal [33]. Estas duas forças estão relacionadas através do coeficiente de atrito entre as superfícies. A força de reação na articulação é a soma da força de atrito entre os corpos em contacto com a normal. Como o atrito entre a cartilagem femoral e acetabular é de 0,01, a componente horizontal da força de reação é muito reduzida comparativamente com a componente normal, sendo que se pode desprezar [15]. Logo a força na articulação da anca será muito próxima da força normal, no que diz respeito à magnitude e direção. Por este motivo, se consideram que as forças de reação nas articulações atuam perpendicularmente à superfície da articulação e que a sua linha de ação passa pelo centro de curvatura da superfície [15].

#### **4.1.2 Densidade da Malha de Elementos Finitos**

No estudo concebido através da utilização do MEF (Solidworks Simulation), as malhas de elementos finitos dos modelos foram definidas usando as opções de Standard Mesh e High Mesh Quality, definida em 4 pontos Jacobianos, as quais facilitam a convergência de resultados. No processo de definição do refinamento das malhas de elementos finitos, foi estipulado o parâmetro Element Size, o qual controla a dimensão da aresta dos elementos tetraédricos.

Para avaliar a exatidão dos resultados obtidos com a malha caracterizada na Tabela 4.4, é realizado um estudo numérico de convergência de malha. Os resultados da simulação com diferentes refinamentos de malha, só são considerados equivalentes se variarem entre si com um erro relativo inferior a 5%. Os restantes resultados (com erro > 5%) devem ser excluídos do estudo, por não serem considerados suficientemente precisos [34]. Assim, com base no mesmo modelo sólido, procede-se ao refinamento de uma nova malha (Tabela 4.5). Como exemplo demonstrativo do refinamento da malha, apresenta-se na Figura 4.6 a malha do Caso 4. A malha mais refinada contém um total de 55805 elementos lineares tetraédricos, ao invés dos 7168 elementos contemplados na malha menos refinada.

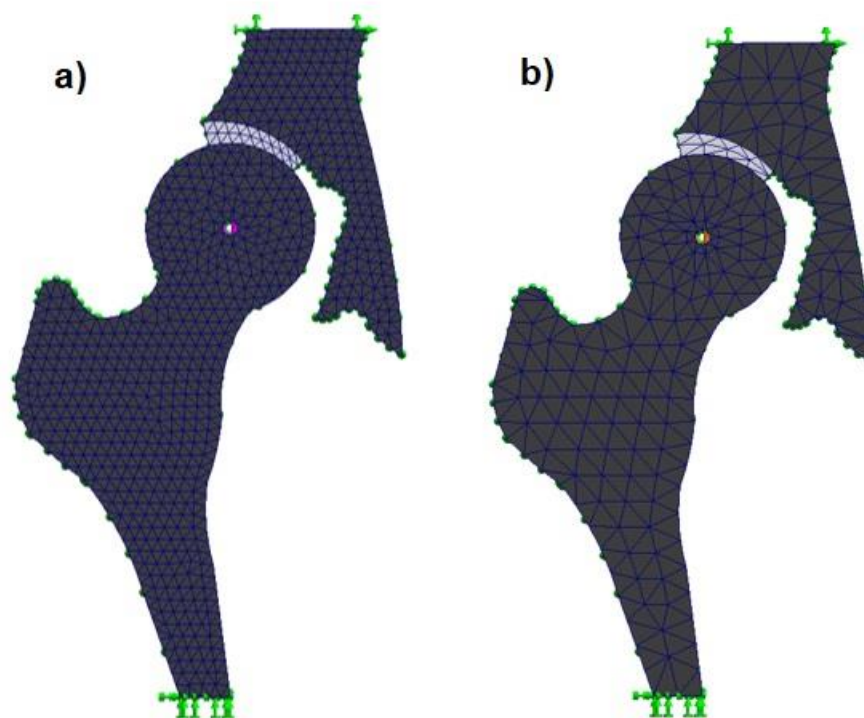


Figura 4.6 - Demonstração da malha do Caso 4: a) com refinamento e com 55805 elementos; b) sem refinamento e com 7168 elementos.

Tabela 4.4 - Caracterização da malha de elementos finitos menos refinada para cada caso.

Caso	Tamanho do elemento (mm)	Número total de nós	Número total de elementos
Caso 1	7,72	12060	7276
Caso 2	7,71	11558	6931
Caso 3	7,76	11520	6862
Caso 4	7,72	11887	7168
Caso Controle	7,76	11900	7145

Tabela 4.5 - Caracterização da malha de elementos finitos mais refinada gerada para cada caso.

Caso	Tamanho do elemento (mm)	Número total de nós	Número total de elementos
Caso 1	3,43	82732	55084
Caso 2	3,43	83309	55728
Caso 3	3,44	83487	55635
Caso 4	3,42	83406	55805
Caso Controle	3,45	84910	56768

Os valores da Tensão de Von Mises, Deformação e deslocamento horizontal máximos referentes aos cinco casos, podem ser visualizados na Tabela 4.6, na qual se exerce o termo comparativo entre as duas malhas salientadas.

Tabela 4.6 - Valores máximos da Tensão de Von Mises, Deformação e Deslocamento Horizontal UX, para a malha menos refinada e para a malha real (mais refinada).

Caso		Tensão Máxima (MPa)	Deformação Máxima	Deslocamento UX Máximo (mm)
Caso 1	Malha real	3,520	$6,045 \times 10^{-2}$	0,7917
	Malha menos refinada	1,886	$5,482 \times 10^{-2}$	0,6881
Caso 2	Malha real	2,039	$7,889 \times 10^{-2}$	1,264
	Malha menos refinada	1,909	$6,261 \times 10^{-2}$	1,142
Caso 3	Malha real	2,101	$5,808 \times 10^{-2}$	1,069
	Malha menos refinada	1,751	$4,826 \times 10^{-2}$	0,955
Caso 4	Malha real	2,455	$5,822 \times 10^{-2}$	1,767
	Malha menos refinada	2,320	$4,914 \times 10^{-2}$	1,662
Controle	Malha real	4,338	$5,180 \times 10^{-2}$	0,6851
	Malha menos refinada	2,992	$4,637 \times 10^{-2}$	0,5913

Com uma malha mais refinada, são obtidos diferentes resultados, para os valores máximos do deslocamento horizontal, quando comparados com os deslocamentos na malha menos refinada. Como exemplo, no Caso 4 tem-se que o deslocamento horizontal máximo foi de 1,767 mm para a malha mais refinada e de 1,662 mm para a menos refinada. Porém, o erro relativo é de 5,94%, como se pode verificar na Tabela 4.7. Tal facto é sugestivo, de que a malha menos refinada não é capaz de fornecer um estado de convergência com precisão suficiente, de forma a atingir um erro relativo menor que 5%, sendo necessário um maior refinamento da malha. No caso em estudo, optou-se por realizar as simulações com a malha mais refinada (malha real). Dado que não existiram obstáculos no decorrer da simulação, elegeu-se o maior refinamento permitido no software SolidWorks.

Tabela 4.4 - Erro relativo no deslocamento horizontal máximo, entre a malha real e a malha menos refinada.

Caso	Erro Relativo no Deslocamento Horizontal
Caso 1	13,09 %
Caso 2	9,65 %
Caso 3	10,66 %
Caso 4	5,94 %
Caso Controle	13,69 %

### 4.1.3 Condições de Fronteira

Relativamente à definição das condições de fronteira fixas, as quais impedem quaisquer movimentos de translação e de rotação, estas foram aplicadas na superfície superior do osso ilíaco e fêmur, ou seja, numa região distante da estrutura da cabeça do fêmur e cartilagem do fêmur, de forma a não restringir o seu movimento. As condições de fronteira experimentadas podem ser observadas na figura 4.7, estando representadas pelas setas a verde.

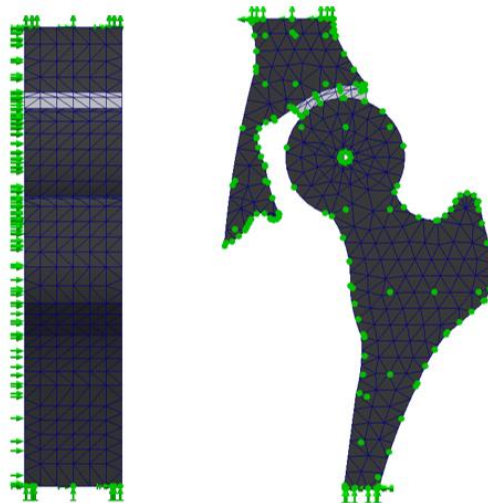


Figura 4.7 - Vista lateral com a espessura do modelo de 40mm e vista posterior onde se pode visualizar a implementação da Fixture “Roller/Slider” e da Fixture “Fixed Geometry” na região distal do fêmur e na região superior do ilíaco. O diâmetro da cabeça do fêmur é de 48mm.

Considerou-se a parte distal do fêmur encastrada, “Fixed Geometry”, como se pode visualizar na Figura 4.8, de modo a constringir movimentos translacionais e rotacionais nos três eixos coordenados, bem como a região superior do ilíaco. Na região posterior do fêmur, cabeça do fêmur, cartilagem femoral, cartilagem acetabular e ilíaco utilizou-se a Fixture “Roller/Slider” que restringe o movimento perpendicular a essa região (Figura 4.7). Ou seja, o plano da face posterior não pode encolher ou expandir quando submetido a carga.

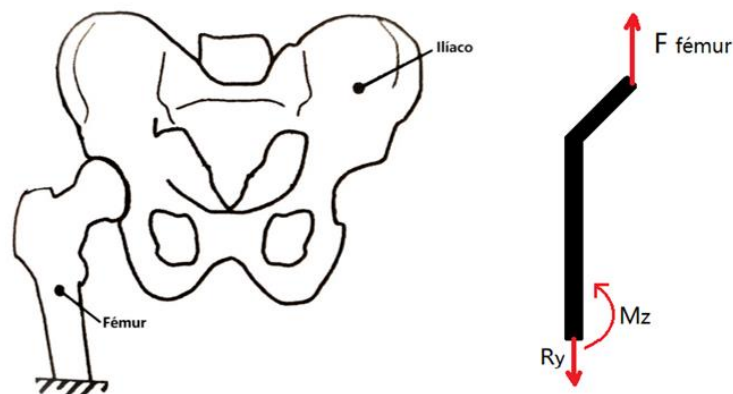


Figura 4.8 - Diagrama de corpo livre do fêmur encastrado na região distal.  $F$  fémur traduz a força exercida no centro da cabeça do fémur e  $R_y$  a força de reação na região distal encastrada do fémur.  $M_z$  é o momento realizado pela força  $F$  fémur em relação ao encastramento. Adaptado de [9].

#### 4.1.4 Condições de contacto – Definição de Interfaces

Visto existir contacto, tiveram que se definir as superfícies onde ocorre o contacto. No que diz respeito à escolha dos contactos entre as superfícies, tem-se que:

O contacto ocorre entre a superfície da cartilagem do acetábulo e a superfície da cartilagem do fémur. A cartilagem do acetábulo considerou-se estar rigidamente ligada ao acetábulo e a cartilagem do fémur considerou-se estar rigidamente ligada à cabeça do fémur. Entre as duas cartilagens, elegeu-se o contato “No Penetration” (segundo a ferramenta Contact Sets), sem atrito entre as duas superfícies. A opção de atrito aumenta o esforço computacional de cada análise. Simultaneamente, desconhecia-se o coeficiente de atrito exato usado na situação específica. Este tipo de contato evita a interferência entre as duas superfícies, e permite que duas ou mais faces se toquem e desenvolvam pressões/forças de contato, bem como se afastem uma da outra. Não permite que as duas faces fluam uma para a outra e ocupem o mesmo espaço juntas. Nas opções avançadas, selecionou-se o “Surface to Surface”. Esta é uma opção mais generalizada que fornece resultados mais precisos. O software aplica um algoritmo entre as duas superfícies que requer mais tempo despendido durante a simulação.

O contacto definido entre a cabeça do fémur e cartilagem femoral foi do tipo “Bonded” (segundo a ferramenta Contact Sets). O tipo “Bonded” faz com que a face da cabeça do fémur que se encontra em contacto com a face da cartilagem femoral permaneçam ligadas, forçando o espaço entre as duas superfícies, caso exista, a manter-se do mesmo tamanho, independentemente das cargas colocadas durante a análise. Entre a cartilagem acetabular e o acetábulo o contacto definido também é do tipo “Bonded”, pela mesma razão descrita no parágrafo anterior.

#### 4.1.5 Propriedades dos Materiais

Na simulação considerou-se o osso como elástico linear com  $E = 1 \text{ GPa}$  e  $\nu = 0,3$ . As propriedades atribuídas para as cartilagens são  $E = 1,67 \text{ MPa}$  e  $\nu = 0,25$  [35]. A cartilagem articular é um material bifásico com comportamento dependente do tempo. No entanto, a frequência de carga para atividades normais, como andar e sentar, é da ordem de 1 Hz, portanto o comportamento dependente do tempo pode ser desprezado [1]. Deste modo, a natureza linear elástica dos materiais presentes nos modelos, facilita o processamento computacional das simulações numéricas, sem colocar em causa a exatidão dos valores.



## 5 Resultados

Este capítulo apresenta os resultados obtidos relativamente à simulação pelo MEF do modelo da articulação da anca. Nesta segunda fase do trabalho, foram analisados os deslocamentos máximos e mínimos laterais gerados ao nível da cabeça e cartilagem femorais na fase de apoio das duas pernas, em posição estática. Foram recolhidas as tensões máximas equivalentes de Von Mises, induzidas nos vários elementos em estudo. Com recurso ao Simulation que está integrado na interface do software SolidWorks, procede-se à análise através do MEF dos cinco casos demonstrados no capítulo 4. O Simulation utiliza ferramentas de análise estrutural que empregam a Análise de Elementos Finitos para prever, na realidade, o comportamento físico de um produto, testando virtualmente modelos CAD.

Os valores de tensão, deformação e deslocamento das estruturas em estudo, foram obtidos através da ferramenta “Probe Result On selected entities” presente no Solidworks Simulation. Com recurso a esta, seleciona-se a estrutura pretendida (o que equivale a todos os nós e elementos integrados na estrutura). De seguida, o software tem a função de examinar todos os nós que fazem parte da estrutura selecionada, e efetuar o cálculo do valor médio de entre os diversos nós, bem como os valores máximo e mínimo.

### 5.1 Caso 1

#### 5.1.1 Tensões induzidas

Os resultados obtidos quanto à tensão de Von Mises máxima foram dispostos, primeiramente, ao nível do valor máximo adquirido na estrutura completa. De seguida, destacou-se a individualização dos restantes componentes com o respetivo valor máximo da tensão de Von Mises.

O valor máximo da tensão de Von Mises, verificado no modelo da anca, está disposto sobre o osso íliaco, na região lateral do osso com o valor de 3,520 MPa. (Figura 5.1).

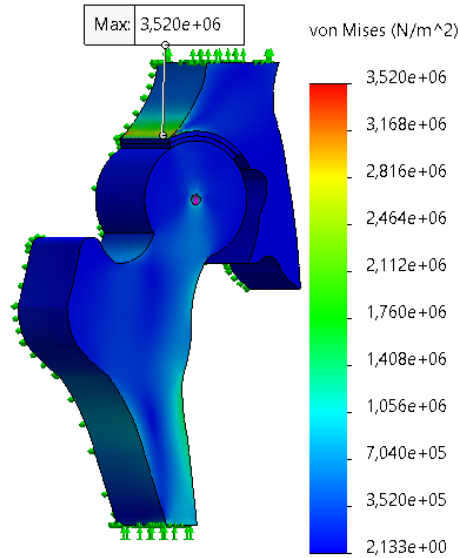


Figura 5.1- Valor máximo da tensão de Von Mises de 3,520 MPa obtido no modelo da anca, disposto sobre o osso ilíaco, na região lateral

O resultado obtido para a magnitude da tensão de Von Mises máxima na cartilagem femoral possui o valor de  $1,247 \times 10^{-1}$  MPa, disposto na região ântero-lateral. A tensão de Von Mises máxima, na cartilagem do acetábulo possui o valor de  $1,339 \times 10^{-1}$  MPa na região ântero-lateral. Ambos os valores podem ser visualizados na Figura 5.2.

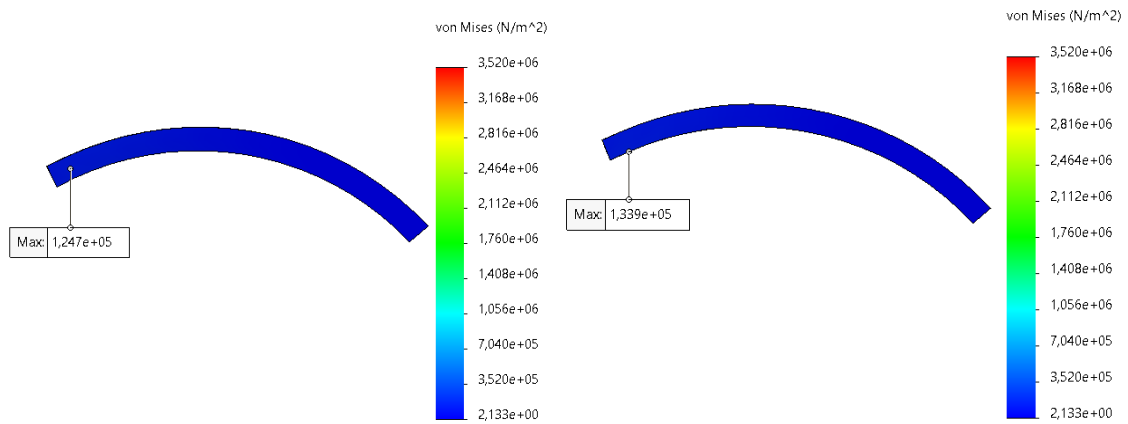


Figura 5.2 -Tensão de Von Mises máxima para a cartilagem femoral com o valor de  $1,247 \times 10^{-1}$  Mpa, (à esquerda). À direita, tem-se a tensão de Von Mises máxima para a cartilagem do acetábulo com o valor de  $1,339 \times 10^{-1}$  Mpa.

Por último, a Figura 5.3 representa a magnitude da tensão de Von Mises máxima no fêmur exibindo o valor 1,632 MPa.

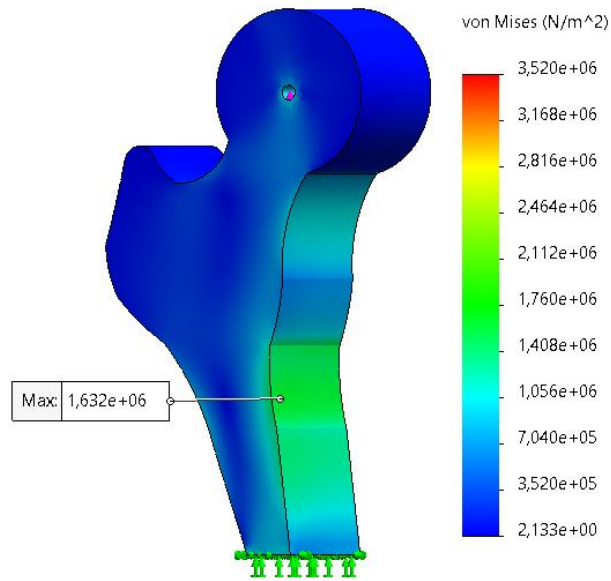


Figura 5.3 - Tensão de Von Mises máxima no fêmur com o valor de 1,632 MPa na zona distal.

A tensão de Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral está descrita na Figura 5.4, sendo que a tensão máxima ocorre na região lateral, decrescendo sucessivamente. A região medial da cartilagem femoral está disposta a valores baixos de tensão.

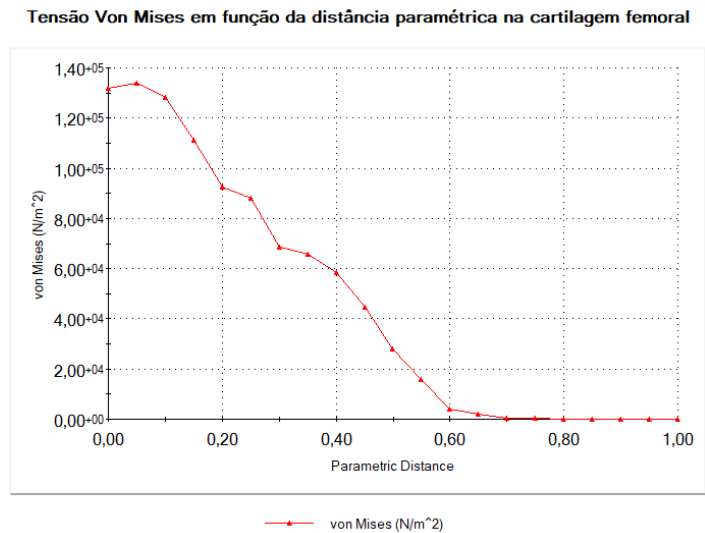


Figura 5.4 -Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral, da região lateral para a medial.

A tensão de Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem acetabular está descrita na Figura 5.5, onde o valor máximo atingido é menor que o valor máximo na cartilagem femoral.

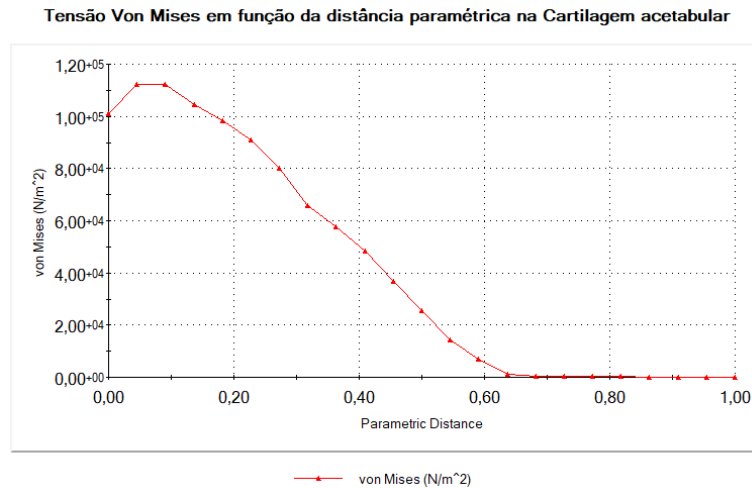


Figura 5.5 -Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem acetabular, da região lateral para a medial.

A região da cartilagem articular sujeita a maiores tensões é a região lateral, sendo que a concentração de tensões está entre a região lateral e central. Na região medial, a tensão é muito reduzida. Este comportamento deve-se ao facto da secção resistente da estrutura óssea da anca, localizada acima da região lateral da cartilagem articular, ser muito menor do que a secção resistente da estrutura óssea da anca situada acima da região medial da cartilagem articular. Como a tensão representa as forças internas que atuam numa determinada área, e como a área acima da região lateral da cartilagem é muito menor, do que a área acima da região medial da cartilagem, a tensão aumenta.

### 5.1.2 Deformações

Relativamente às deformações máximas estabelecidas no modelo da anca, tem-se que o valor máximo da deformação ocorreu na superfície côncava da cartilagem do acetábulo com o valor de  $6,045 \times 10^{-2}$ , como demonstrado na Figura 5.6.

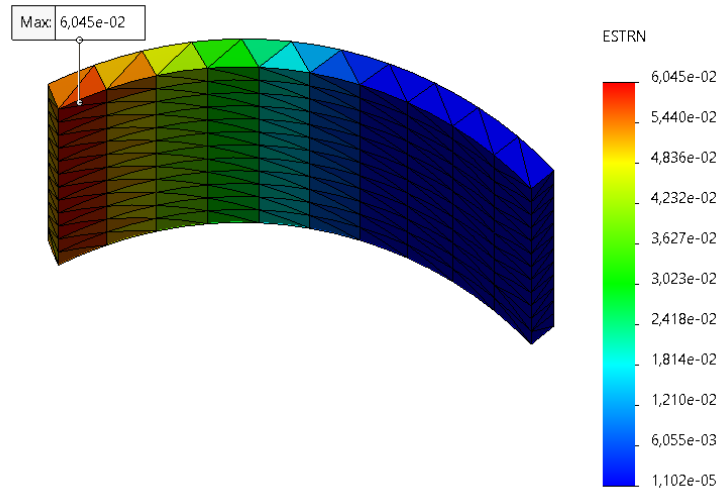


Figura 5.6 – Valor máximo da deformação na superfície côncava da cartilagem do acetábulo com o valor de  $6,045 \times 10^{-2}$ .

Por sua vez, a cartilagem femoral destacou o valor de  $5,930 \times 10^{-2}$  como valor máximo de deformação, na região ântero-lateral (Figura 5.7).

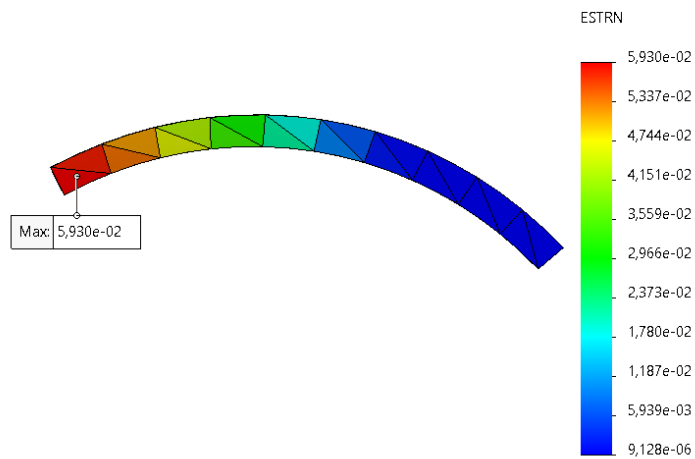


Figura 5.7 - Valor máximo da deformação da cartilagem femoral com o valor de  $5,930 \times 10^{-2}$ .

Relativamente ao fêmur, este atingiu o valor máximo de deformação,  $1,339 \times 10^{-3}$ , na região distal e medial, sensivelmente na mesma zona onde está presente a tensão máxima de Von Mises (Figura 5.8).

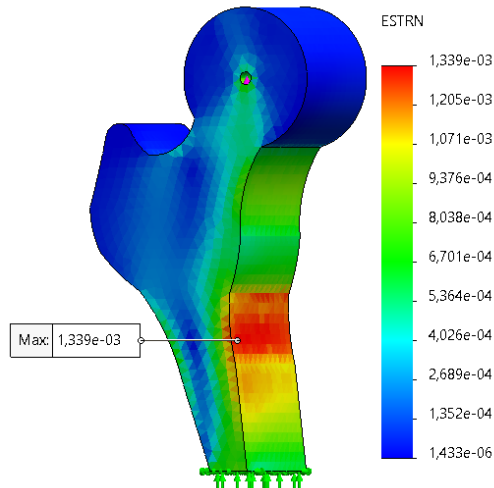


Figura 5.8 - Deformação máxima no fémur com o valor  $1,339 \times 10^{-3}$ .

### 5.1.3 Deslocamentos

Os deslocamentos dos nós que compõem a estrutura foram analisados na direção horizontal, UX, sendo que daqui em diante, notar que o sinal menos indica que o movimento ocorreu no sentido negativo do eixo horizontal, ou seja, a cabeça do fémur moveu-se lateralmente. A Figura 5.9 ilustra o nó com o maior valor do deslocamento na direção horizontal, sendo que este se situa na face superior da cartilagem femoral com o valor de 0,7917 mm.

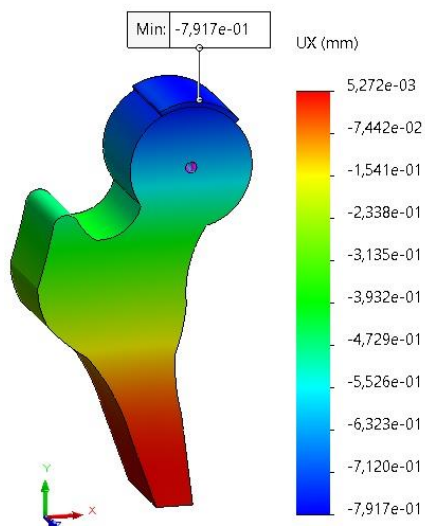


Figura 5.9 - O nó com maior valor de deslocamento na direção horizontal tem o valor de 0,7917 mm.

De forma a compreender como os deslocamentos dos nós variam na estrutura representada, elegeu-se a face e aresta (superior) anteriores da cartilagem femoral e a aresta anterior da cabeça do fémur como referência, já que a cartilagem femoral e a região superior da

cabeça do fémur são as regiões proeminentes neste estudo, pois são as que possuem maiores deslocamentos laterais. A razão para se poder restringir o estudo do deslocamento dos nós apenas a uma face, deve-se ao facto do comportamento dos nós (pertencentes a essa face), segundo o eixo Y e X, se manter idêntico no restante material ao longo do eixo Z. Portanto, depreende-se que existe uma tendência referente ao deslocamento dos nós. A mesma ideia de raciocínio é aplicada na análise dos restantes casos.

Na figura 5.10, está representada a face frontal da cartilagem do fémur, onde o nó com maior deslocamento lateral situa-se superiormente, sensivelmente a meio, com o valor de 0,7896mm. O nó com menor deslocamento horizontal, está localizado medialmente na região inferior da cartilagem femoral, com o valor de 0,7206mm.

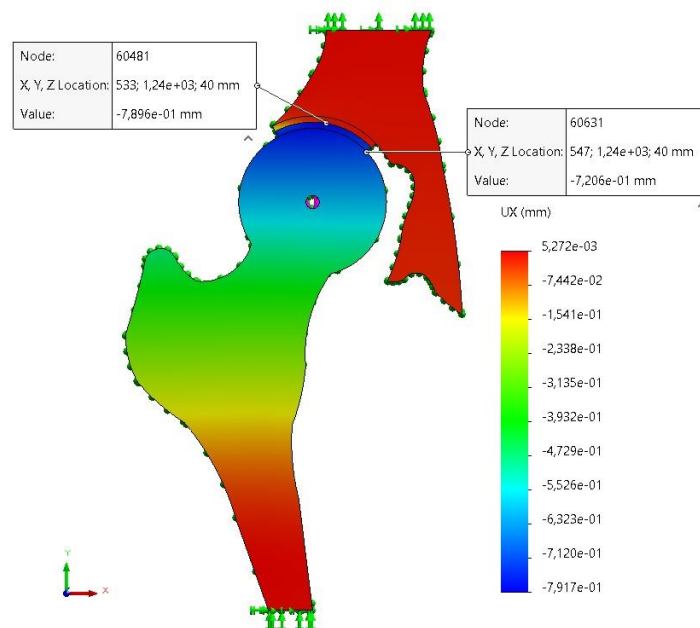


Figura 5.10 - O nó com maior valor de deslocamento na direção horizontal tem o valor de 0,7896 mm e o nó com o valor mínimo de deslocamento 0,7206 mm.

O seguinte gráfico (Figura 5.11) apresenta o deslocamento horizontal UX (mm) dos nós da aresta superior anterior da cartilagem femoral, em função da distância paramétrica do lado lateral para o medial, da cartilagem femoral. Através da análise do deslocamento dos nós, constatou-se que o deslocamento horizontal diminui no início, de seguida aumenta até atingir o valor máximo de 0,7896 mm e a partir desse valor, ocorre um decréscimo no valor dos deslocamentos.

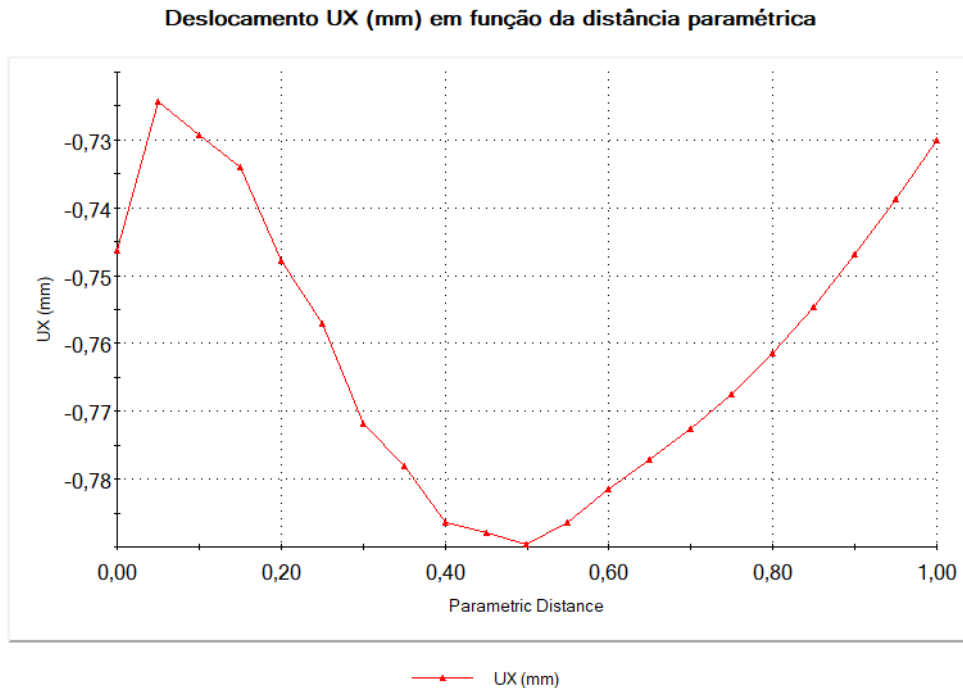


Figura 5.11 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial, da aresta superior anterior da cartilagem femoral.

Através da verificação do gráfico apresentado na Figura 5.12, denota-se também que o deslocamento dos nós aumenta, na direção vertical (altura), à medida que nos afastamos da região superior da cabeça do fémur. Ou seja, os nós com maior deslocamento são os nós superiores, os que se situam na proximidade da zona de contacto entre as cartilagens, e os nós com menor deslocamento são os que se encontram rigidamente ligados à cabeça do fémur.

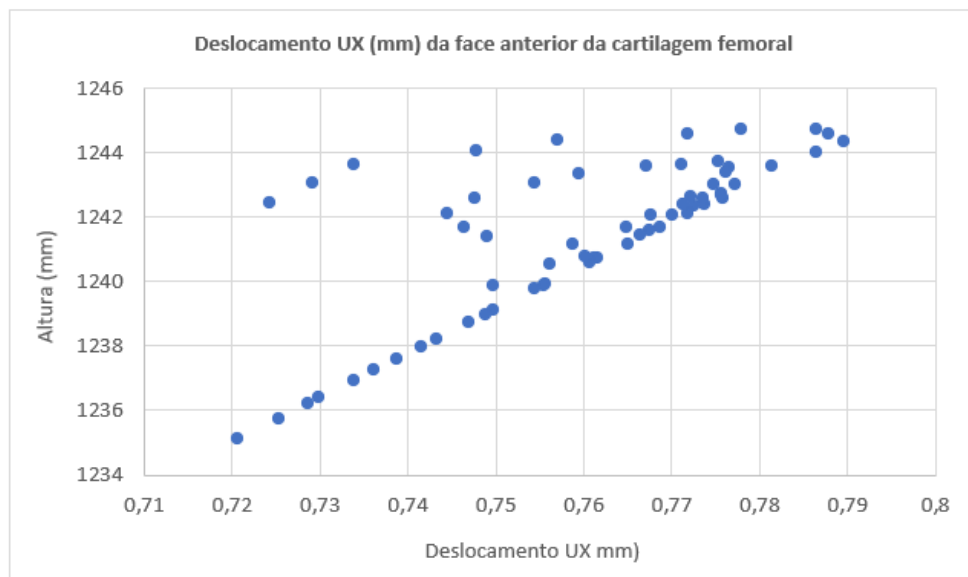


Figura 5.12 - Gráfico dos valores da altura (mm) em função dos deslocamentos horizontais UX (mm) dos nós da face anterior da cartilagem femoral.

O deslocamento máximo horizontal UX (mm), da aresta anterior da cabeça do fêmur (sublinhada a preto) possui o valor de 0,7771 mm e pode ser visualizado na Figura 5.13.

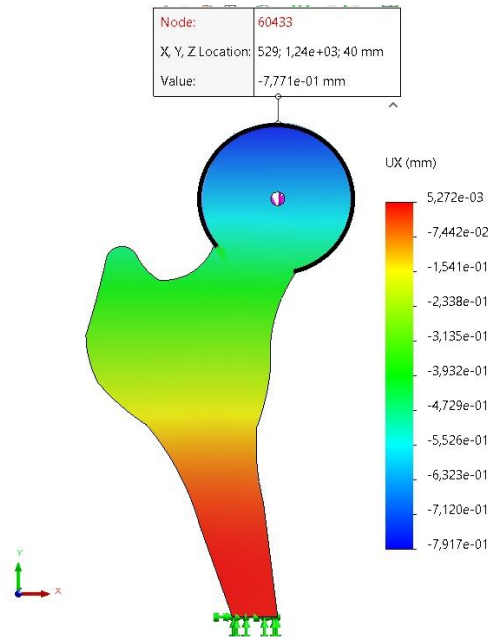


Figura 5.13 - Deslocamento máximo horizontal UX (mm), na aresta anterior da cabeça do fêmur (sublinhada a preto), com o valor de 0,7771 mm.

Quanto aos deslocamentos horizontais UX (mm) dos nós da aresta anterior da cabeça do fêmur, o seu comportamento está descrito na Figura 5.14, onde é notável que o deslocamento horizontal dos nós aumenta desde a região lateral do colo do fêmur, até ao ponto com deslocamento máximo (0,7771 mm), e diminui posteriormente.

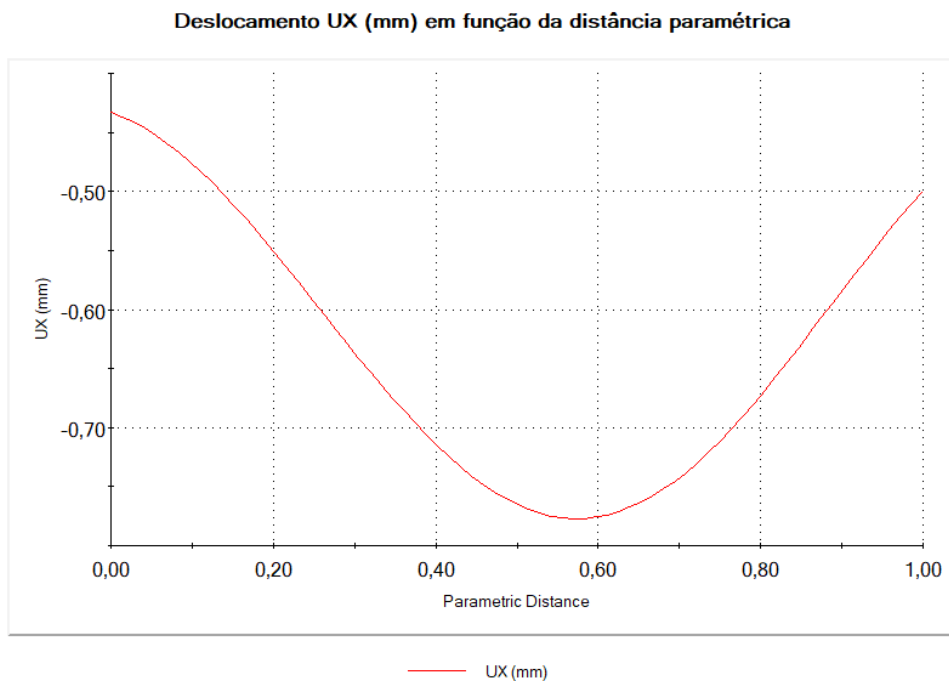


Figura 5.14 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta anterior da cabeça do fêmur.

### 5.1.3.1 Deslocamento vertical UY

Os deslocamentos dos nós que compõem a estrutura foram analisados na direção vertical, UY. A Figura 5.15 ilustra o nó com o maior valor de deslocamento na direção vertical, sendo que este se situa na região medial da aresta anterior da cabeça do fémur, com o valor de 0,3291 mm.

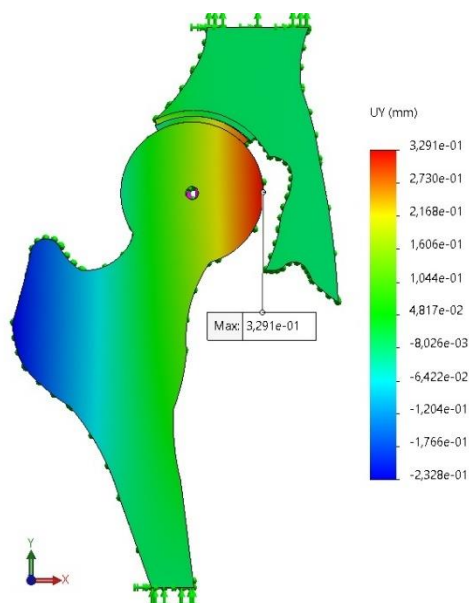


Figura 5.15 – Deslocamento máximo vertical UY, situado na região medial da cabeça do fémur.

No que diz respeito à análise da face anterior da cartilagem femoral, denota-se que o valor máximo do deslocamento UY, 0,2931 mm, surge na região ântero-medial. O valor mínimo,  $-8,335 \times 10^{-2}$ , situa-se na região ântero-lateral, (Figura 5.16).

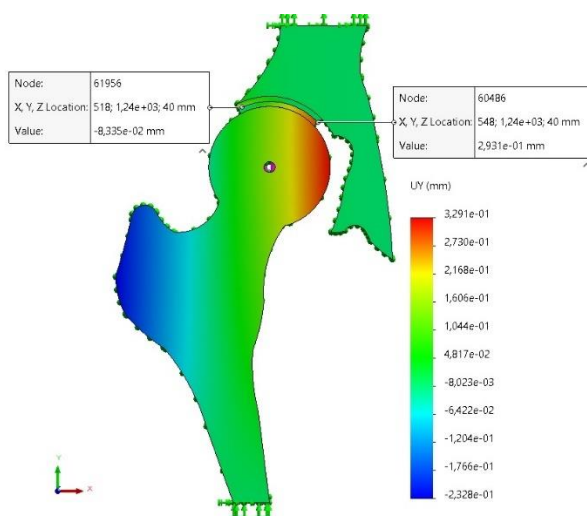


Figura 5.16 - Deslocamento vertical UY máximo (0,2931 mm) e mínimo ( $-8,335 \times 10^{-2}$ ) da face anterior da cartilagem femoral.

O seguinte gráfico (Figura 5.17), apresenta o deslocamento vertical UY (mm) dos nós da aresta superior anterior da cartilagem femoral, em função da distância paramétrica do lado lateral

para o medial. Através da análise do deslocamento dos nós que compõem a estrutura em causa, constatou-se que o deslocamento vertical aumenta sucessivamente, após o valor mínimo ( $-8,335 \times 10^{-2}$ ).

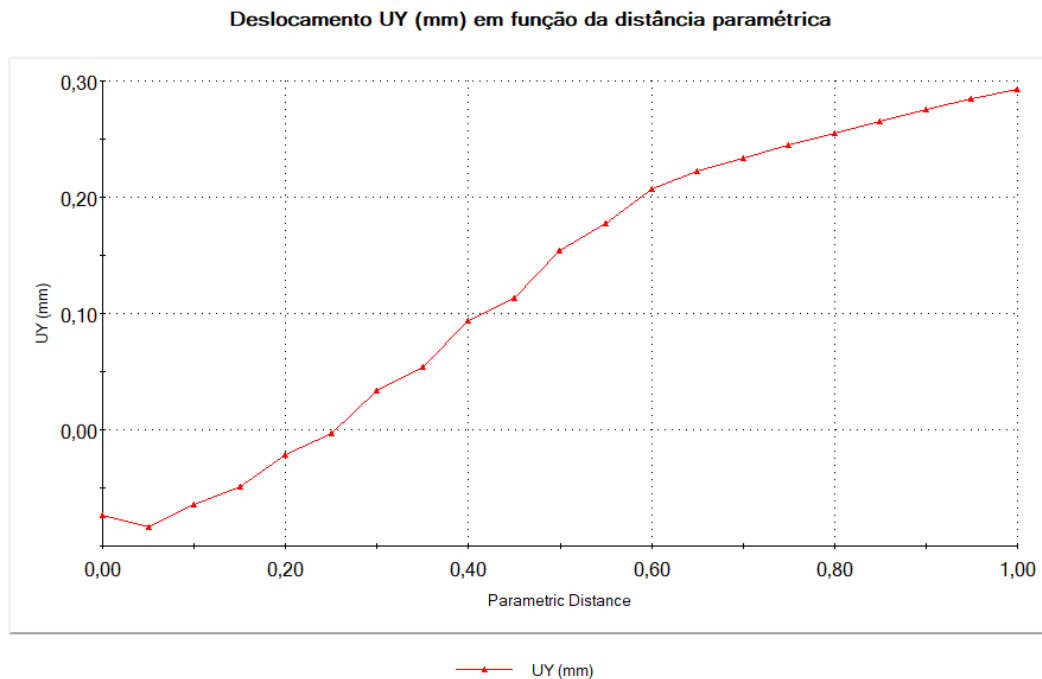


Figura 5.17 -Deslocamento vertical dos nós da aresta anterior superior da cartilagem femoral.

Quanto aos deslocamentos verticais UY (mm) dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur, o seu comportamento está descrito no gráfico da Figura 5.18, sendo que o deslocamento UY varia em função da distância paramétrica da aresta anterior, da região medial para a região lateral. É notável que o deslocamento vertical dos nós aumenta na região medial da cabeça do fémur, até ao ponto com deslocamento máximo (0,3291 mm), e diminui posteriormente.

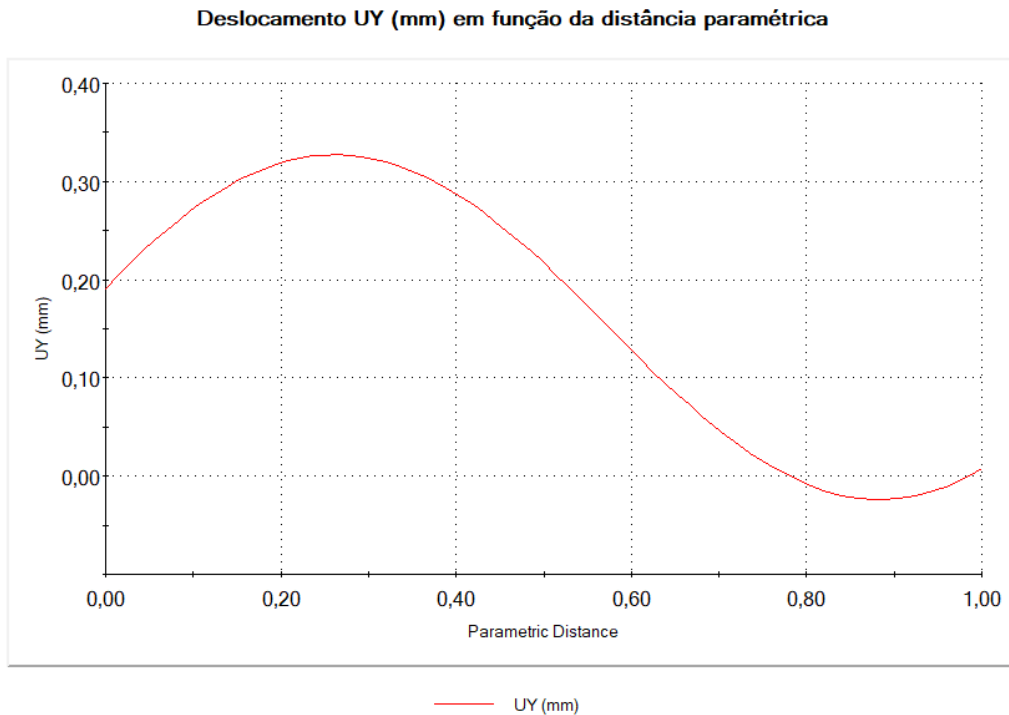


Figura 5.18 -Deslocamento vertical dos nós da aresta anterior da cabeça do fêmur, da região medial para a região lateral.

### 5.1.3.2 Deslocamento resultante URES

Os deslocamentos resultantes, URES, dos nós que compõem a estrutura foram analisados. A Figura 5.19 ilustra o nó com o maior valor de deslocamento resultante, sendo que este se situa na superfície superior da cartilagem femoral, com o valor de 0,8106 mm.

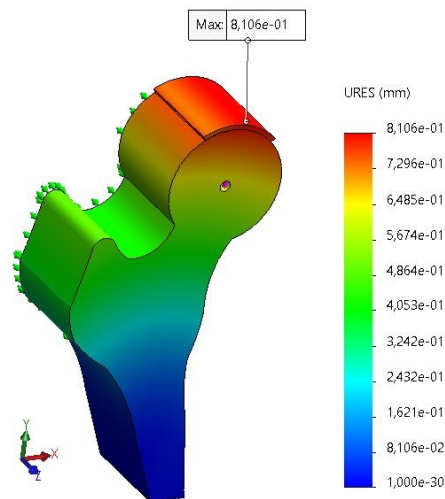


Figura 5.19 - Deslocamento resultante máximo situado na superfície superior da cartilagem femoral.

No que diz respeito ao valor dos deslocamentos nodais resultantes, na face anterior da cartilagem femoral, verifica-se que o deslocamento máximo ocorre, sensivelmente a meio com o valor de 0,8086 mm e o deslocamento mínimo surge na região lateral com o valor de 0,7322 mm, Figura 5.20.

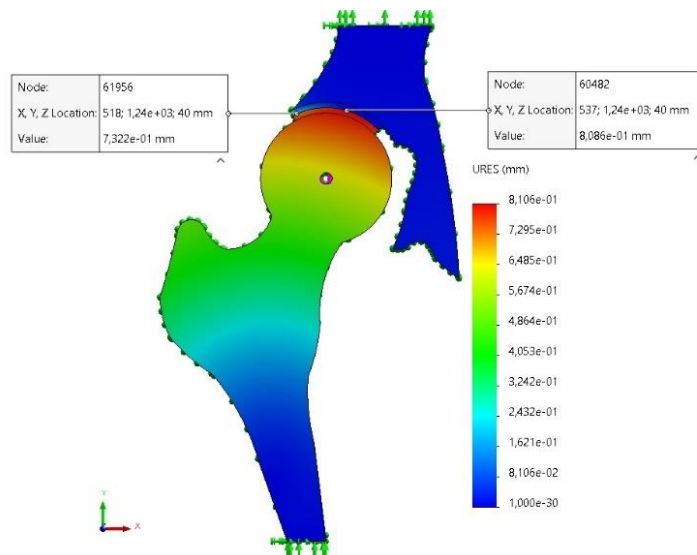


Figura 5.20 -Deslocamento resultante máximo e mínimo localizado na face anterior da cartilagem femoral.

O seguinte gráfico (Figura 5.21) apresenta o deslocamento resultante dos nós da aresta superior anterior da cartilagem femoral, em função da sua distância paramétrica do lado lateral para o medial. Através da análise do deslocamento dos nós, constatou-se que o deslocamento resultante diminui no início, até atingir o valor mínimo (0,7322 mm), de seguida aumenta até atingir o valor máximo (0,8086 mm), e a partir desse valor, ocorre um decréscimo no valor dos deslocamentos.

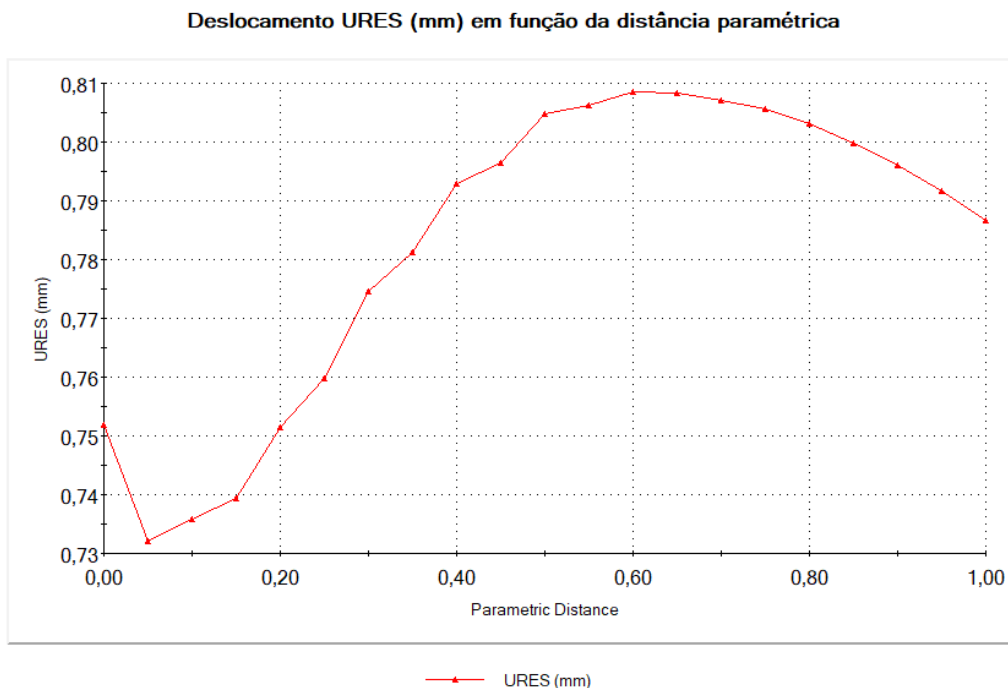


Figura 5.21 -Gráfico com o deslocamento resultante, URES, em função da distância paramétrica da cartilagem femoral, da região lateral para a região medial.

O deslocamento máximo resultante, da aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto) possui o valor de 0,7962 mm e pode ser visualizado na Figura 5.22.

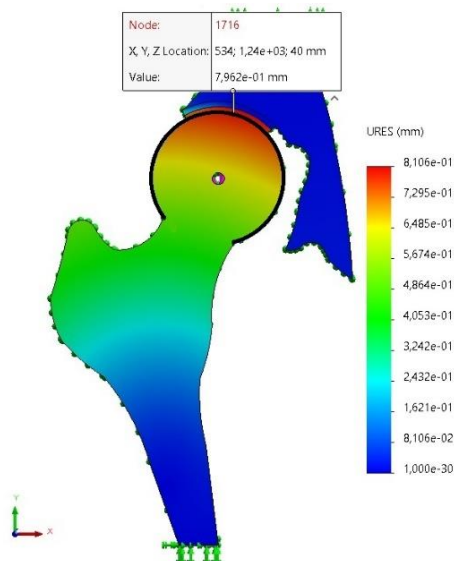


Figura 5.22 - Deslocamento máximo resultante na aresta anterior da cabeça do fêmur, localizado na região superior.

O comportamento do deslocamento resultante dos nós da aresta anterior da cabeça do fêmur, está descrito na Figura 5.23, onde é notável que o deslocamento resultante dos nós aumenta desde a região lateral do colo do fêmur, até ao ponto com deslocamento máximo (0,7962 mm), e diminui posteriormente.

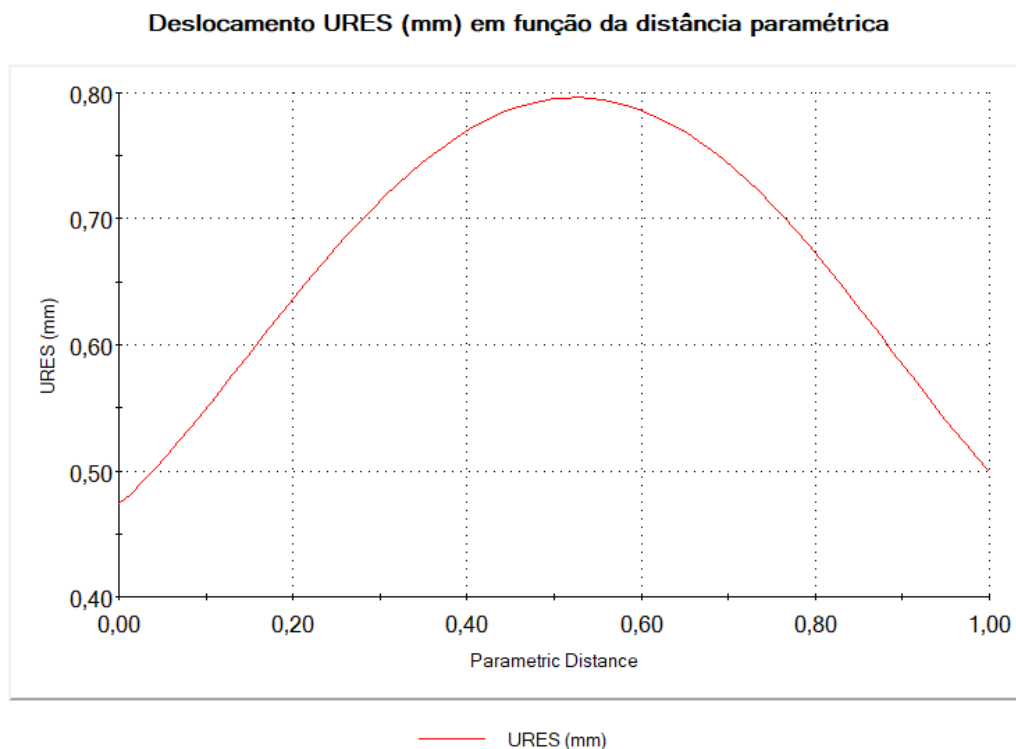


Figura 5.23 - Deslocamento resultante da aresta anterior da cabeça do fêmur.

Na seguinte Figura 5.24, pode ver-se o descolamento que sucedeu após a simulação, na região medial, entre a cartilagem femoral e acetabular, bem como a migração da cartilagem

femoral, ultrapassando os limites da cartilagem acetabular. As linhas azuis a tracejado (imagem da direita), indicam a posição inicial da cartilagem femoral, acetabular e da cabeça do fêmur, antes da atuação da força de compressão axial.

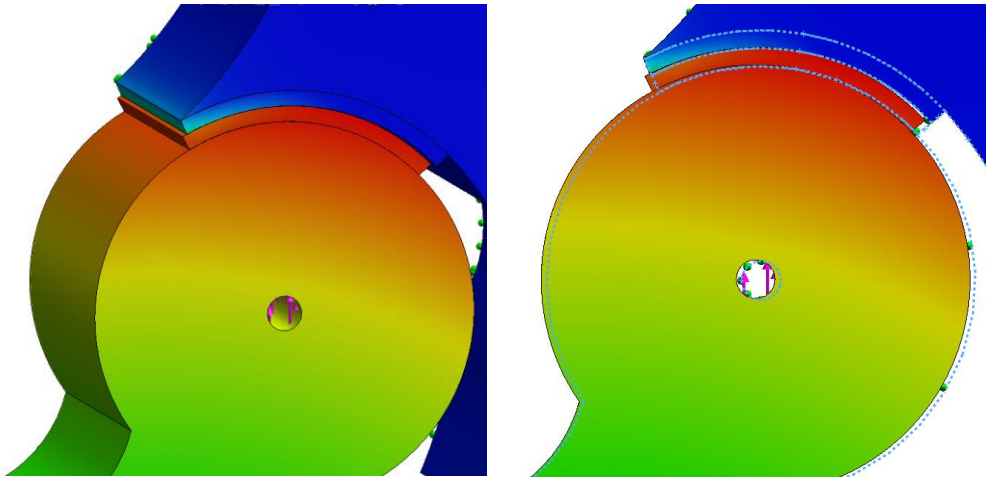


Figura 5.24 - Diferença na posição da cartilagem femoral, comparativamente com a acetabular (à esquerda). Descolamento na região medial entre a cartilagem femoral e acetabular (à direita).

## 5.2 Caso 2

### 5.2.1 Tensões induzidas

No seguinte caso, os resultados obtidos quanto à tensão de Von Mises máxima foram dispostos, primeiramente, ao nível do valor máximo adquirido na estrutura completa. De seguida, destacou-se a individualização dos restantes componentes com o respetivo valor máximo da tensão de Von Mises. A tensão máxima de Von Mises no fémur foi detetada na região distal do fémur, com o valor máximo é de 2,039 MPa como demonstrado na Figura 5.25.

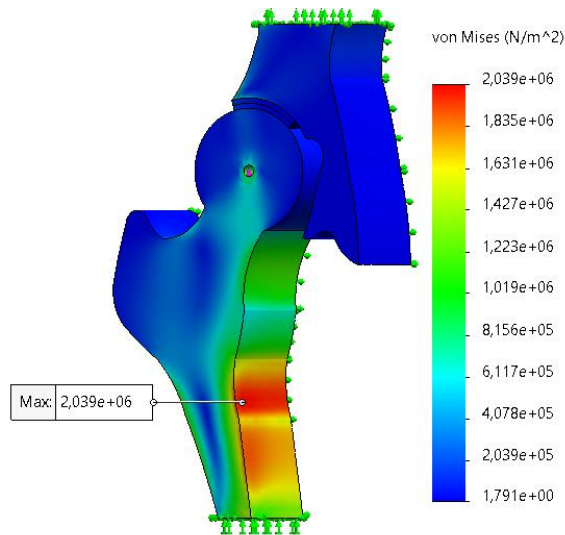


Figura 5.25 - Valor máximo da tensão de Von Mises de 2,039 MPa obtido no modelo da anca, disposto sobre o fémur distal.

A magnitude da tensão de Von Mises máxima na cartilagem do fémur situa-se na região ântero-lateral, com o valor de  $1,696 \times 10^{-1}$  MPa. A tensão de Von Mises máxima, na cartilagem do acetábulo com o valor de  $1,780 \times 10^{-1}$  MPa, situa-se na face lateral (Figura 5.26).

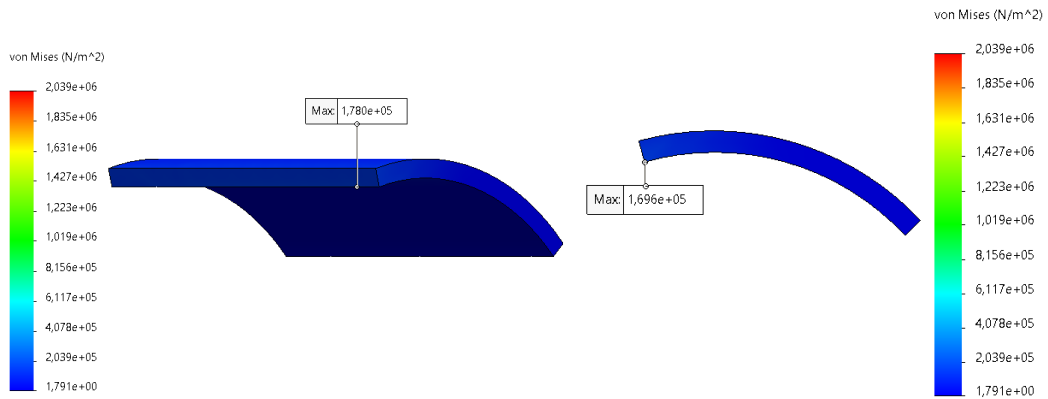


Figura 5.26 -Tensão de Von Mises máxima para a cartilagem do acetábulo com o valor de  $1,780 \times 10^{-1}$  MPa, à esquerda. À direita, tem-se a tensão de Von Mises máxima para a cartilagem femoral com o valor de  $1,696 \times 10^{-1}$  MPa

A tensão de Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral está descrita na Figura 5.27, sendo que a tensão máxima ocorre na região periférica lateral, decrescendo sucessivamente. A região medial da cartilagem femoral está disposta a valores baixos de tensão.

Tensão Von Mises em função da distância paramétrica na Cartilagem femoral

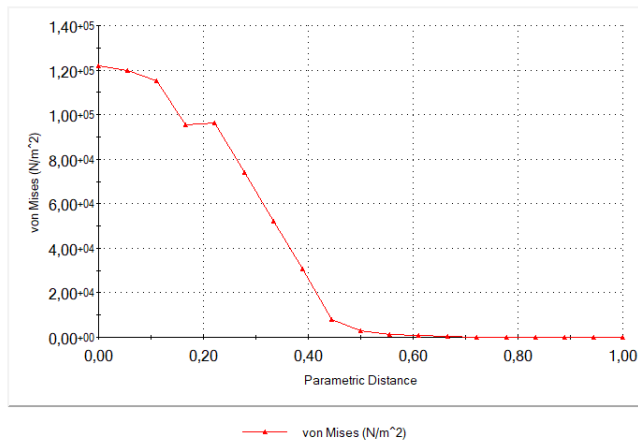


Figura 5.27 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral, da região lateral para a medial.

A tensão de Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem acetabular está descrita na Figura 5.28, onde o valor máximo atingido é maior que o valor máximo na cartilagem femoral.

Tensão Von Mises em função da distância paramétrica na Cartilagem acetabular

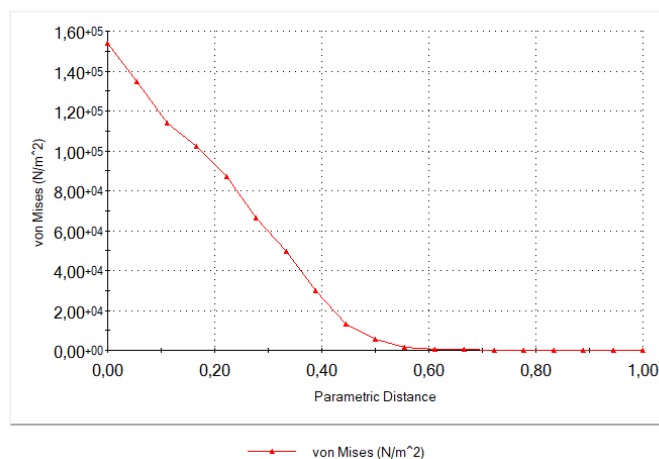


Figura 5.28 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral, da região lateral para a medial.

A região da cartilagem articular sujeita a maiores tensões é a região periférica lateral. A concentração de tensões ocorre na região lateral e menos na região central, comparativamente com o Caso 1. Na região medial, a tensão é muito reduzida. Este comportamento é semelhante ao que ocorre no Caso 1, tendo a mesma causa, anteriormente descrita.

## 5.2.2 Deformações

Seguem-se as deformações máximas estabelecidas no modelo da anca, onde se tem que o valor máximo da deformação ocorreu na superfície lateral da cartilagem femoral com o valor de  $7,889 \times 10^{-2}$ , como demonstrado na Figura 5.29.

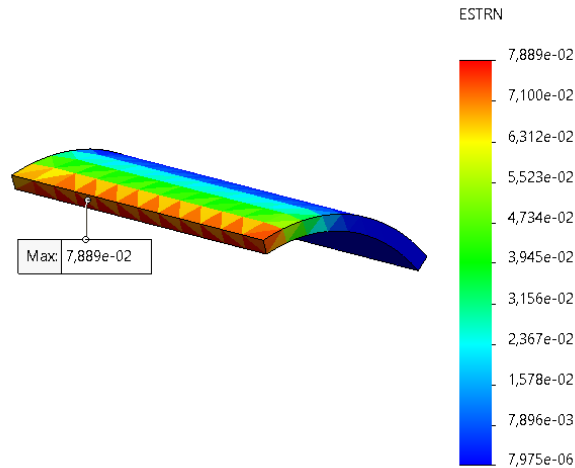


Figura 5.29 - Valor máximo da deformação da cartilagem femoral com o valor de  $7,889 \times 10^{-2}$

Por sua vez, a cartilagem do acetábulo destacou-se com o valor de  $7,761 \times 10^{-2}$  como valor máximo de deformação, na região lateral (Figura 5.30).

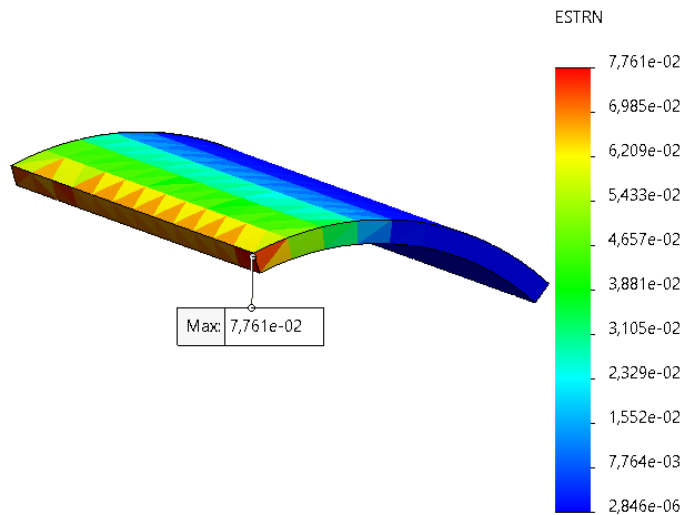


Figura 5.30 - Valor máximo da deformação da cartilagem do acetábulo com o valor de  $7,761 \times 10^{-2}$ .

A magnitude da deformação máxima na região distal do fêmur, apresentou o valor de  $1,657 \times 10^{-3}$ , como exibido na Figura 5.31.

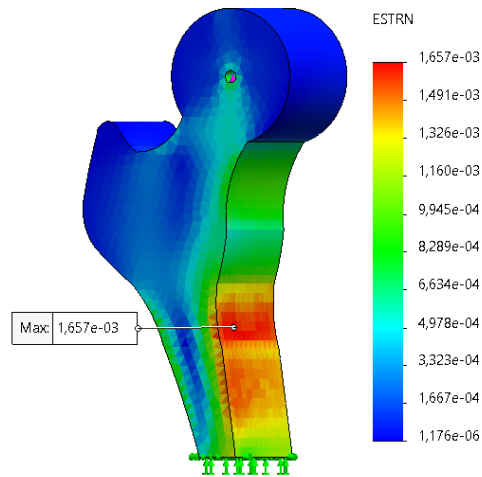


Figura 5.31 - Deformação máxima ocorrida no osso fémur.

No que diz respeito à deformação máxima sofrida pelo osso íliaco, tem-se que esta ocorreu na região inferior, com o respetivo valor de  $6,535 \times 10^{-4}$  MPa, (Figura 5.32).

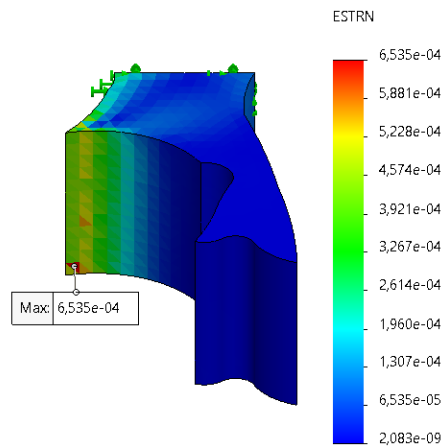


Figura 5.32 - Deformação máxima sofrida pelo osso íliaco, situada na sua face inferior.

### 5.2.3 Deslocamentos

Os deslocamentos dos nós que compõem a estrutura foram analisados na direção horizontal, UX. O nó com o maior valor de deslocamento na direção horizontal, situa-se no vértice superior pertencente à região lateral da cartilagem femoral, com o valor de 1,264 mm, como evidenciado na Figura 5.33.

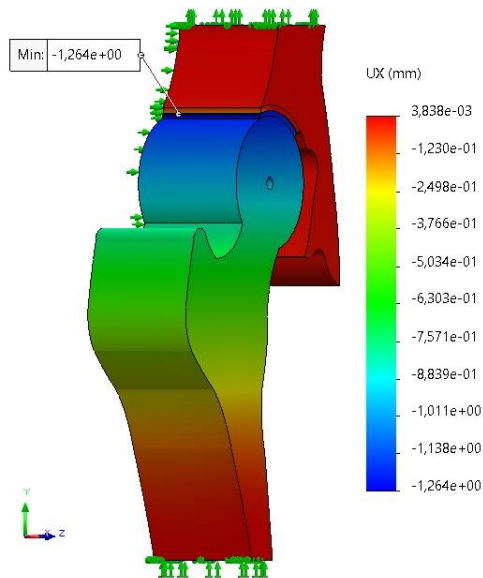


Figura 5.33 - O nó com maior valor de deslocamento na direção horizontal tem o valor de 1,264 mm, situado na cartilagem femoral.

No que diz respeito à análise da face anterior da cartilagem femoral, denota-se que o valor máximo do deslocamento UX, 1,243 mm, sucede no vértice superior, pertencente também à face lateral. O valor do deslocamento dos nós, decresce medialmente até atingir o valor mínimo de 1,130 mm (Figura 5.34).

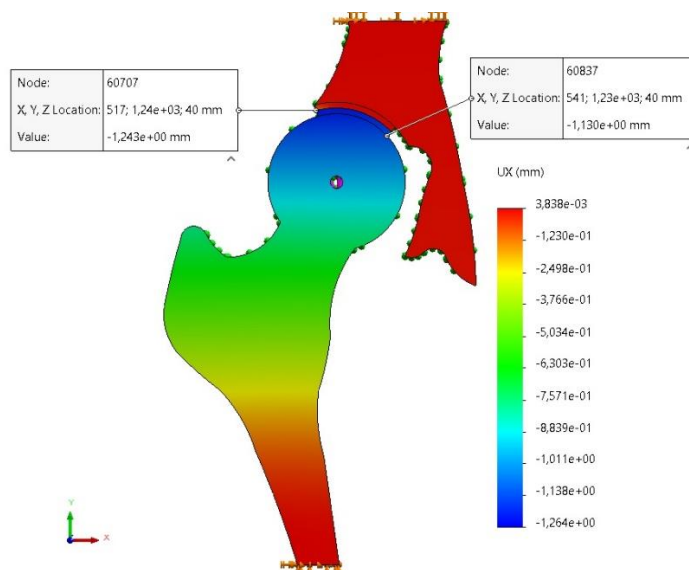


Figura 5.34 - O nó com o maior valor de deslocamento na direção horizontal, da face anterior da cartilagem femoral, tem o valor de 1,243 mm e o nó com o valor mínimo de deslocamento de 1,130 mm.

O seguinte gráfico (Figura 5.35) apresenta o deslocamento horizontal UX (mm) dos nós da aresta superior anterior da cartilagem femoral, em função da distância paramétrica do lado lateral para o medial. Através da análise do deslocamento horizontal dos nós, constatou-se que o deslocamento diminuiu no início, de seguida aumenta até atingir o segundo valor máximo e a partir daí, o valor dos deslocamentos começa a regredir.

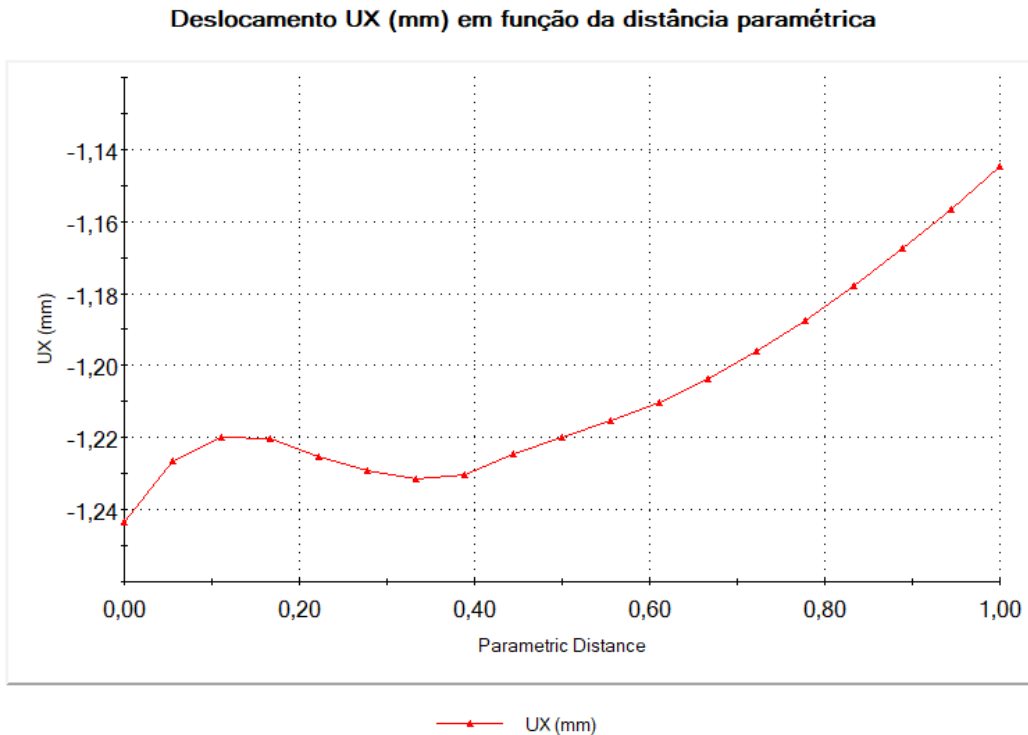


Figura 5.35 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial, da aresta superior anterior da cartilagem femoral.

Verificou-se também, na Figura 5.36, que os nós com maior deslocamento são os nós superiores, os que se situam na proximidade da zona de contacto entre as cartilagens, e os nós com menor deslocamento são os que se encontram rigidamente ligados à cabeça do fémur.

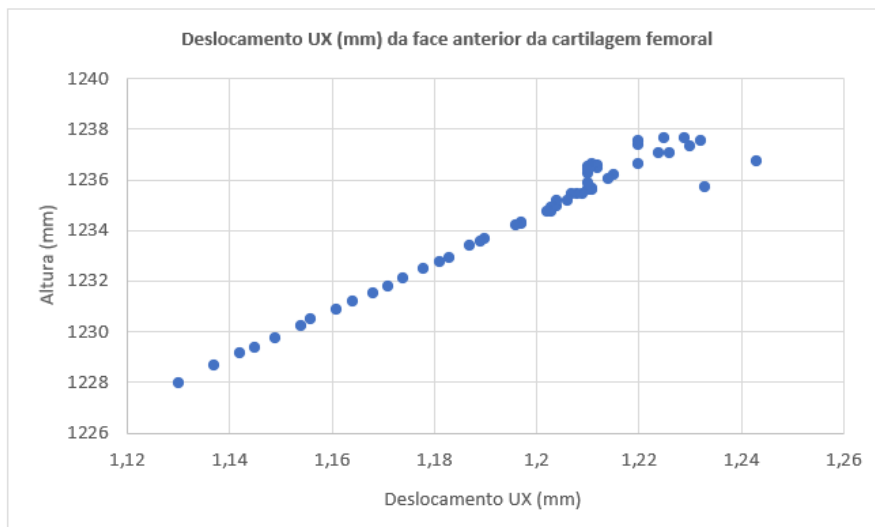


Figura 5.36 - Gráfico dos valores da altura (mm) em função dos deslocamentos horizontais UX (mm) dos nós da face anterior da cartilagem da cabeça do fémur.

Quanto aos deslocamentos horizontais UX (mm) dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), denota-se que o valor máximo do deslocamento UX, é 1,213 mm e encontra-se visível na Figura 5.37.

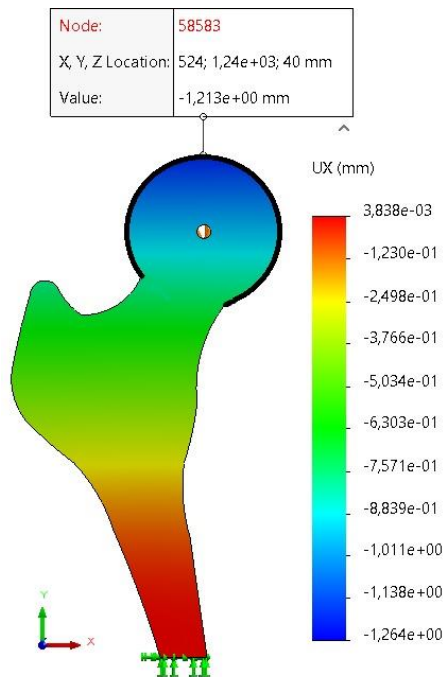


Figura 5.37 - Deslocamento máximo horizontal UX (mm) na aresta anterior da cabeça do fêmur (sublinhada a preto), com o valor de 1,213 mm.

O comportamento do deslocamento horizontal dos nós da aresta mencionada, está descrito na Figura 5.38, onde é notável que o deslocamento dos nós aumenta desde a região lateral do colo do fêmur até ao ponto com deslocamento máximo (1,213 mm) e diminui posteriormente, no sentido da região medial.

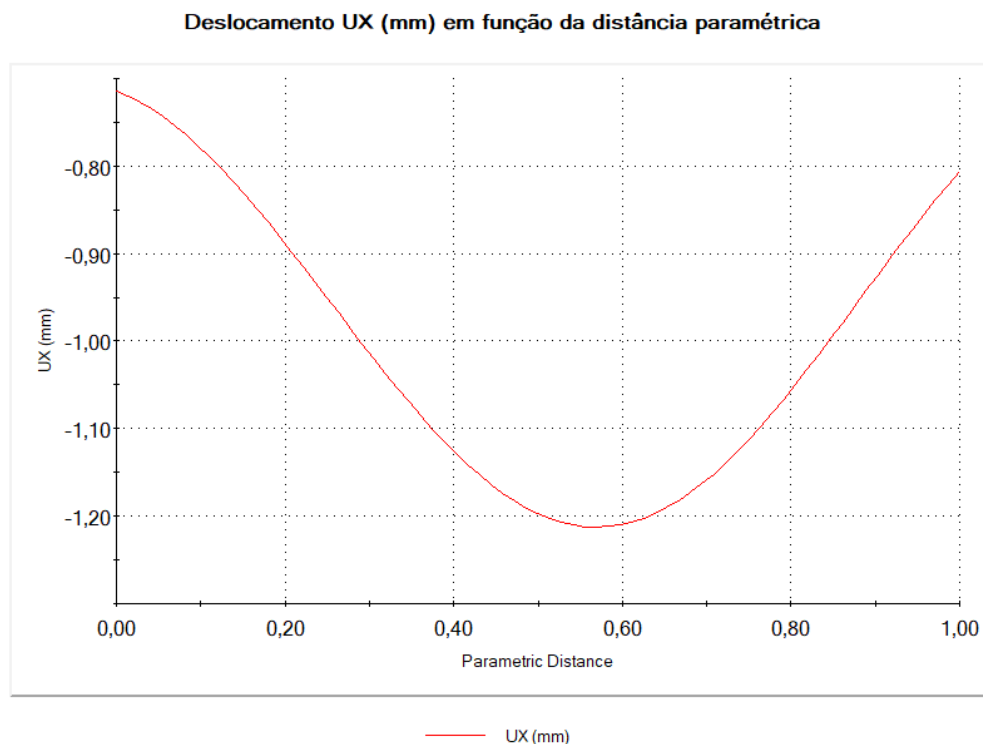


Figura 5.38 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta anterior da cabeça do fêmur.

### 5.2.3.1 Deslocamento vertical UY

Os deslocamentos dos nós que compõem a estrutura foram analisados na direção vertical, UY. A Figura 5.39 ilustra o nó com o maior valor de deslocamento na direção vertical, sendo que este se situa na região medial da aresta anterior da cabeça do fêmur, com o valor de 0,4469 mm.

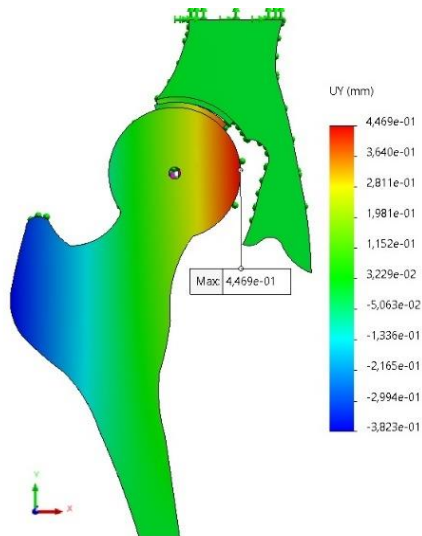


Figura 5.39 - Deslocamento máximo vertical UY situado na aresta anterior da cabeça do fêmur.

No que diz respeito à análise da face anterior da cartilagem femoral, denota-se que o valor máximo do deslocamento UY, 0,3946 mm, surge na região ântero-medial. O valor mínimo, -0,1139 mm, situa-se na região ântero-lateral, (Figura 5.40).

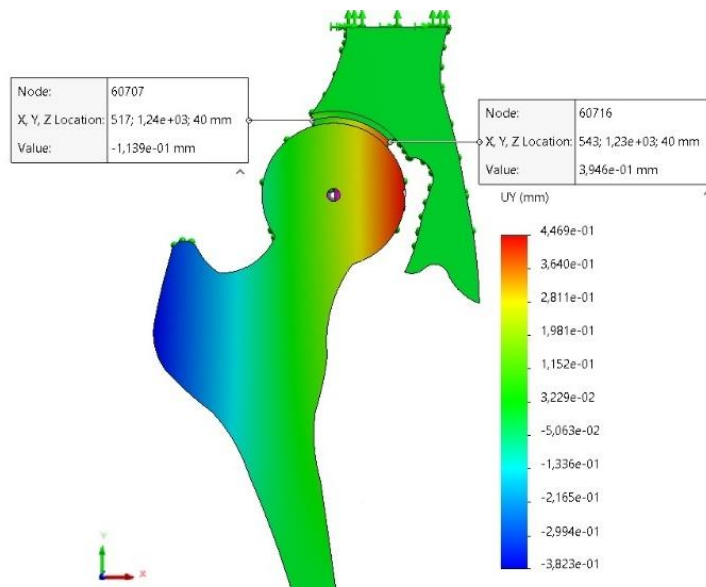


Figura 5.40 - Deslocamento vertical, UY (mm), máximo e mínimo da face anterior da cartilagem femoral.

O seguinte gráfico (Figura 5.41), apresenta o deslocamento vertical UY (mm) dos nós da aresta superior anterior da cartilagem do fêmur, em função da distância paramétrica do lado

lateral para o medial. Através da análise do deslocamento dos nós que compõem a estrutura em causa, constatou-se que o deslocamento vertical tem tendência a ocorrer no sentido positivo do eixo Y.

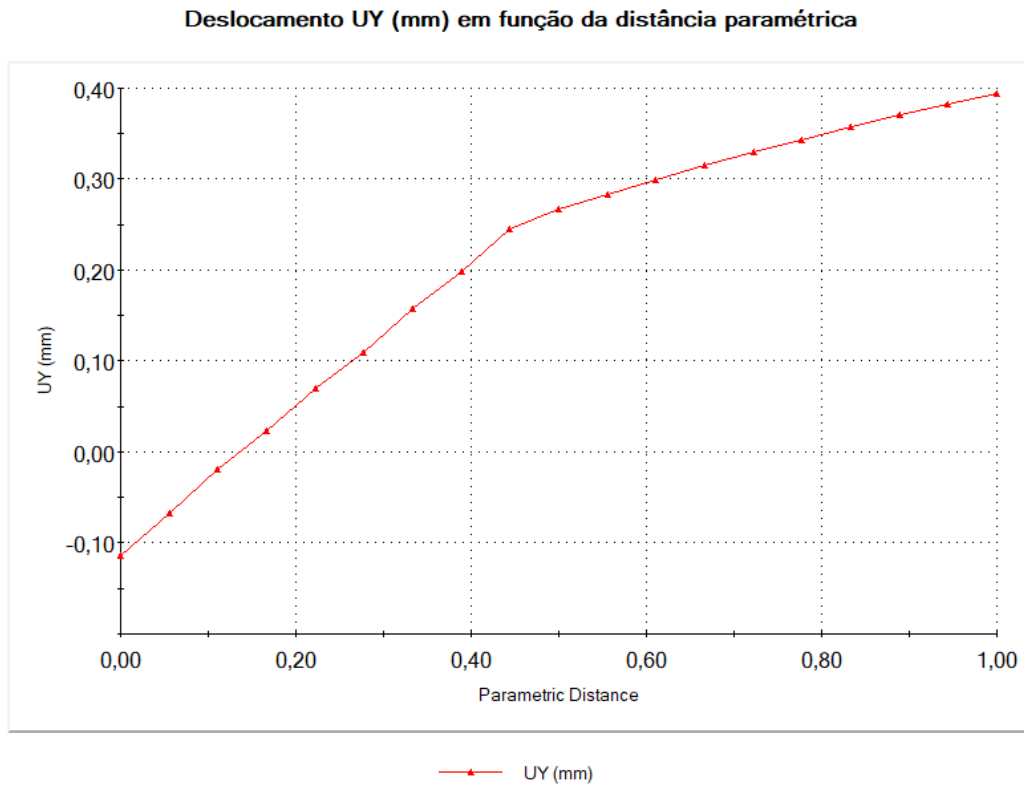


Figura 5.41 - Gráfico do deslocamento vertical UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta superior anterior da cartilagem femoral.

Quanto aos deslocamentos verticais UY (mm) dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur, o seu comportamento está descrito no gráfico da Figura 5.42, sendo que o deslocamento UY varia em função da distância paramétrica da região medial para a região lateral. É notável que o deslocamento vertical dos nós aumenta na região medial da cabeça do fémur, até ao ponto com deslocamento máximo (0,4469 mm), e diminui posteriormente.

Deslocamento UY (mm) em função da distância paramétrica

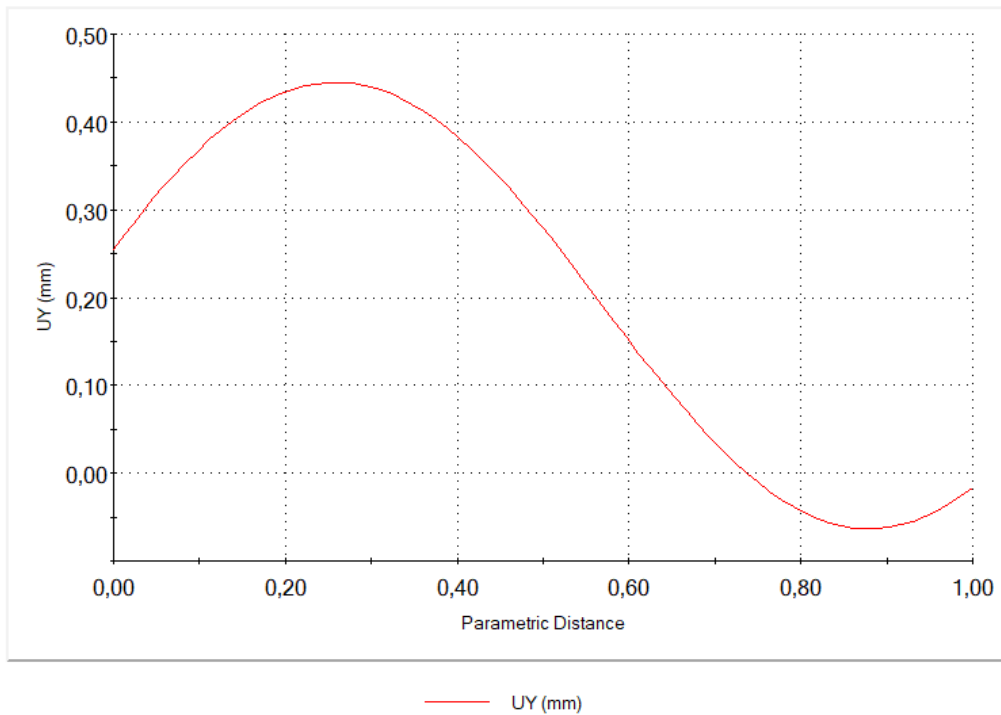


Figura 5.42 - Gráfico do deslocamento horizontal UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região medial para a lateral, da aresta anterior da cabeça do fêmur.

### 5.2.3.2 Deslocamento resultante URES

Os deslocamentos resultantes, URES, dos nós que compõem a estrutura foram analisados. A Figura 5.43 ilustra o nó com o maior valor de deslocamento resultante, sendo que este se situa na superfície lateral da cartilagem femoral, com o valor de 1,270 mm.

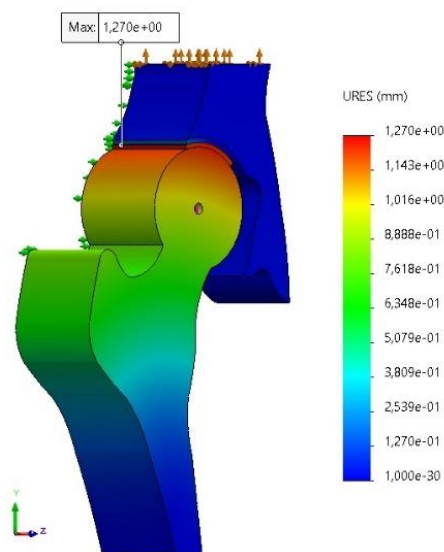


Figura 5.43 - Deslocamento máximo resultante, URES (mm) situado na região lateral da cartilagem femoral.

No que diz respeito ao valor dos deslocamentos nodais resultantes, na face anterior da cartilagem femoral, verifica-se que o deslocamento máximo ocorre, na região lateral superior com o valor de 1,251 mm e o deslocamento mínimo surge na região medial inferior com o valor de 1,192 mm, Figura 5.44.

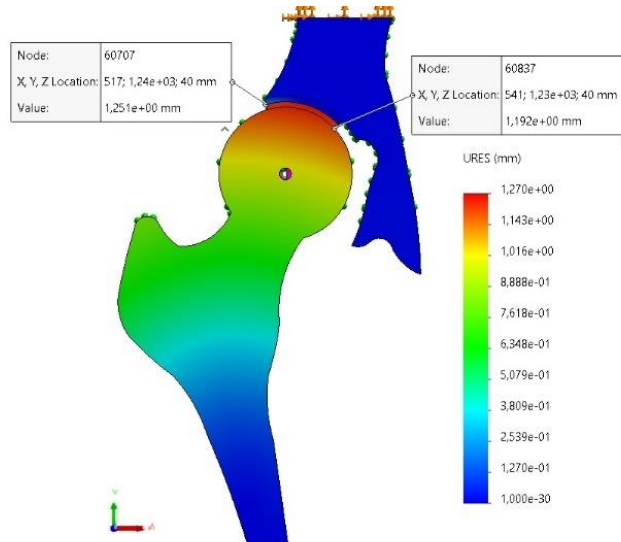


Figura 5.44 - Deslocamento resultante URES (mm), máximo e mínimo na face anterior da cartilagem femoral.

O seguinte gráfico (Figura 5.45) apresenta o deslocamento resultante dos nós da aresta superior anterior da cartilagem do fémur, em função da distância paramétrica do lado lateral para o medial. Através da análise do deslocamento dos nós, constatou-se que o deslocamento resultante atinge o valor máximo (1,251 mm). De seguida os valores diminuem, voltam a aumentar, e posteriormente atingem o valor mínimo (1,192 mm).

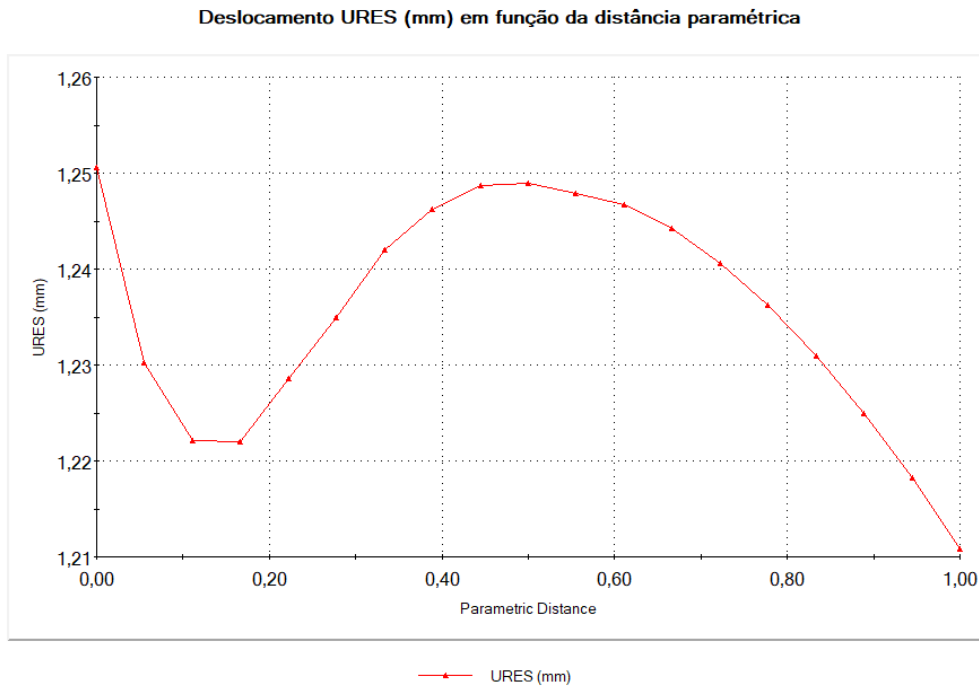


Figura 5.45 - Gráfico do deslocamento resultante URES (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta superior anterior da cartilagem femoral.

O deslocamento máximo resultante, da aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto) possui o valor de 1,232 mm e pode ser visualizado na Figura 5.46.

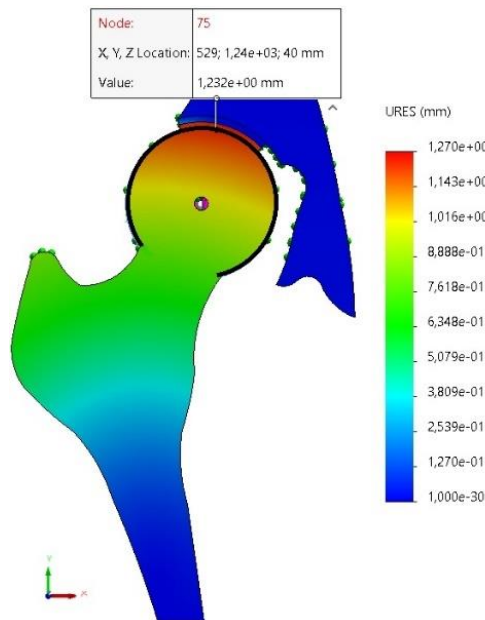


Figura 5.46 - Deslocamento máximo resultante, URES (mm) na aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), com o valor de 1,232 mm.

Quanto aos deslocamentos resultantes dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur, o seu comportamento está descrito na Figura 5.47, onde é notável que o deslocamento resultante dos nós, aumenta desde a região lateral do colo do fémur, até ao ponto com deslocamento máximo, e diminui posteriormente.

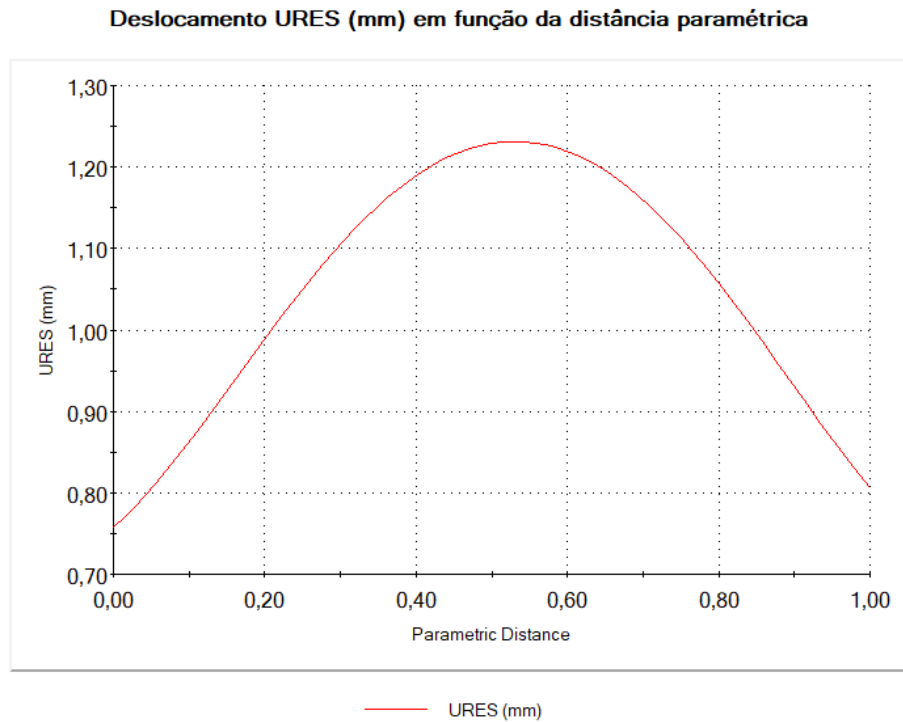


Figura 5.47 - Gráfico do deslocamento resultante URES (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta anterior da cabeça do fémur.

Na seguinte Figura 5.48 pode ver-se o descolamento que sucedeu após a simulação, na região medial, entre a cartilagem femoral e acetabular, bem como a migração da cartilagem femoral, ultrapassando os limites da cartilagem acetabular. As linhas azuis a tracejado (imagem da direita), indicam a posição inicial da cartilagem femoral, acetabular e da cabeça do fémur, antes da atuação da força de compressão axial.

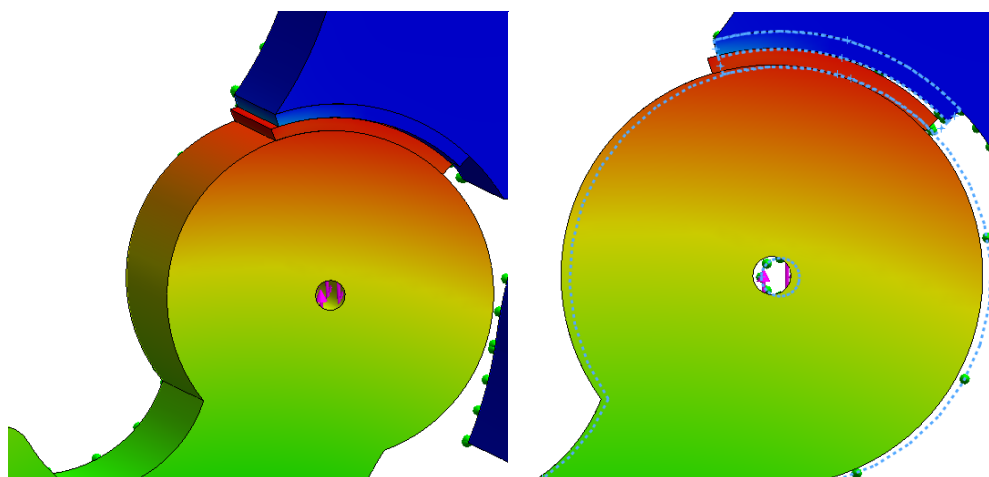


Figura 5.48 - Diferença na posição da cartilagem femoral, comparativamente com a acetabular (à esquerda). Descolamento na região medial entre a cartilagem femoral e acetabular (à direita).

## 5.3 Caso 3

### 5.3.1 Tensões induzidas

Os resultados obtidos quanto à tensão de Von Mises máxima ocorreram na face lateral do íliaco com o valor de 2,101 MPa (Figura 5.49).

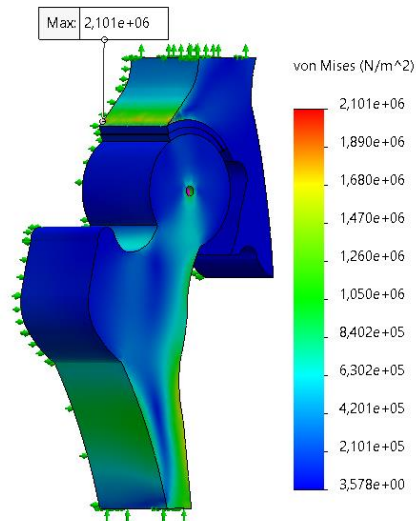


Figura 5.49 - Valor máximo da tensão de Von Mises de 2,101 MPa obtido no modelo da anca, disposto sobre a região lateral do íliaco.

O resultado obtido para a magnitude da tensão máxima de Von Mises no fêmur foi detetado medialmente na região distal do fêmur, tendo sido menor que no Caso 1. O valor máximo é de 1,874 MPa e pode ser visualizado na Figura 5.50.

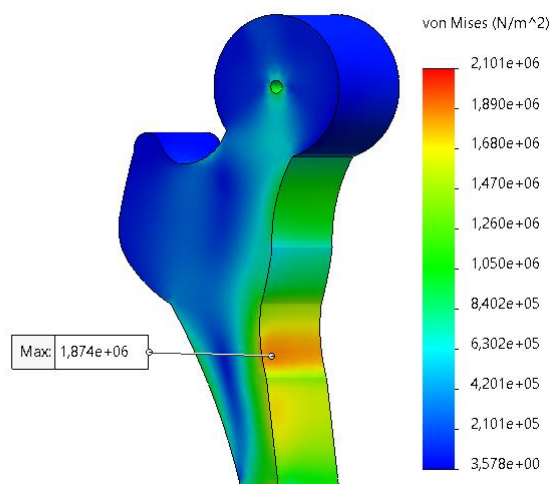


Figura 5.50 - Valor máximo da tensão de Von Mises de 1,874 MPa obtido no modelo da anca, disposto sobre o fêmur.

A cartilagem do acetábulo destacou-se com o valor máximo de  $1,079 \times 10^{-1}$  MPa, localizado entre a face superior e inferior da cartilagem femoral, mais próximo da face anterior. O valor na cartilagem femoral foi de  $1,383 \times 10^{-1}$  MPa na região ântero-inferior (Figura 5.51).

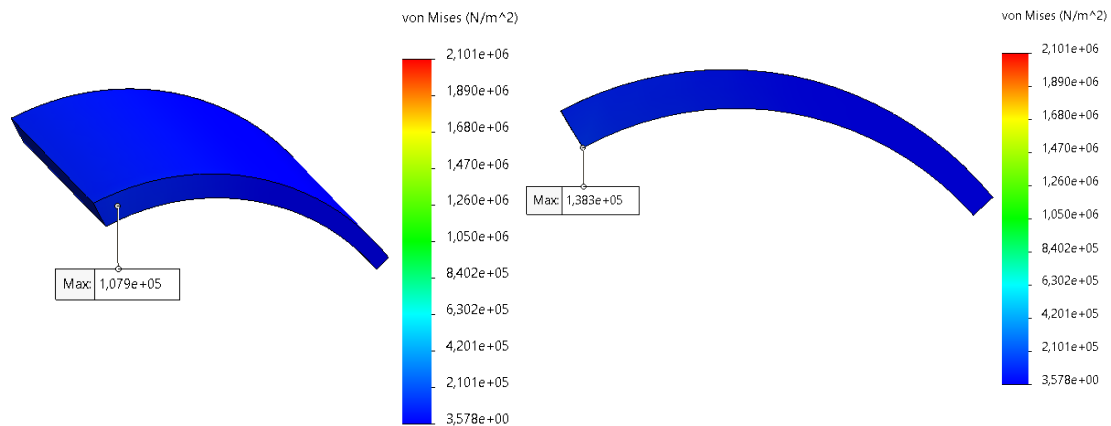


Figura 5.51 - À esquerda, cartilagem do acetábulo com o valor máximo da tensão de Von Mises. À direita, vista anterior da cartilagem femoral com o respetivo valor máximo da Tensão de Von Mises.

A tensão de Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral está descrita na Figura 5.52, sendo que a tensão máxima ocorre na região lateral, decrescendo sucessivamente. A região medial da cartilagem femoral está disposta a valores baixos de tensão.

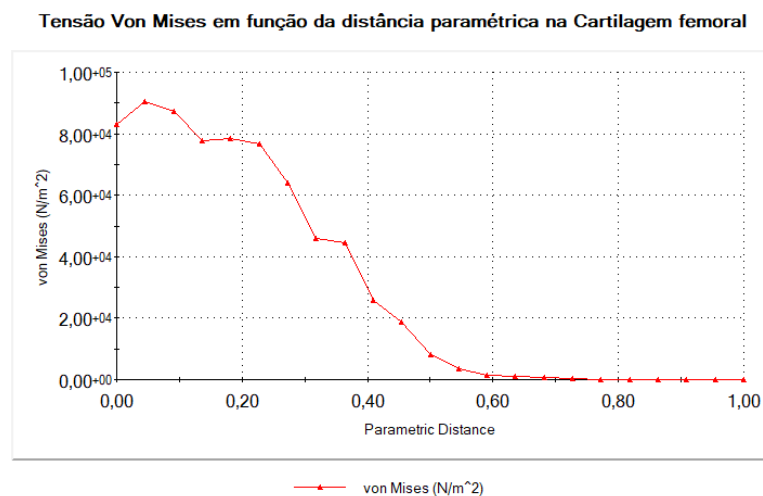


Figura 5.52 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral, da região lateral para a medial.

A tensão de Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem acetabular está descrita na Figura 5.53, onde o valor máximo atingido é menor que o valor máximo na cartilagem femoral.

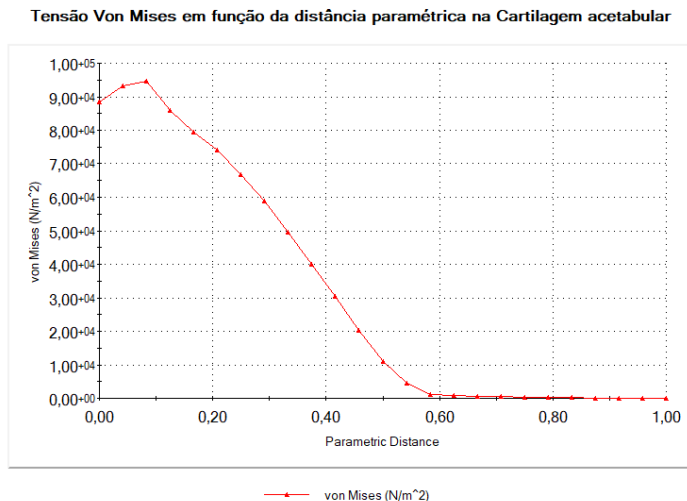


Figura 5.53 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem acetabular, da região lateral para a medial

A região da cartilagem articular sujeita a maiores tensões é a região lateral e central, tal como no Caso 1. Esta semelhança entre o Caso 1 e o Caso 3 deve-se ao facto de ambos terem uma cobertura normal da cabeça femoral. Na região medial, a tensão é muito reduzida, a razão para tal acontecimento, é a mesma que nos casos já abordados.

### 5.3.2 Deformações

A figura 5.54 indica o valor máximo de deformação na cartilagem do acetábulo, com o resultado de  $5,228 \times 10^{-2}$ , sendo que este ocorre na sua superfície côncava. Entre a face superior e a face inferior da cartilagem femoral, mais próximo da região anterior, situa-se o valor da deformação máxima de  $5,808 \times 10^{-2}$ .

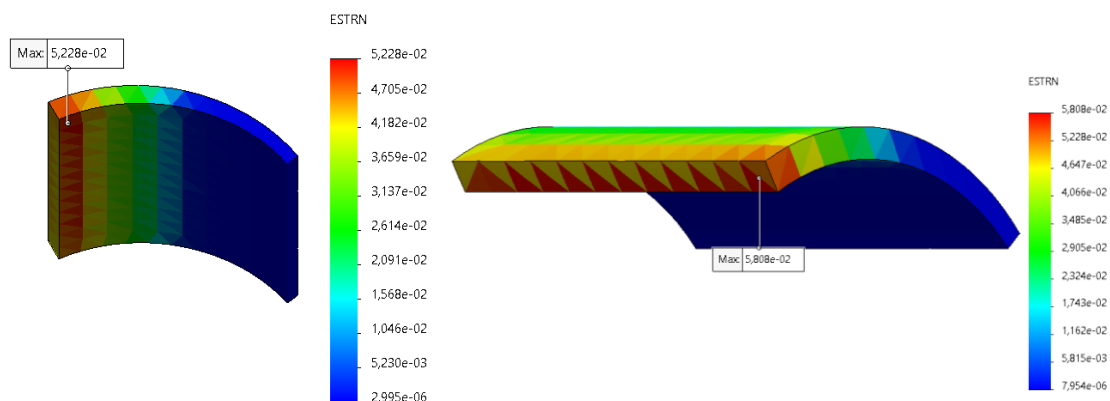


Figura 5.54 - À esquerda, valor máximo da deformação na cartilagem do acetábulo, na face côncava. À direita, valor máximo da deformação na cartilagem femoral.

No que diz respeito à deformação ocorrida no fémur, esta teve o valor máximo de  $1,544 \times 10^{-3}$  medialmente, na região distal, como exibido na Figura 5.55.

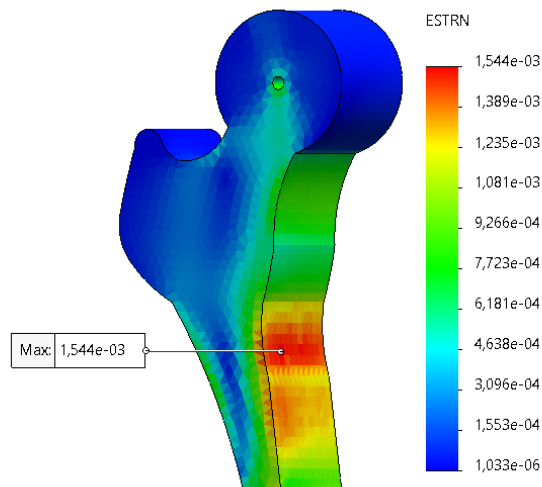


Figura 5.55 – Deformação máxima do osso fémur.

Salienta-se que a deformação máxima sofrida pelo osso íliaco ocorre na sua superfície inferior, com o valor de  $1,001 \times 10^{-3}$  (Figura 5.56).

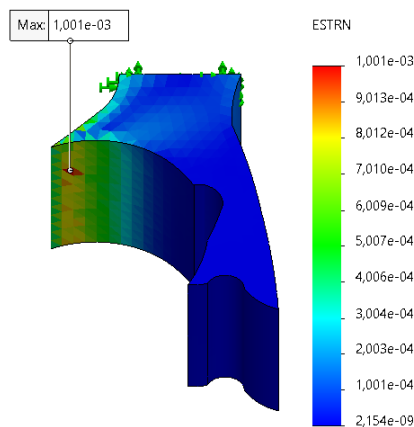


Figura 5.56 – Deformação máxima no osso íliaco.

### 5.3.3 Deslocamentos

#### 5.3.3.1 Deslocamento Horizontal UX

O valor máximo referente ao deslocamento horizontal, UX, está presente na face superior da cartilagem femoral, próximo da região anterior, com o valor de 1,069 mm, como exposto na Figura 5.57.

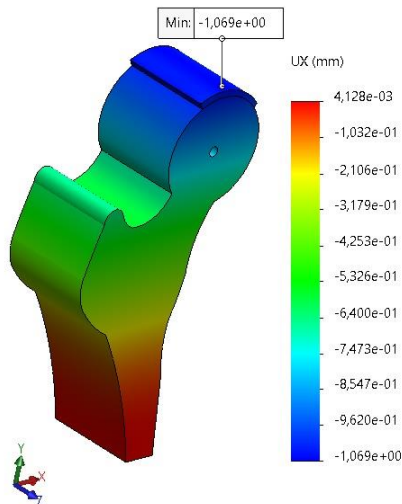


Figura 5.57 - Deslocamento máximo na face superior da cartilagem femoral.

Em relação aos deslocamentos dos nós, na face anterior da cartilagem do fémur, o nó com maior deslocamento lateral situa-se superiormente, sensivelmente a meio, com o valor de 1,062mm. O nó com menor deslocamento horizontal está localizado na região inferior da cartilagem com o valor de 0,9606 mm. Ambos os valores estão ilustrados na Figura 5.58. Realça-se que o comportamento no posicionamento do deslocamento máximo e mínimo, adotado pelos nós no caso em questão, assemelha-se ao comportamento dos nós no Caso 1. Relembrado que a discriminação entre o Caso 1 e o Caso 3, apenas se baseia na espessura da cartilagem, sendo que no Caso 1 a espessura da cartilagem articular é invariável.

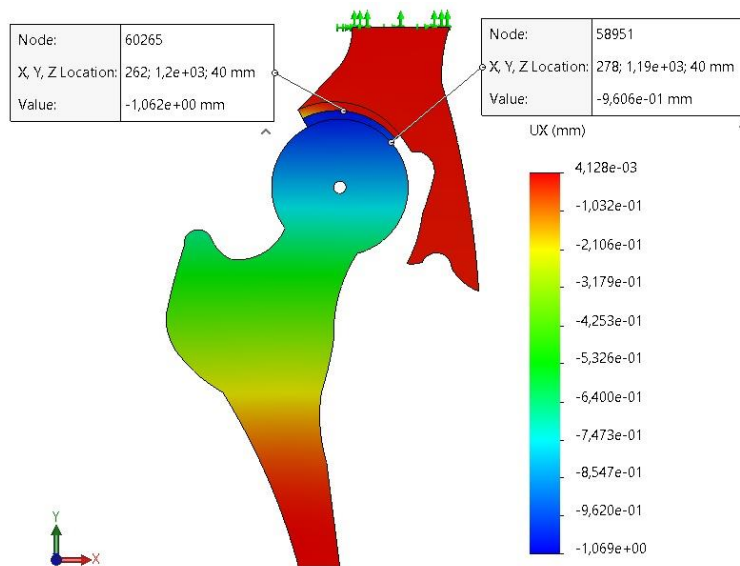
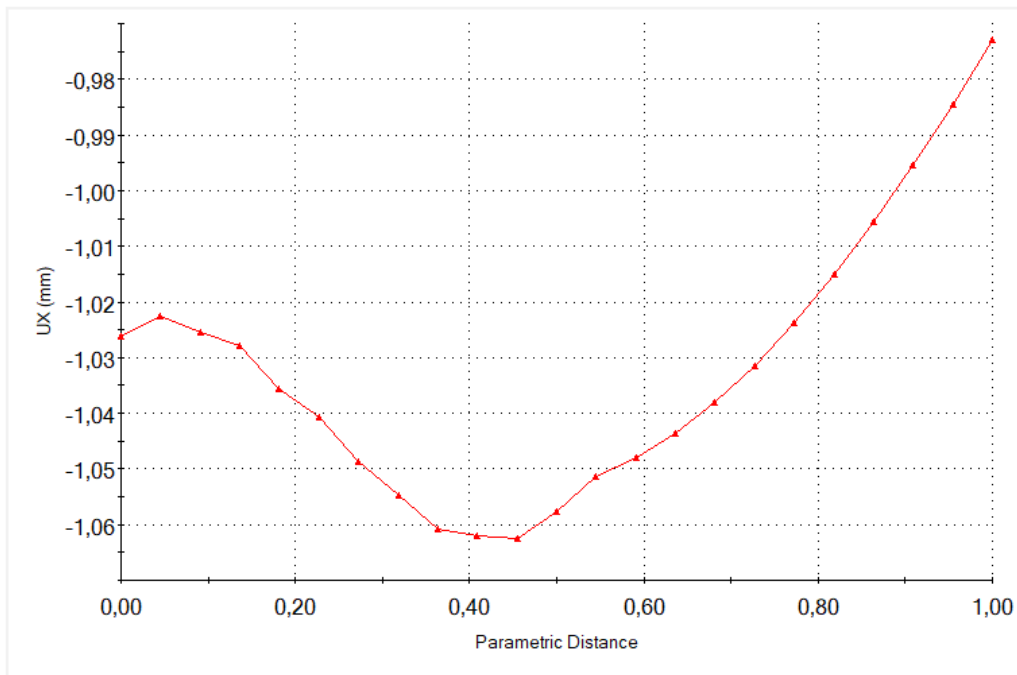


Figura 5.58 - Deslocamento máximo e mínimo horizontal, na face anterior da cartilagem femoral.

Com base na Figura 5.59, observa-se que a tendência dos nós da face anterior da cartilagem do fémur é aumentar o deslocamento horizontal, até atingir o valor máximo, e posteriormente, diminuir o valor dos deslocamentos sucessivamente.

Deslocamento UX (mm) em função da distância paramétrica



UX (mm)

Figura 5.59 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial, da aresta superior anterior da cartilagem femoral.

Quanto aos deslocamentos horizontais UX (mm) dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), denota-se que o valor máximo do deslocamento UX, é 1,038 mm e encontra-se visível na Figura 5.60.

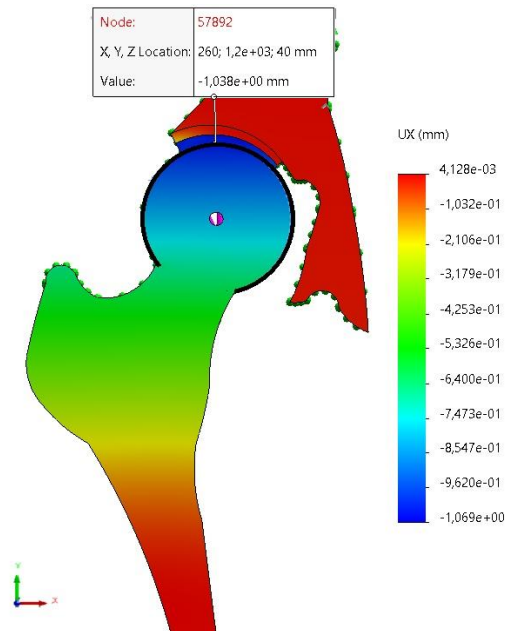


Figura 5.60 - Deslocamento máximo horizontal UX (mm) na aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), com o valor de 1,038 mm.

O comportamento do deslocamento horizontal dos nós da aresta mencionada, está descrito na Figura 5.61, onde é notável que o deslocamento dos nós aumenta desde a região lateral do colo do fémur até ao ponto com deslocamento máximo (1,038 mm) e diminui posteriormente, no sentido da região medial.

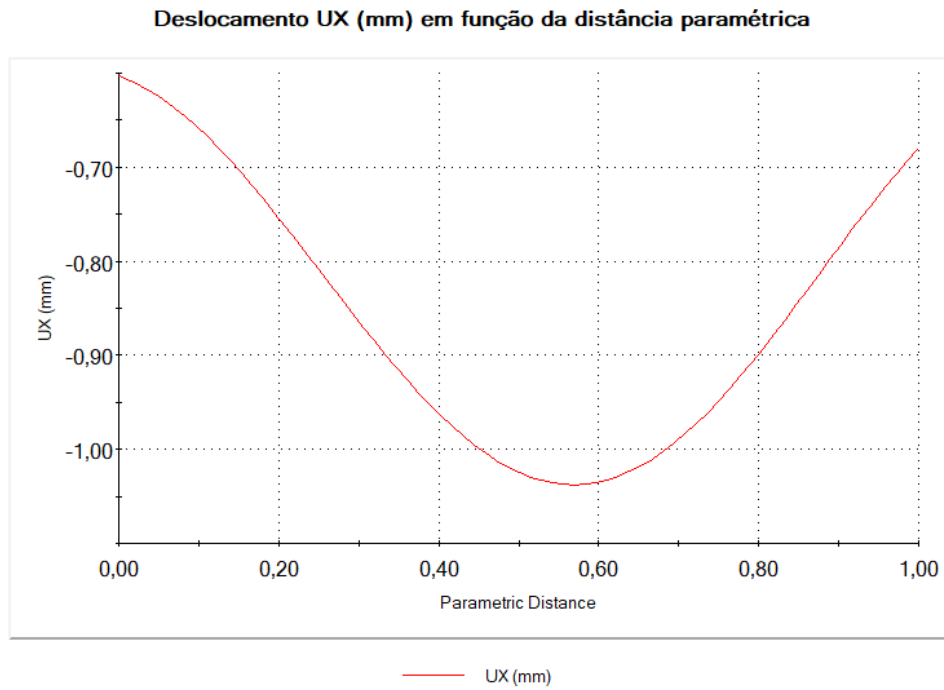


Figura 5.61 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta anterior da cabeça do fémur.

Através da análise do gráfico da Figura 5.62, que retrata o deslocamento horizontal dos nós da aresta anterior da cartilagem do fémur, constata-se que os nós com maior deslocamento são os nós superiores, ou seja, os que se situam na proximidade da zona de contacto entre as cartilagens, e os nós que se posicionam no meio da face, horizontalmente. Os nós com menor deslocamento são os que se encontram rigidamente ligados à cabeça do fémur.

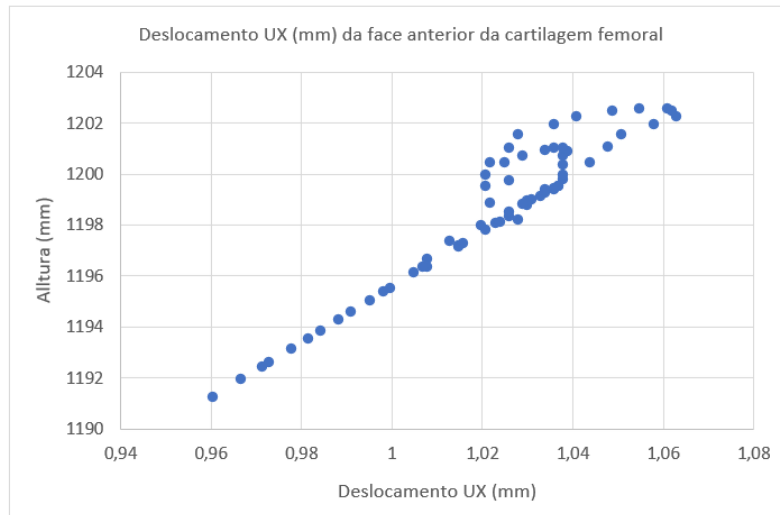


Figura 5.62 - Gráfico dos valores da altura (mm) em função dos deslocamentos horizontais UX (mm) dos nós da face anterior da cartilagem femoral.

### 5.3.3.2 Deslocamento vertical UY

Os deslocamentos dos nós que compõem a estrutura foram analisados na direção vertical, UY. O valor máximo verificado, referente ao deslocamento vertical, surge na região medial da cabeça do fémur, com o valor de 0,4019 mm como se pode visualizar na Figura 5.63.

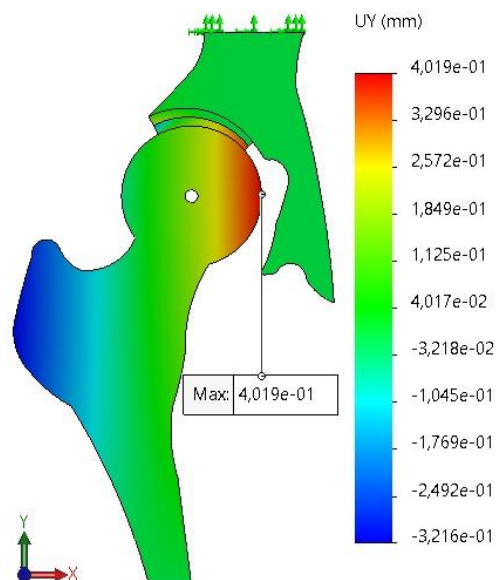


Figura 5.63 - Deslocamento máximo vertical UY situado na aresta anterior da cabeça do fémur, na região medial.

No que diz respeito à análise da face anterior da cartilagem femoral, denota-se que o valor máximo do deslocamento UY, 0,3612 mm, surge na região ântero-medial. O valor mínimo, -0,2094 mm, situa-se na região ântero-lateral, (Figura 5.64).

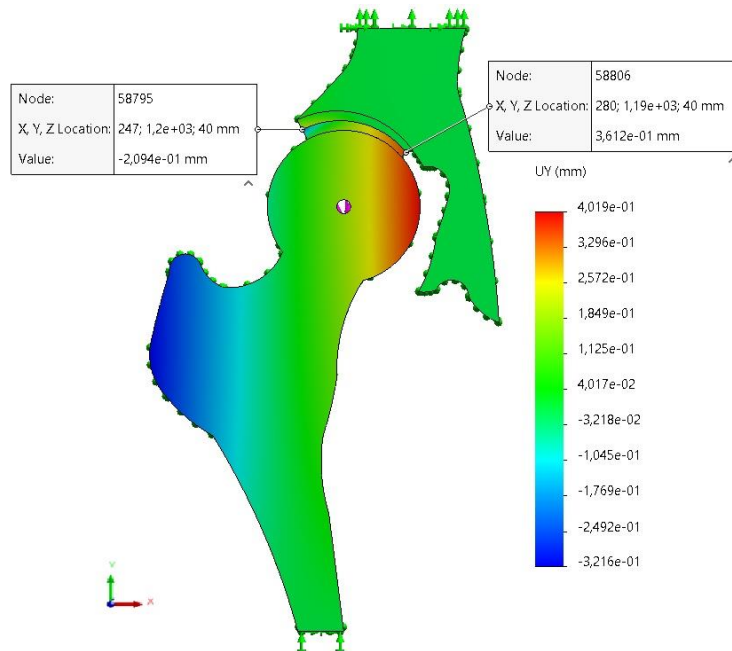


Figura 5.64 -- Deslocamento vertical, UY (mm), máximo e mínimo da face anterior da cartilagem femoral.

O seguinte gráfico (Figura 5.65), apresenta o deslocamento vertical UY (mm) dos nós da aresta superior anterior da cartilagem femoral, em função da distância paramétrica do lado lateral para o medial. Através da análise do deslocamento dos nós que compõem a estrutura em causa, constatou-se que o deslocamento vertical tem tendência a ocorrer no sentido positivo do eixo Y.

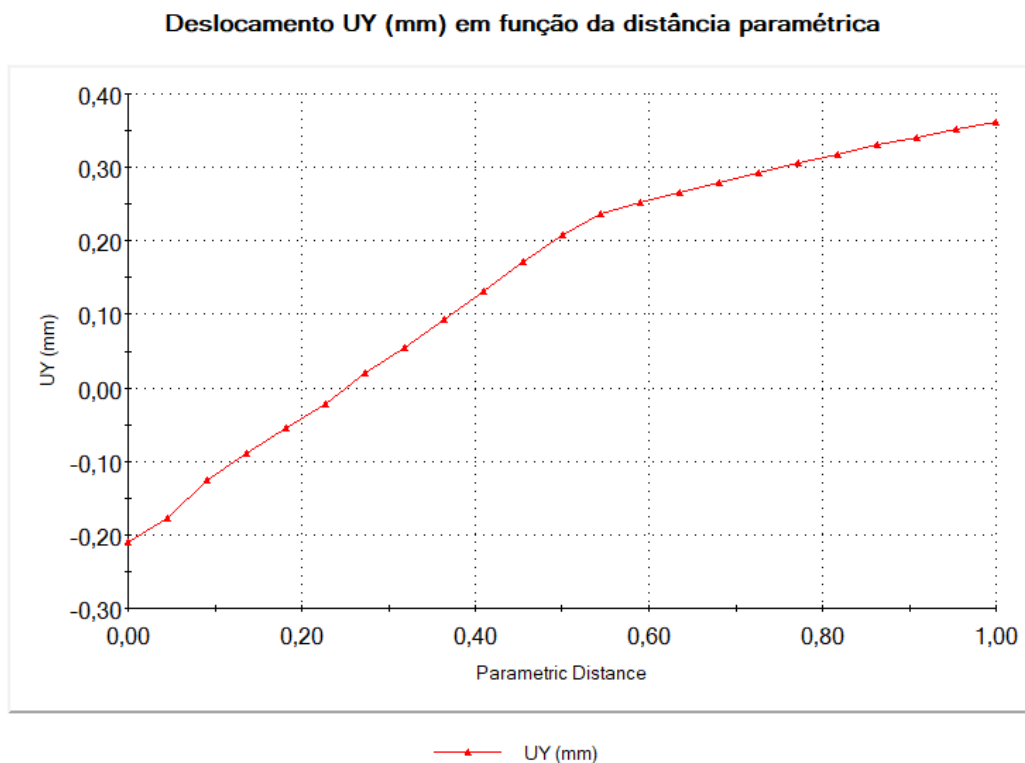


Figura 5.65 - Gráfico do deslocamento vertical UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta superior anterior da cartilagem femoral.

No que diz respeito ao deslocamento vertical dos pontos nodais, que fazem parte da aresta anterior da cabeça do fémur, comprova-se que o deslocamento aumenta, desde a região medial, até atingir o valor máximo de 0,4019 mm e decresce no sentido da região lateral, os resultados encontram-se na Figura 5.66.

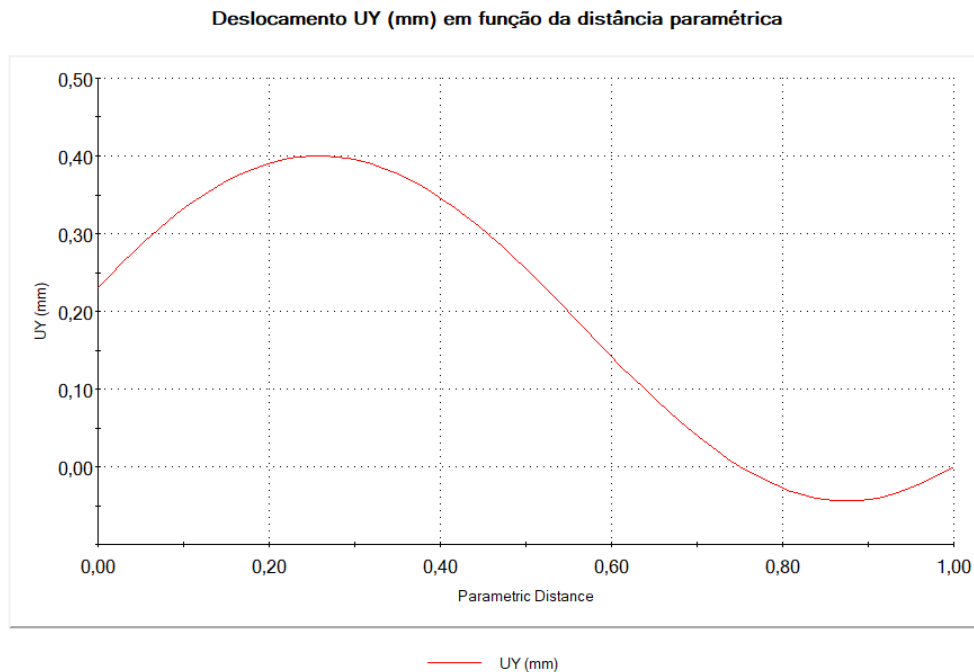


Figura 5.66 - Gráfico do deslocamento vertical UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região medial para a região lateral, da aresta anterior da cabeça do fémur.

### 5.3.3.3 Deslocamento resultante URES

Os deslocamentos resultantes, URES, dos nós que compõem a estrutura foram analisados. A Figura 5.67 ilustra o nó com o maior valor de deslocamento resultante que se situa na face superior da cartilagem femoral, com o valor de 1,083 mm.

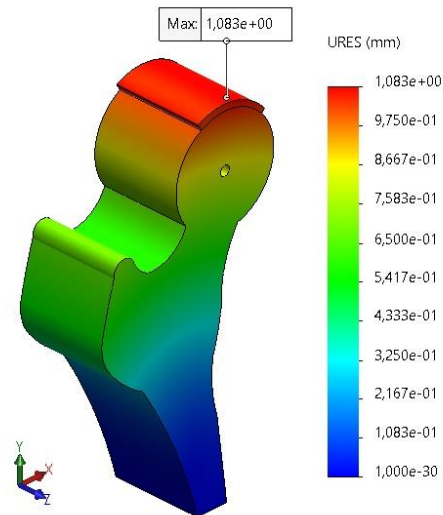


Figura 5.67 - Deslocamento máximo resultante, URES, na face superior da cartilagem femoral.

Na face anterior da cartilagem femoral, o resultado do deslocamento resultante máximo é de 1,078 mm, localizado a meio, e o resultado do deslocamento resultante mínimo é de 1,035 mm, estes encontram-se representados na Figura 5.68.

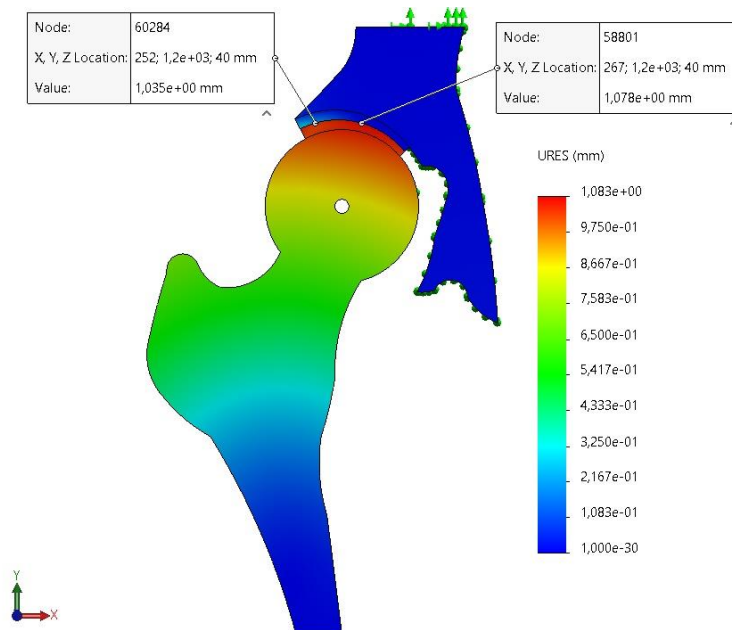


Figura 5.68 - Deslocamento resultante URES (mm), máximo e mínimo na face anterior da cartilagem femoral.

A Figura 5.69 representa o deslocamento resultante, em função da distância paramétrica, da aresta anterior da cartilagem femoral, da região lateral para a medial. Verifica-se que o deslocamento resultante dos nós diminui, até atingir o valor mínimo (1,035 mm), de seguida aumenta até ao valor máximo (1,078 mm) e decresce posteriormente.

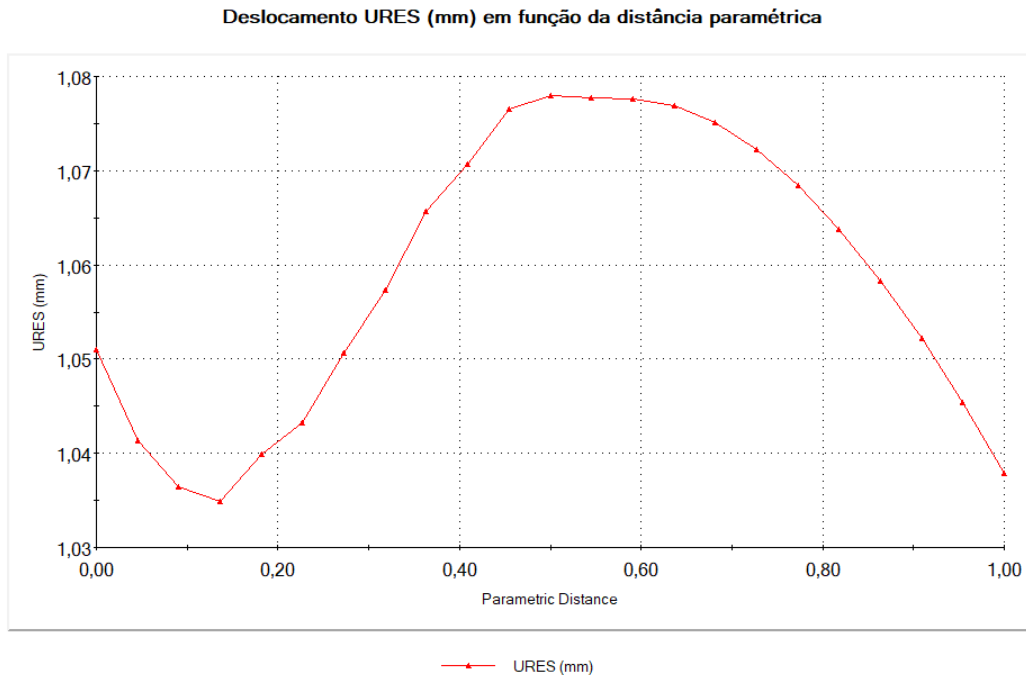


Figura 5.69 - Deslocamento resultante URES (mm) dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial.

O deslocamento máximo resultante, da aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto) possui o valor de 1,057 mm e pode ser visualizado na Figura 5.70.

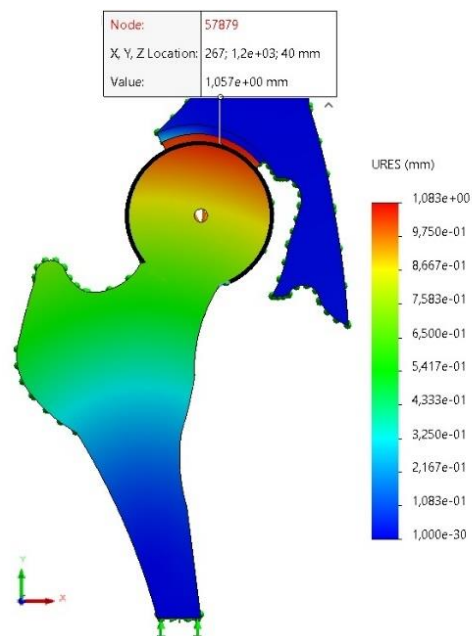


Figura 5.70 - Deslocamento máximo resultante, URES (mm) na aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), com o valor de 1,057 mm.

Quanto aos deslocamentos resultantes dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur, o seu comportamento está descrito na Figura 5.71, onde é notável que o deslocamento resultante

dos nós, aumenta desde a região lateral do colo do fémur, até ao ponto com deslocamento máximo, e diminui posteriormente.

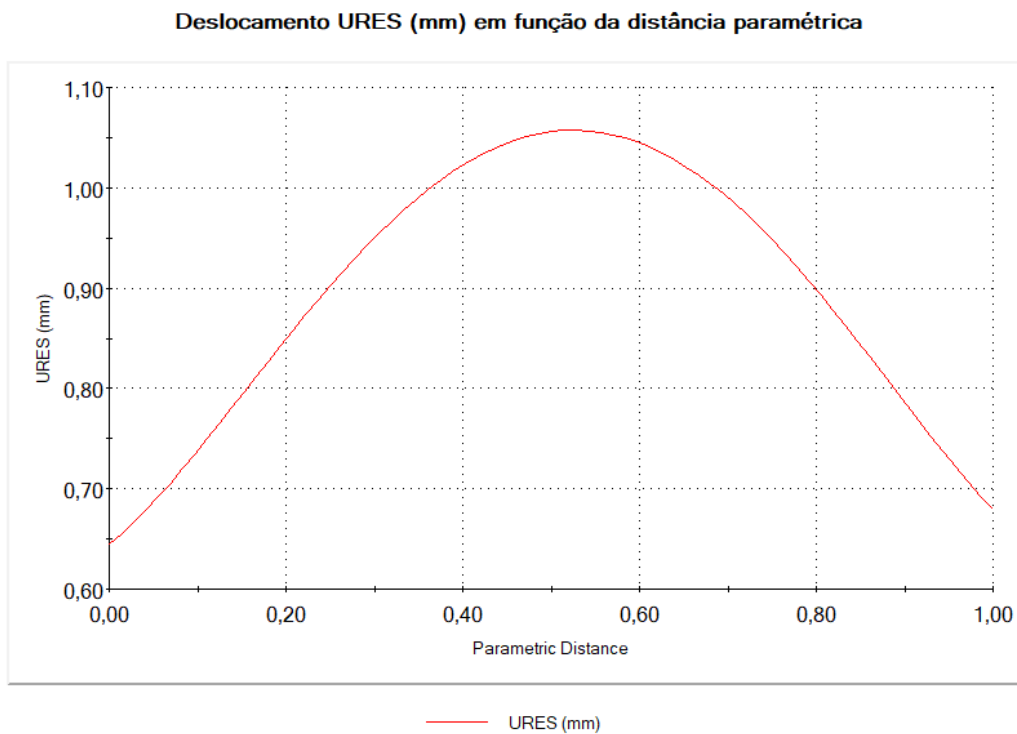


Figura 5.71 – Deslocamento resultante, URES, dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur.

Na Figura 5.72, pode ver-se o descolamento que sucedeu após a simulação, na região medial, entre a cartilagem femoral e acetabular, bem como a migração da cartilagem femoral, ultrapassando os limites da cartilagem acetabular. As linhas azuis a tracejado (imagem da direita), indicam a posição inicial da cartilagem femoral, acetabular e da cabeça do fémur, antes da atuação da força de compressão axial.

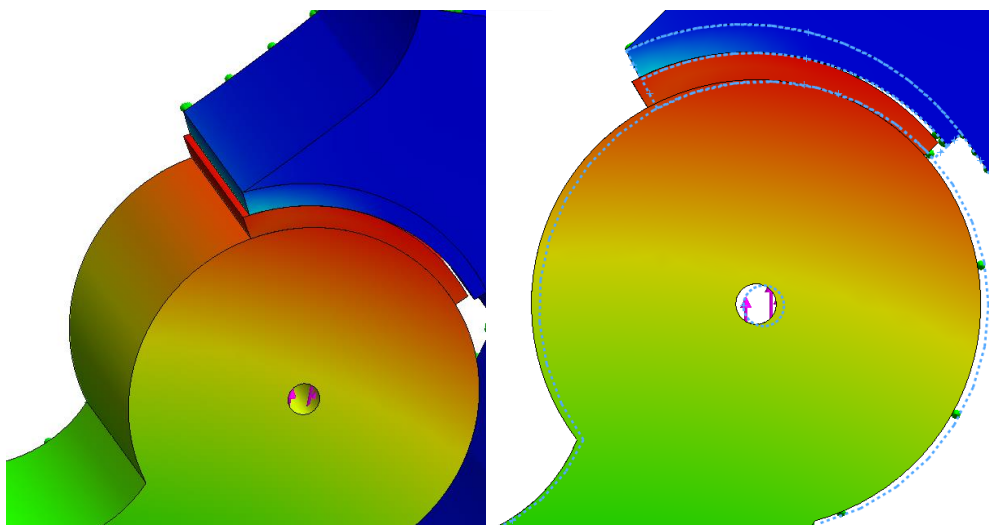


Figura 5.72 – Diferença na posição da cartilagem femoral, comparativamente com a acetabular (à esquerda). Descolamento na região medial entre a cartilagem femoral e acetabular (à direita)

## 5.4 Caso 4

### 5.4.1 Tensões induzidas

A figura 5.73 expressa o valor máximo da Tensão de Von Mises, que está situado na região distal do fêmur, medialmente, com o valor de 2,455 MPa.

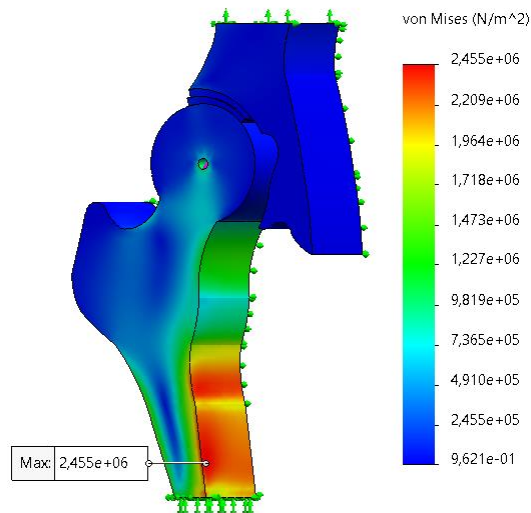


Figura 5.73 - Vista medial da cartilagem do fêmur com o valor máximo da tensão de Von Mises de 2,455MPa

A cartilagem do fêmur possui o valor máximo da tensão de Von Mises de  $1,288 \times 10^{-1}$  MPa, localizado na região ântero-lateral. A cartilagem do acetábulo possui a tensão de Von Mises máxima de  $1,010 \times 10^{-1}$  MPa situado na região lateral. Ambos os valores estão expressos na Figura 5.74.

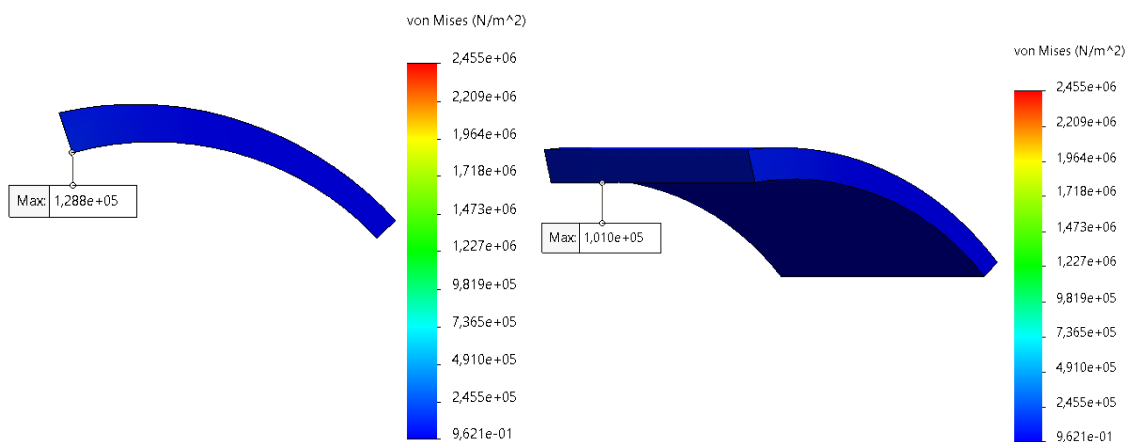


Figura 5.74 - Vista anterior da cartilagem femoral e vista lateral da cartilagem do acetábulo, à esquerda e direita, respetivamente

A tensão de Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral está descrita na Figura 5.75, sendo que a tensão máxima ocorre na região periférica lateral, decrescendo sucessivamente. A região medial da cartilagem femoral está disposta a valores baixos de tensão.

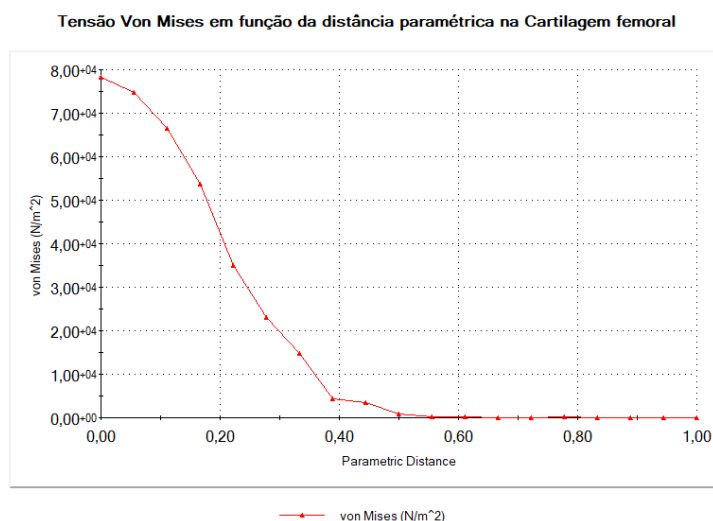


Figura 5.75 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral, da região lateral para a medial.

A tensão de Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem acetabular está descrita na Figura 5.76, onde o valor máximo atingido é menor que o valor máximo na cartilagem femoral.

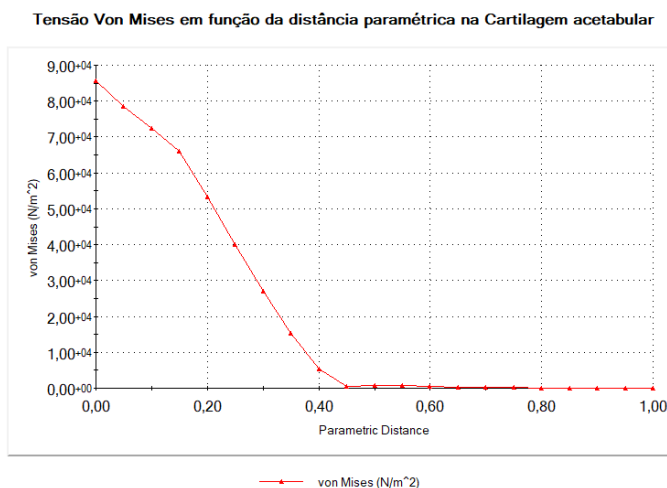


Figura 5.76 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem acetabular, da região lateral para a medial.

A região da cartilagem articular sujeita a maiores tensões é a região lateral periférica e menos a região central. Na região medial, a tensão é muito reduzida. Este caso apresenta semelhanças com o Caso 2, pois a tensão máxima localiza-se na região lateral periférica, devido à hipocobertura da cabeça femoral.

## 5.4.2 Deformações

O valor máximo de deformação,  $5,822 \times 10^{-2}$ , ocorreu na face lateral da cartilagem femoral. O valor máximo de deformação na cartilagem do acetábulo,  $4,774 \times 10^{-2}$ , ocorreu entre a face superior e inferior, mais próximo da região anterior e lateral, como exibido na Figura 5.77.

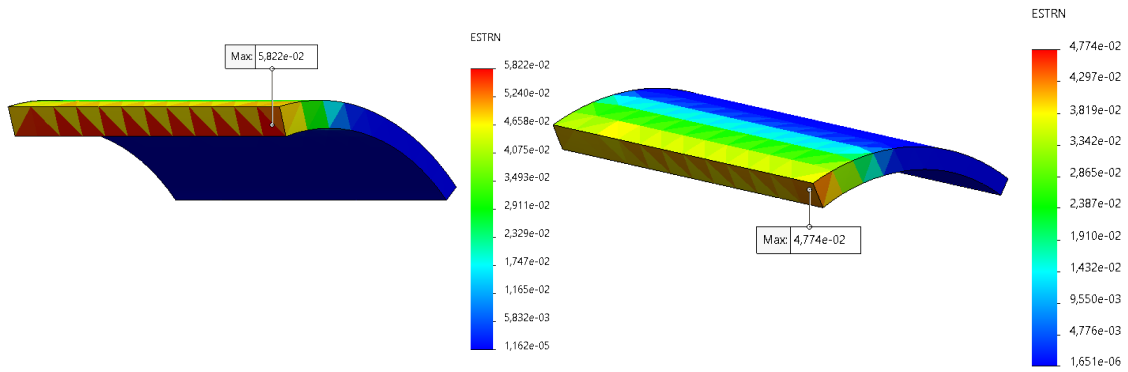


Figura 5.77 - Deformações máximas encontradas na cartilagem do fêmur (à esquerda), e na cartilagem do acetábulo (à direita)

No que diz respeito à deformação ocorrida no fêmur, esta teve o valor máximo de  $2,009 \times 10^{-3}$  medialmente, na região distal, como exibido na Figura 5.78.

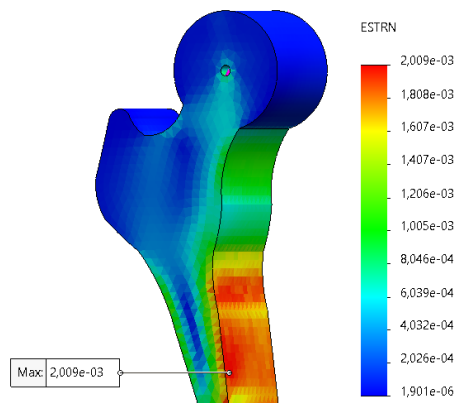


Figura 5.78 - Deformação máxima na região medial do fêmur.

Salienta-se que a deformação máxima no osso íliaco ocorre na sua superfície inferior, com o valor de  $2,526 \times 10^{-4}$  (Figura 5.79).

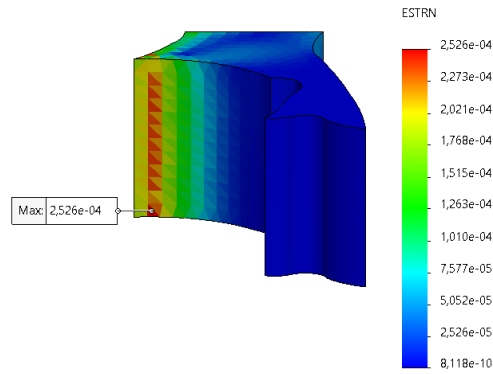


Figura 5.79 - Deformação máxima obtida no osso íliaco.

### 5.4.3 Deslocamentos

#### 5.4.3.1 Deslocamento Horizontal UX

O deslocamento máximo horizontal na estrutura da anca, está situado na região posterior da cartilagem femoral, com o valor de 1,767 mm, como se pode visualizar na 5.80.

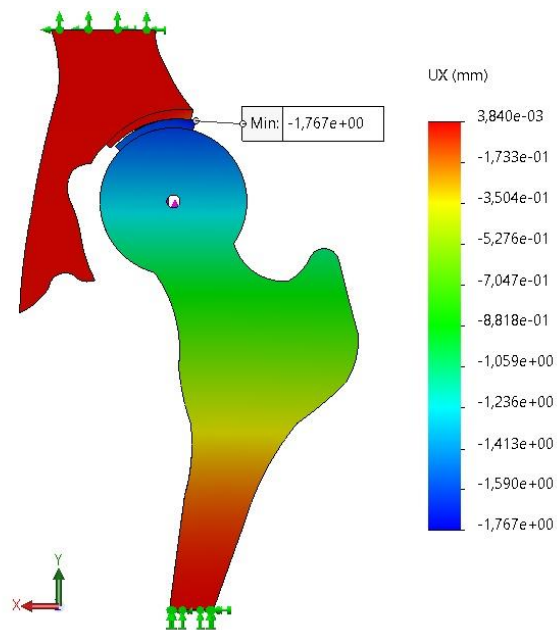


Figura 5.80 - Deslocamento máximo horizontal no modelo da anca localizado na região posterior da cartilagem femoral.

Na face anterior da cartilagem do fémur, o deslocamento máximo horizontal tem o valor de 1,737 mm e o deslocamento mínimo 1,515 mm, ambos os valores encontram-se expressos na Figura 5.81.

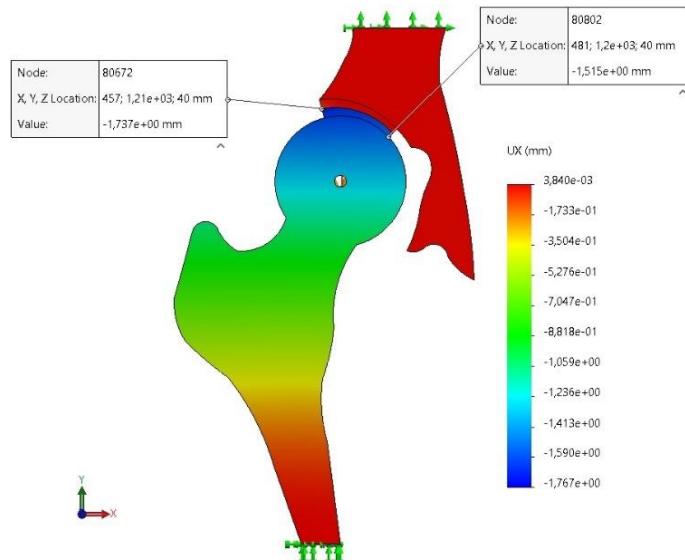


Figura 5.81 - Deslocamento máximo e mínimo horizontal, na face anterior da cartilagem femoral.

Como evidenciado na Figura 5.82, após o deslocamento horizontal máximo UX (1,737 mm), os restantes deslocamentos dos nós que compõem a estrutura tendem a diminuir sucessivamente, ao longo do comprimento da cartilagem femoral.

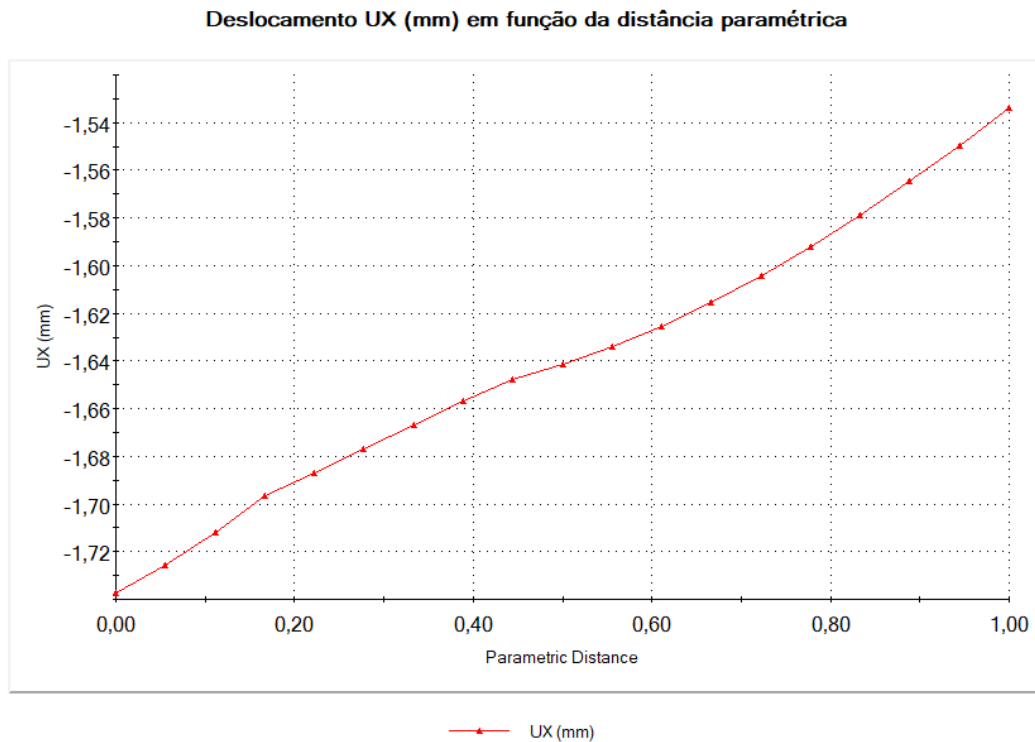


Figura 5.82 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta superior anterior da cartilagem femoral.

Quanto ao aumento do deslocamento dos nós com a altura, o mesmo sucede no presente Caso 4, tal como nos restantes casos já abordados. Tal facto pode ser comprovado pela Figura 5.83.

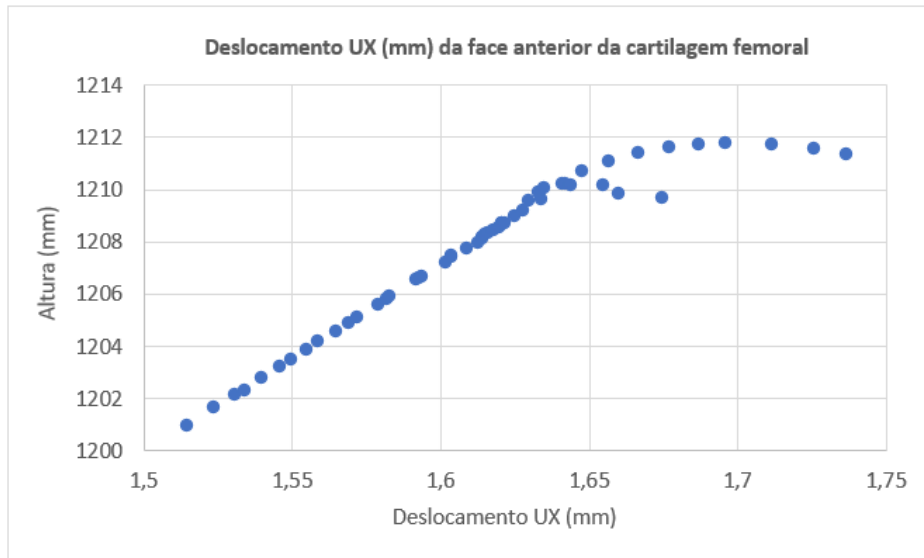


Figura 5.83 - Gráfico dos valores da altura (mm) em função dos deslocamentos horizontais UX (mm), dos nós da face anterior da cartilagem femoral.

Quanto aos deslocamentos horizontais UX (mm) dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), denota-se que o valor máximo do deslocamento UX, é 1,623 mm e encontra-se visível na Figura 5.84

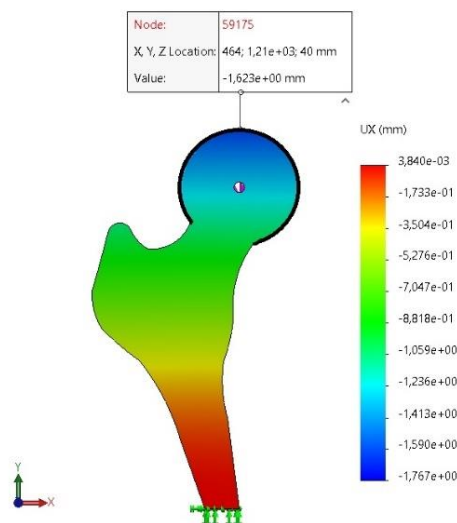


Figura 5.84 - Deslocamento máximo horizontal, UX (mm) na aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), com o valor de 1,623 mm

Quanto aos deslocamentos resultantes dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur, o seu comportamento está descrito na Figura 5.85, onde é notável que o deslocamento resultante dos nós, aumenta desde a região lateral do colo do fémur, até ao ponto com deslocamento máximo, e diminui posteriormente no sentido da região medial.

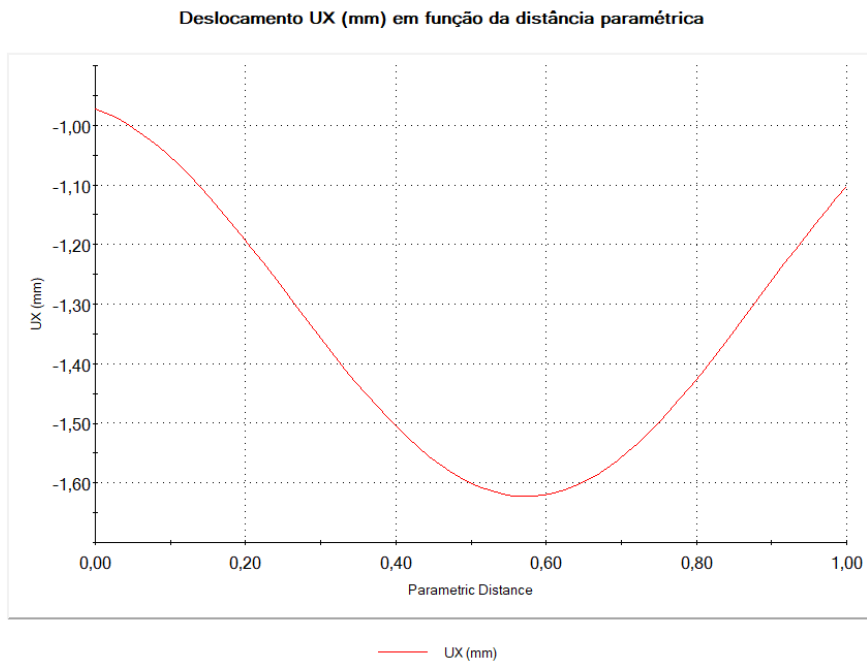


Figura 5.85 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta anterior da cabeça do fêmur.

#### 5.4.3.2 Deslocamento Vertical UY

Os deslocamentos dos nós que compõem a estrutura foram analisados na direção vertical, UY. O valor máximo verificado, referente ao deslocamento vertical, surge na região medial da cabeça do fêmur, com o valor de 0,5715 mm como se pode visualizar na Figura 5.86.

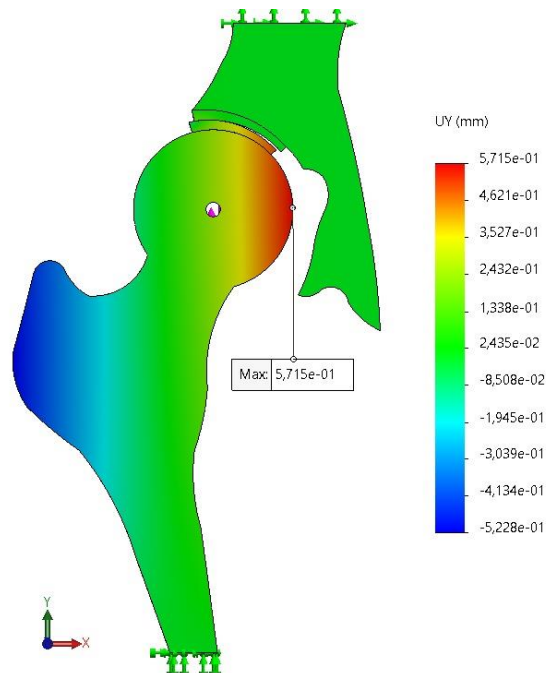


Figura 5.86 - Deslocamento máximo vertical UY situado na aresta anterior da cabeça do fêmur, na região medial.

No que diz respeito à análise da face anterior da cartilagem femoral, denota-se que o valor máximo do deslocamento UY, 0,5046 mm, surge na região ântero-medial. O valor mínimo, -0,1269mm, situa-se na região ântero-lateral, (Figura 5.87).

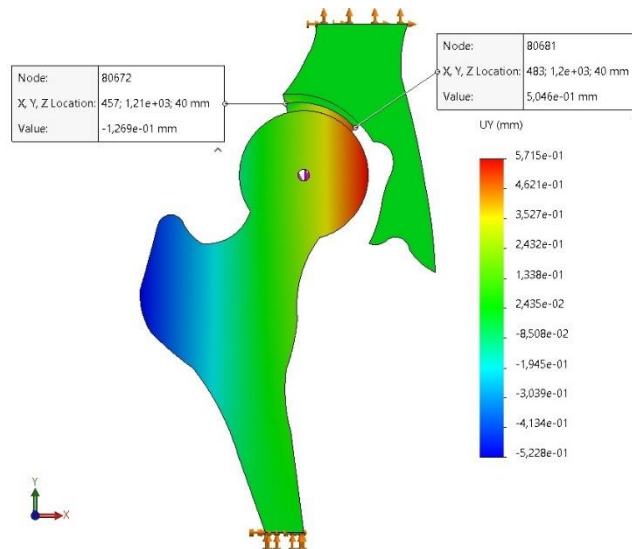


Figura 5.87 - Deslocamento vertical, UY (mm), máximo e mínimo, na face anterior da cartilagem femoral.

O seguinte gráfico (Figura 5.88), apresenta o deslocamento vertical UY (mm) dos nós da aresta superior anterior da cartilagem femoral, em função da distância paramétrica do lado lateral para o medial. Através da análise do deslocamento dos nós que compõem a estrutura em causa, constatou-se que o deslocamento vertical tem tendência a ocorrer no sentido positivo do eixo Y.

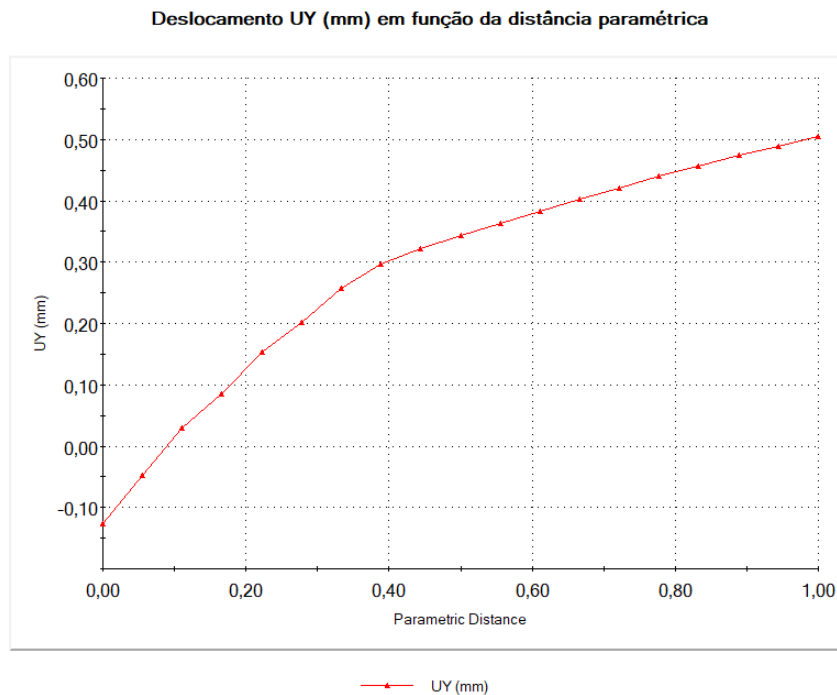


Figura 5.88 - Gráfico do deslocamento vertical UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial, da aresta superior anterior da cartilagem femoral.

Quanto aos deslocamentos verticais UY (mm) dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur, o seu comportamento está descrito no gráfico da Figura 5.89, sendo que o deslocamento UY varia em função da distância paramétrica da região medial para a região lateral. É notável que o deslocamento vertical dos nós aumenta na região medial da cabeça do fémur, até ao ponto com deslocamento máximo (0,5715 mm), e diminui posteriormente.

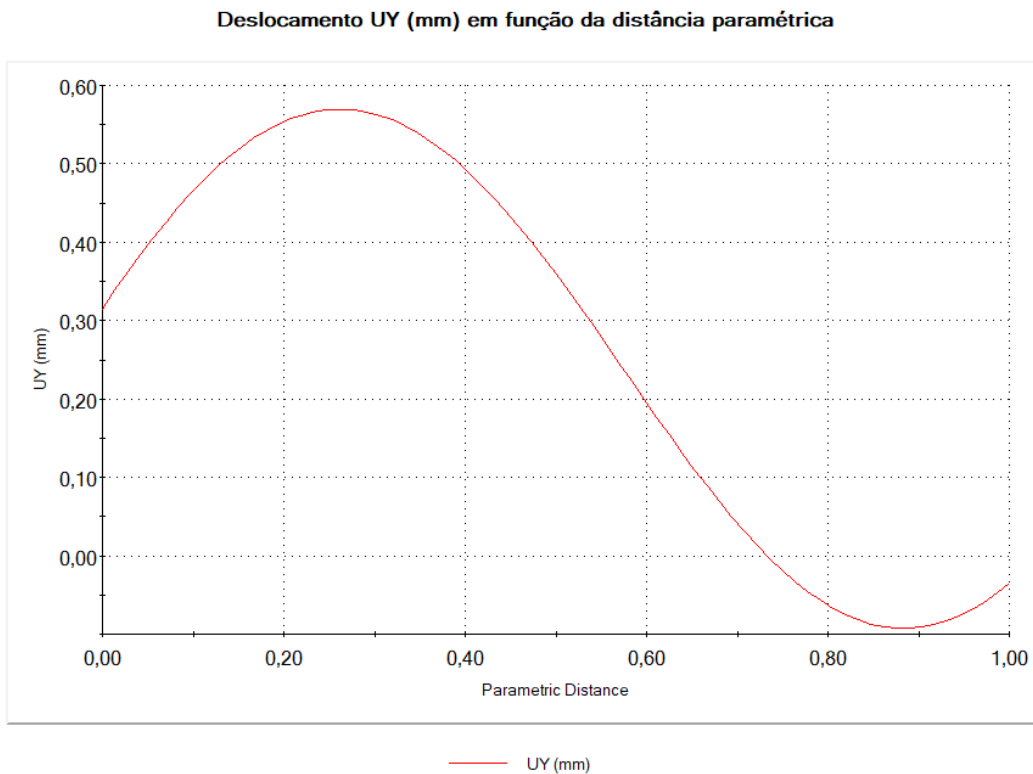


Figura 5.89 - Gráfico do deslocamento horizontal UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região medial para a lateral da aresta anterior da cabeça do fémur.

#### 5.4.3.3 Deslocamento Resultante URES

Os deslocamentos resultantes, URES, dos nós que compõem a estrutura foram analisados. O valor máximo verificado, referente ao deslocamento resultante, surge na região posterior da cartilagem femoral, com o valor de 1,773 mm como se pode visualizar na Figura 5.90.

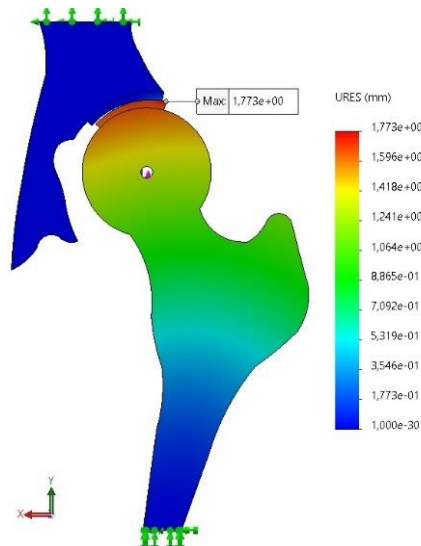


Figura 5.90 - Deslocamento máximo resultante URES (mm), situado na face posterior da cartilagem femoral.

No que diz respeito ao valor dos deslocamentos nodais resultantes, na face anterior da cartilagem femoral, verifica-se que o deslocamento máximo ocorre, na região lateral superior com o valor de 1,744 mm e o deslocamento mínimo surge na região medial inferior com o valor de 1,591 mm (Figura 5.91).

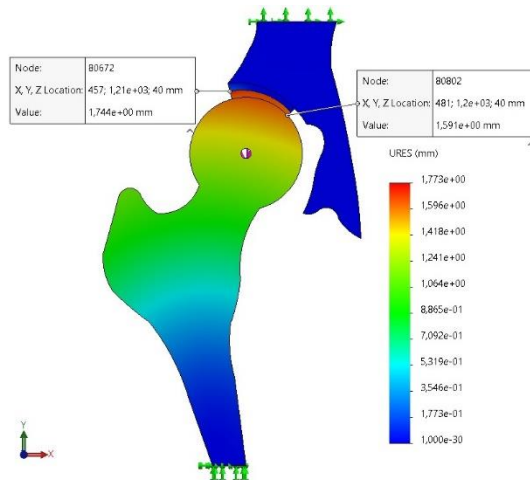


Figura 5.91 - Deslocamento Resultante máximo e mínimo na face anterior da cartilagem femoral, com o valor de 1,744 mm e 1,591 mm, respetivamente.

Como evidenciado na Figura 5.92, após o deslocamento resultante máximo (1,744 mm), os restantes deslocamentos dos nós que compõem a estrutura tendem a diminuir sucessivamente.

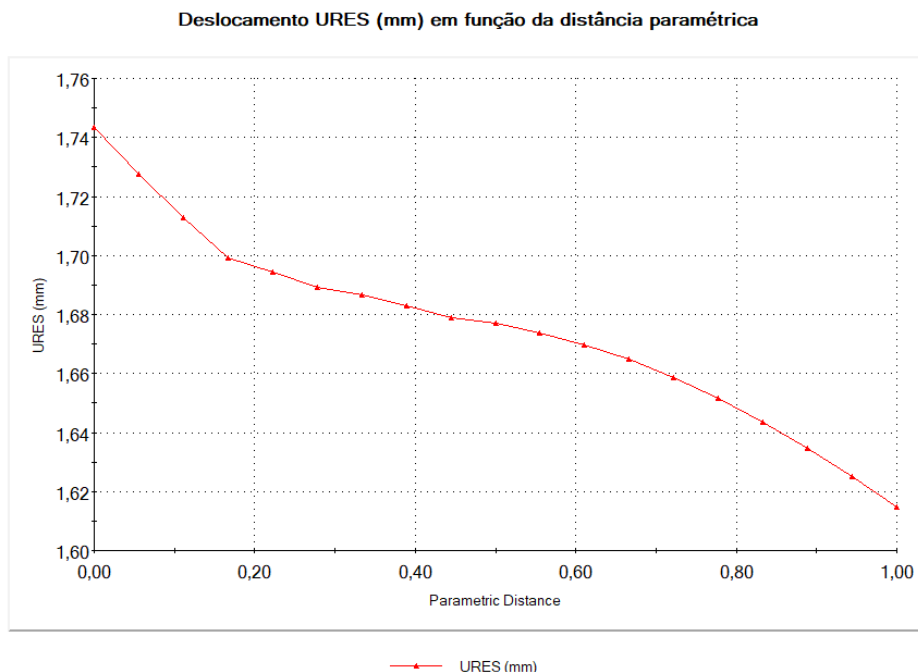


Figura 5.92 - Gráfico do deslocamento resultante URES (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta superior anterior da cartilagem femoral

Quanto ao deslocamento resultante URES (mm) dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), denota-se que o valor máximo do deslocamento, é 1,645 mm e encontra-se visível na Figura 5.93.

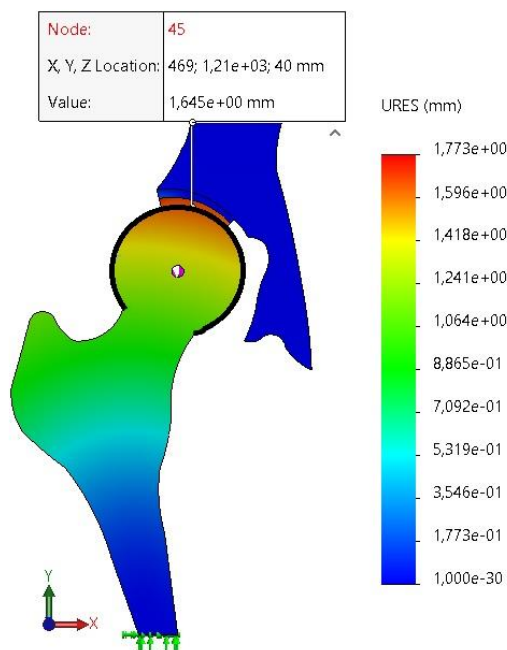


Figura 5.93 - Deslocamento máximo resultante, URES (mm) na aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), com o valor de 1,645 mm.

Através da Figura 5.94, comprova-se que o deslocamento aumenta, sucessivamente, desde a região lateral para a região medial, até atingir o valor máximo de 1,645 mm, e decresce posteriormente.

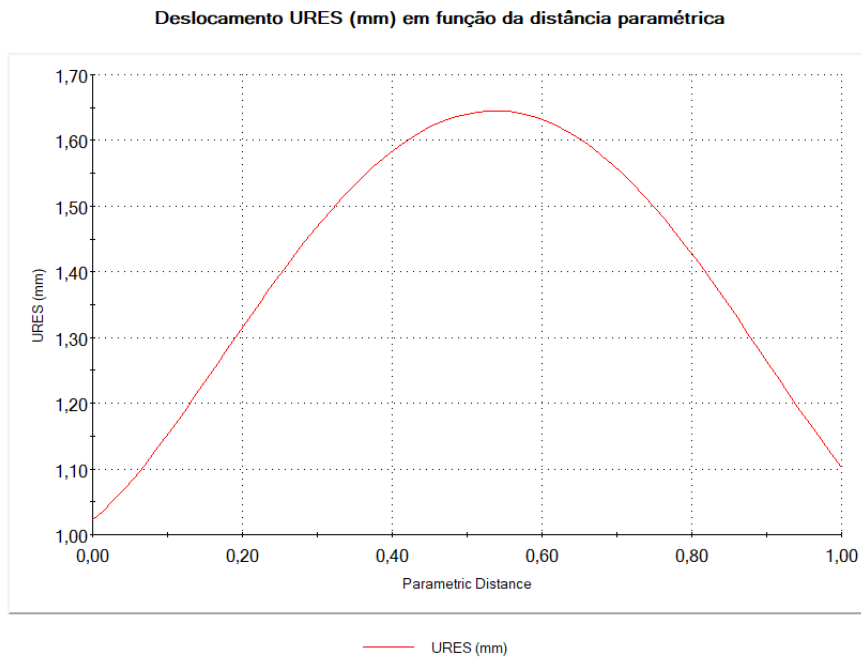


Figura 5.94 - Gráfico do deslocamento resultante URES (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta anterior da cabeça do fêmur.

Na seguinte Figura 5.95, pode ver-se o descolamento que sucedeu após a simulação, na região medial, entre a cartilagem femoral e acetabular, bem como a migração da cartilagem femoral, ultrapassando os limites da cartilagem acetabular. As linhas azuis a tracejado (imagem da direita), indicam a posição inicial da cartilagem femoral, acetabular e da cabeça do fêmur, antes da atuação da força de compressão axial.

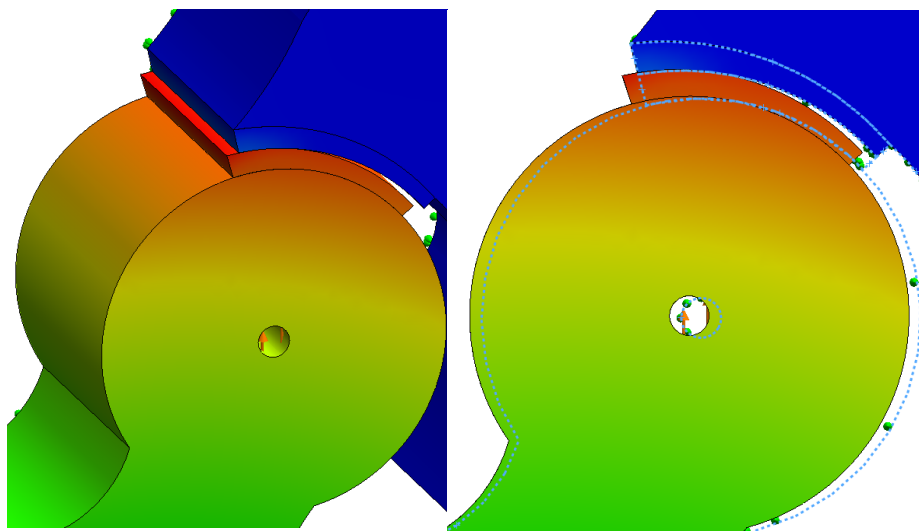


Figura 5.95 - Diferença na posição da cartilagem femoral, comparativamente com a acetabular (à esquerda). Descolamento na região medial entre a cartilagem femoral e acetabular (à direita).

## 5.5 Caso controle

### 5.5.1 Tensões induzidas

A Figura 5.96 exibe a tensão de Von Mises máxima do modelo da anca, que se situa na região lateral do osso íliaco com o valor de 3,016 MPa.

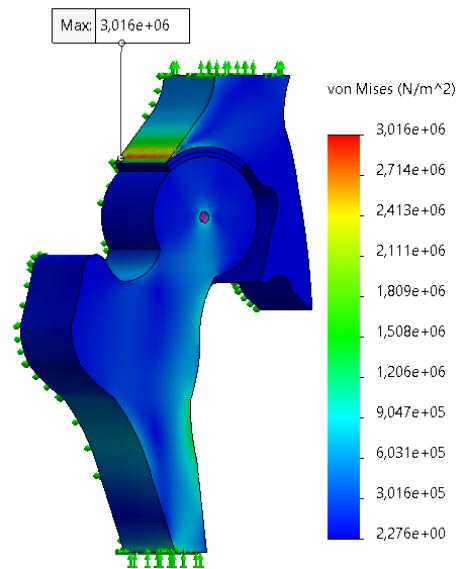


Figura 5.96 - Tensão de Von Mises máxima no osso íliaco na região lateral.

Na Figura 5.97 está representada a tensão de Von Mises Máxima no osso fêmur, sendo que está localizada na sua extremidade inferior, com o valor de 1,674 MPa.

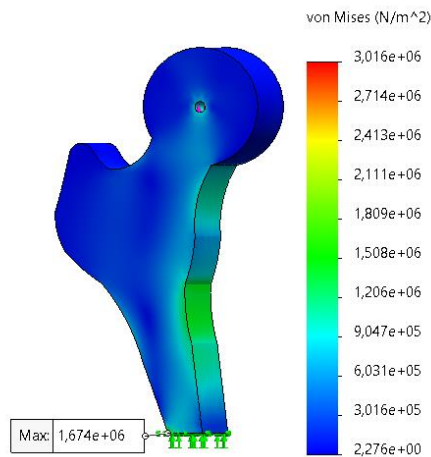


Figura 5.97 – Tensão de Von Mixes máxima no osso fêmur.

A Figura 5.98 evidencia a magnitude da tensão de Von Mises máxima na cartilagem do fêmur, com o valor de  $9,126 \times 10^{-2}$  MPa, situado inferiormente na região ântero-lateral. A

cartilagem do acetábulo obteve o valor máximo de  $9,014 \times 10^{-2}$  MPa, localizado na sua superfície côncava.

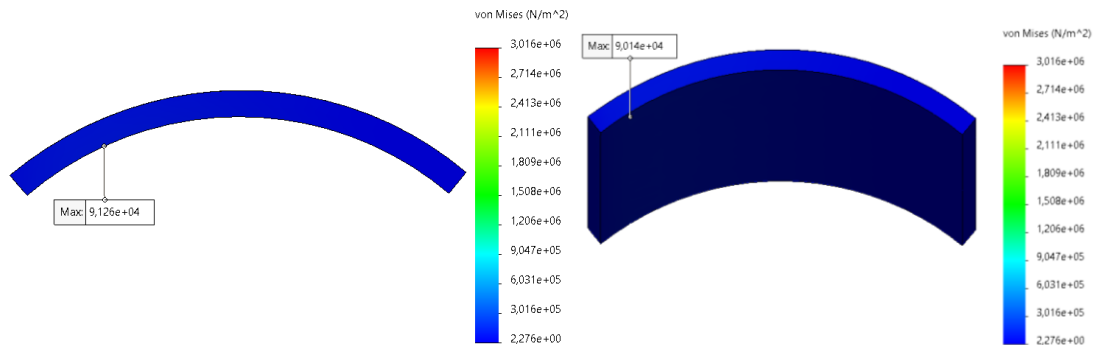


Figura 5.98 - À esquerda, vista anterior da cartilagem femoral com o valor máximo da tensão de Von Mises. À direita, vista anterior da cartilagem acetabular com o respectivo valor máximo da Tensão de Von Mises.

A tensão de Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral está descrita na Figura 5.99, sendo que a tensão máxima ocorre na região lateral, decrescendo sucessivamente. A região medial da cartilagem femoral está disposta a valores baixos de tensão.

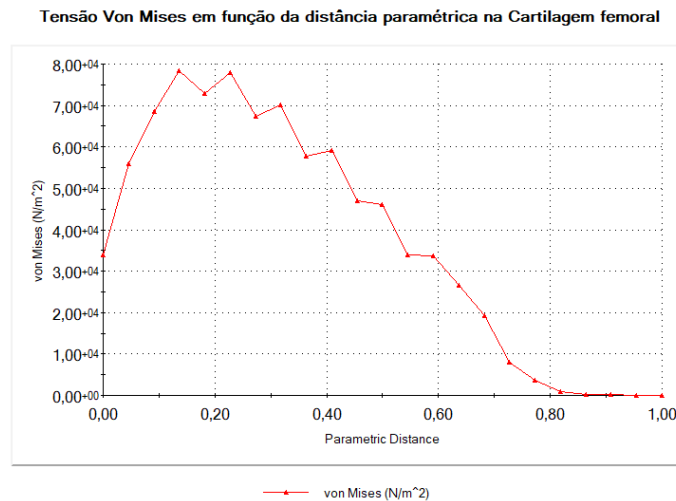


Figura 5.99 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem femoral, da região lateral para a medial.

A tensão de Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem acetabular está descrita na Figura 5.100, onde o valor máximo atingido é menor que o valor máximo na cartilagem femoral.

Tensão Von Mises em função da distância paramétrica na Cartilagem acetabular

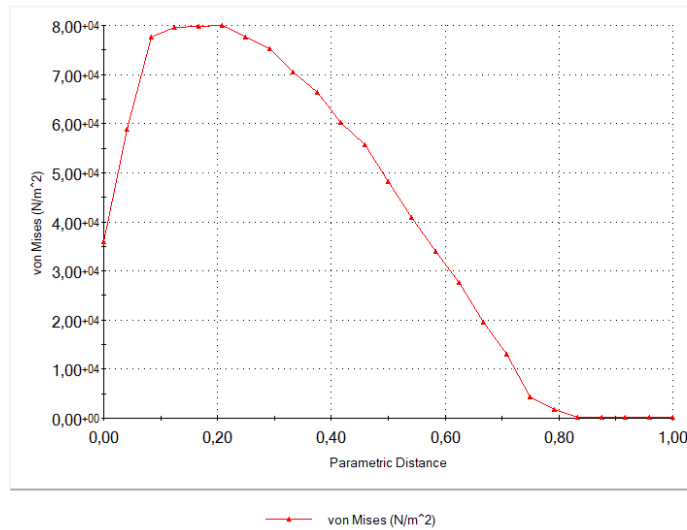


Figura 5.100 - Tensão Von Mises em função da distância paramétrica da cartilagem acetabular, da região lateral para a medial.

A região da cartilagem articular sujeita a maiores tensões é a região lateral e central. Na região medial, a tensão é mais reduzida, mas com valores superiores aos casos já mencionados.

### 5.5.2 Deformações

A Figura 5.101 demonstra a deformação máxima na cartilagem do acetábulo com o valor de  $4,247 \times 10^{-2}$ , na sua superfície côncava.

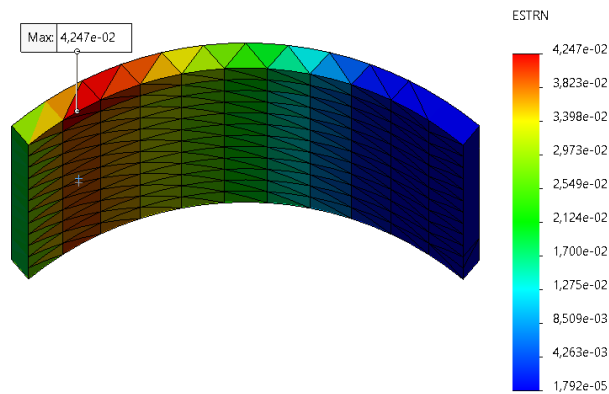


Figura 5.101 - Deformação máxima na cartilagem acetabular, na sua superfície côncava.

A deformação máxima na cartilagem femoral situa-se na região ântero-lateral, com o valor de  $4,163 \times 10^{-2}$ , como exposto na Figura 5.102.

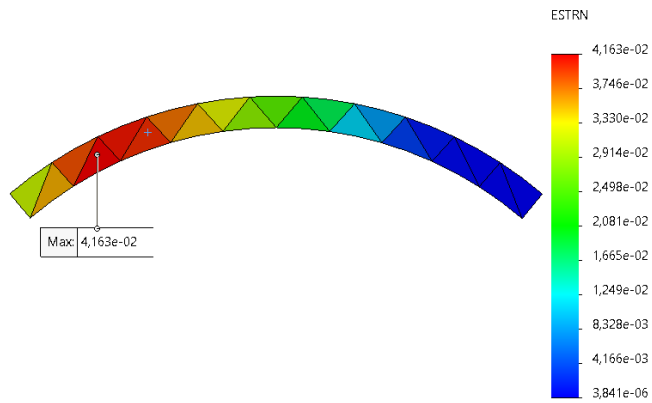


Figura 5.102 - Deformação máxima na cartilagem femoral, na região ântero-lateral.

A deformação máxima registada no osso fémur possui o valor de  $1,221 \times 10^{-3}$  (Figura 5.103).

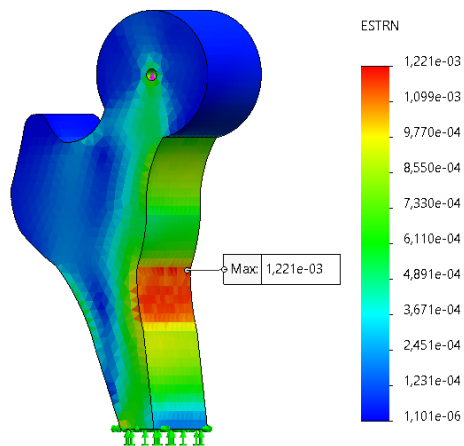


Figura 5.103 - Deformação máxima no osso fémur, na região medial.

A Figura 5.104 demonstra a deformação máxima no osso íliaco com o valor de  $1,245 \times 10^{-3}$ , na região lateral.

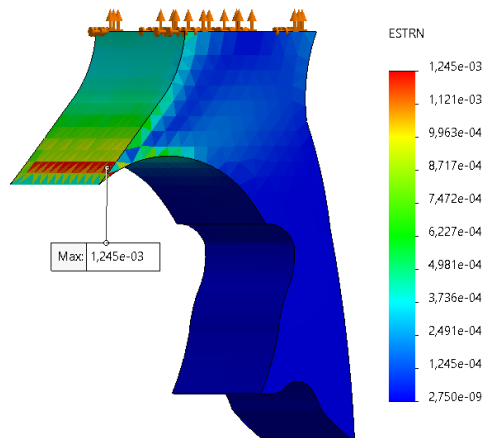


Figura 5.104 - Deformação máxima no osso íliaco, na região lateral.

### 5.5.3 Deslocamentos

#### 5.5.3.1 Deslocamento Horizontal UX

O deslocamento máximo horizontal está presente na face superior da cartilagem femoral, com o valor de 0,5091 mm (Figura 5.105).

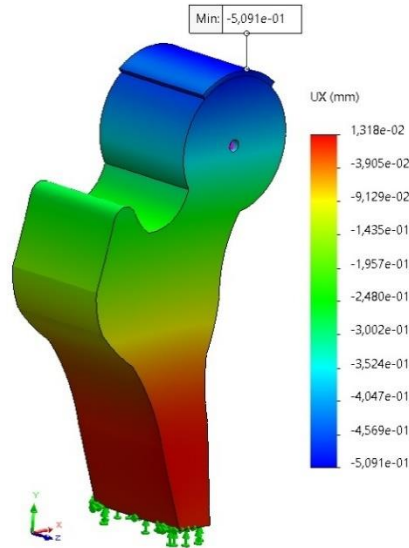


Figura 5.105 - Deslocamento horizontal máximo na superfície superior da cartilagem femoral.

No que diz respeito ao valor dos deslocamentos nodais horizontais, na face anterior da cartilagem femoral, verifica-se que o deslocamento máximo ocorre, na região medial com o valor de 0,5079 mm e o deslocamento mínimo surge na região lateral com o valor de 0,4311 mm, (Figura 5.106).

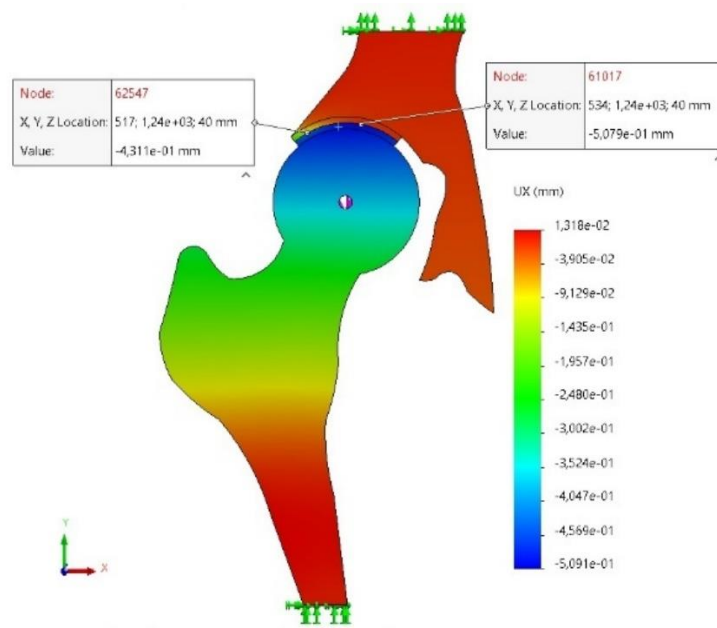


Figura 5.106 – Deslocamento horizontal máximo e mínimo, na face anterior da cartilagem femoral.

A seguinte Figura 5.107, retrata o deslocamento horizontal dos nós da aresta anterior superior da cartilagem femoral, constata-se que neste caso de controle, o deslocamento horizontal diminui, inicialmente, de seguida a tendência dos nós é aumentar o valor do deslocamento horizontal, até atingir o valor máximo (0,6851 mm), e posteriormente, diminuir o valor. Verifica-se que os nós com maiores deslocamentos horizontais, se situam na região medial da cartilagem femoral.

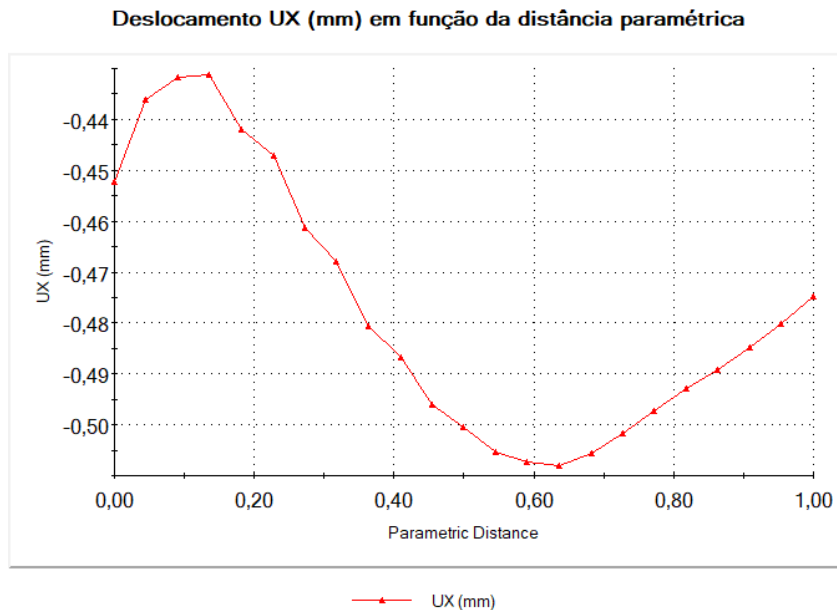


Figura 5.107 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial, da aresta superior anterior da cartilagem femoral.

Com base na análise do gráfico da Figura 5.108, constata-se que neste caso de controle, a relação quase linear realçada nos casos acima, entre a altura Y e o deslocamento horizontal UX, não é tão efetiva. Sendo que neste caso, não se pode afirmar que os nós dispostos superiormente, tenham mais deslocamento horizontal, UX, que os nós dispostos inferiormente.

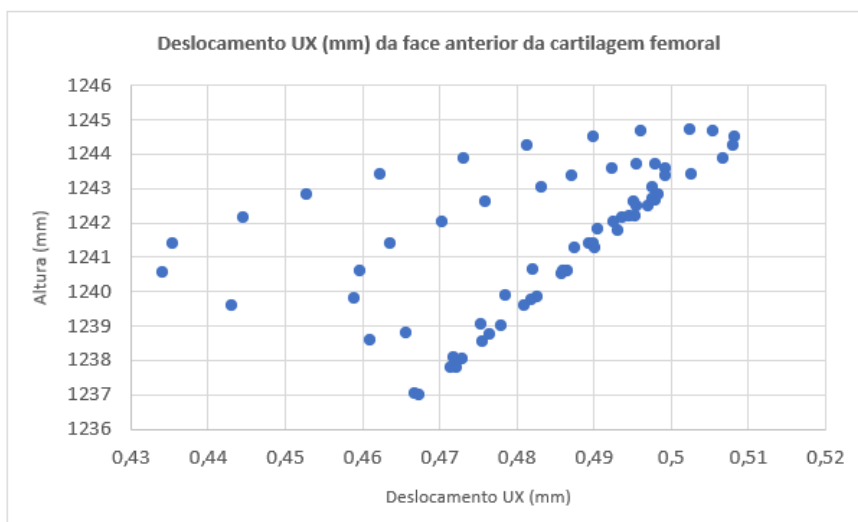


Figura 5.108 - Gráfico dos valores da altura (mm) em função dos deslocamentos horizontais UX (mm), dos nós da face anterior da cartilagem femoral.

Quanto aos deslocamentos horizontais UX (mm) dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), denota-se que o valor máximo do deslocamento UX, é 0,4979 mm e encontra-se visível na Figura 5.109.

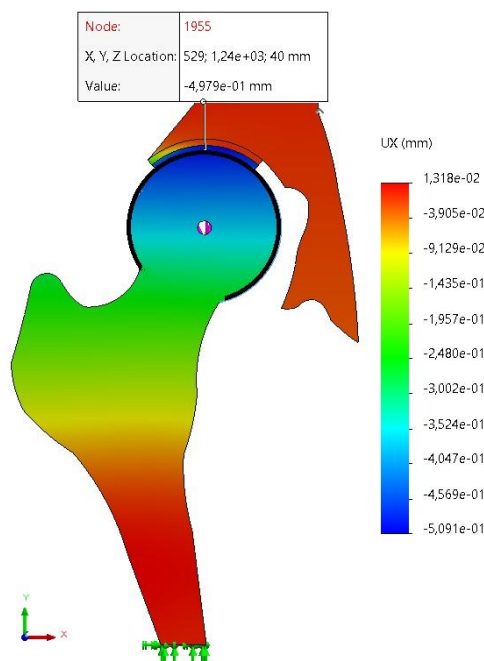


Figura 5.109 - Deslocamento máximo horizontal, UX (mm) na aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), com o valor de 0,4979 mm.

O comportamento do deslocamento horizontal dos nós da aresta mencionada, está descrito na Figura 5.110, onde é notável que o deslocamento dos nós aumenta desde a região lateral do colo do fémur até ao ponto com deslocamento máximo (0,4979 mm) e diminui posteriormente, no sentido da região medial.

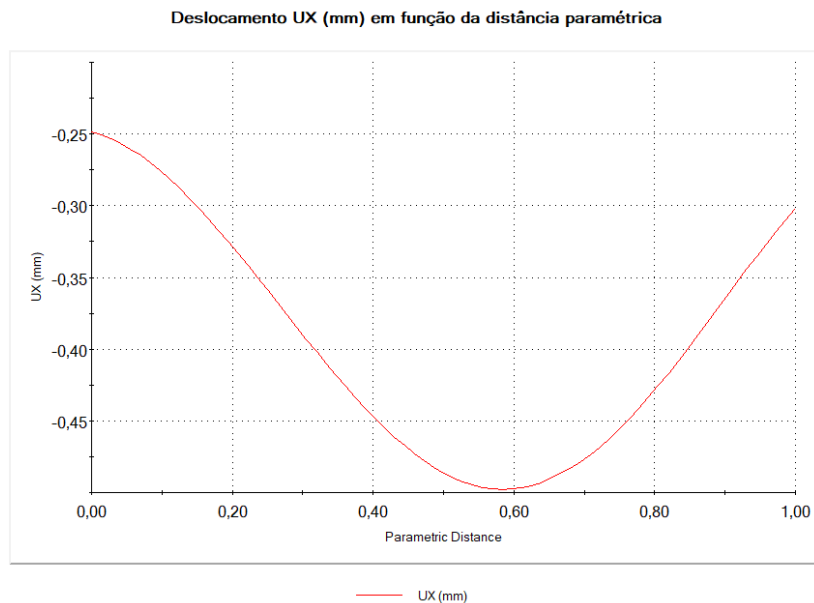


Figura 5.110 - Gráfico do deslocamento horizontal UX (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial, da aresta anterior da cabeça do fêmur.

### 5.5.3.2 Deslocamento Vertical UY

Os deslocamentos dos nós que compõem a estrutura foram analisados na direção vertical, UY. A Figura 5.111, ilustra o nó com o maior valor de deslocamento na direção vertical, sendo que este se situa na região medial da aresta anterior da cabeça do fêmur, com o valor de 0,2570 mm.

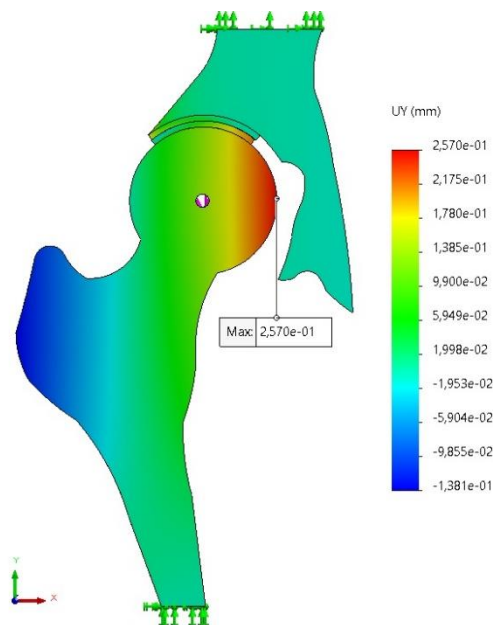


Figura 5.111 - Deslocamento máximo vertical UY situado na aresta anterior da cabeça do fêmur, na região medial.

No que diz respeito à análise da face anterior da cartilagem femoral, denota-se que o valor máximo do deslocamento UY, 0,2194 mm, surge na região ântero-medial. O valor mínimo,  $3,938 \times 10^{-2}$  mm, situa-se na região ântero-lateral, (Figura 5.112).

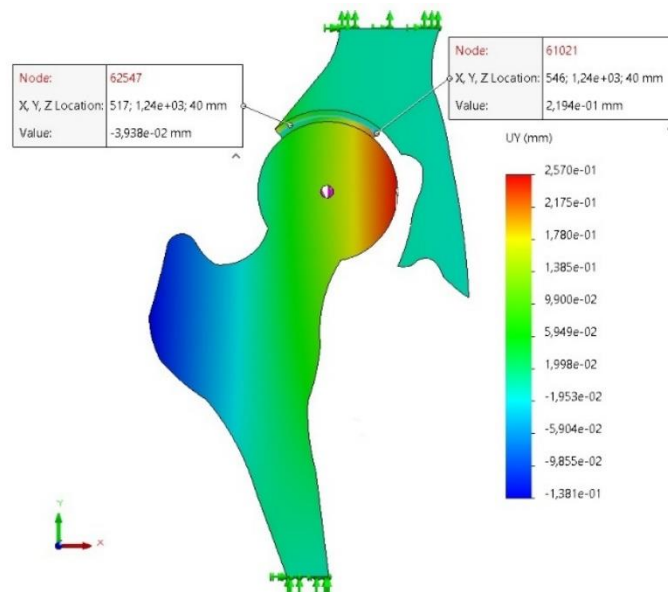


Figura 5.112 - Deslocamento vertical, UY (mm), máximo e mínimo na face anterior da cartilagem femoral.

O seguinte gráfico (Figura 5.113), apresenta o deslocamento vertical UY (mm) dos nós da aresta superior anterior da cartilagem do fêmur, em função da distância paramétrica do lado lateral para o medial. Através da análise do deslocamento dos nós que compõem a estrutura em causa, constatou-se que o deslocamento vertical tem tendência a ocorrer no sentido positivo do eixo Y.

Deslocamento UY (mm) em função da distância paramétrica

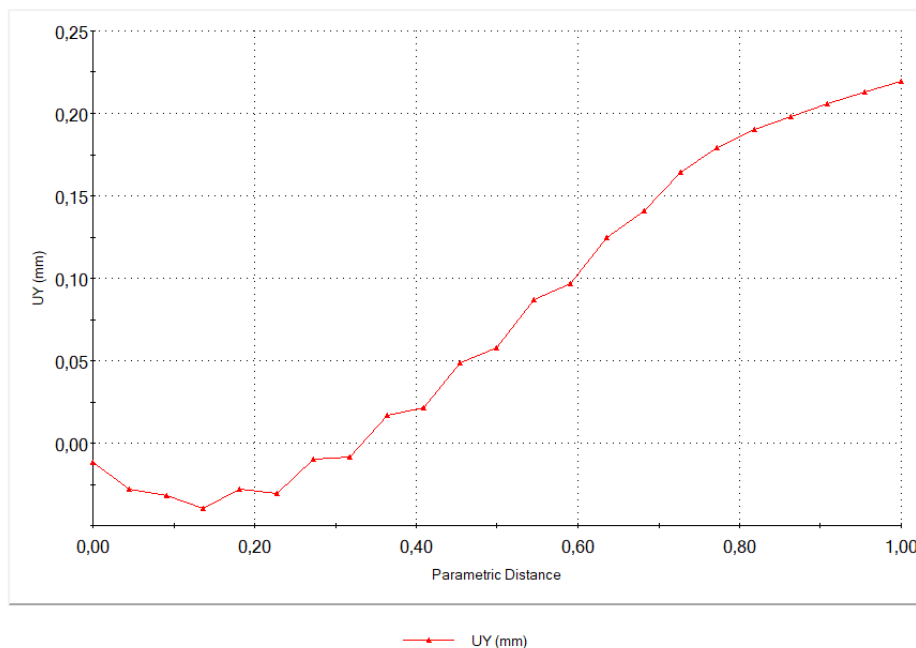


Figura 5.113 - Gráfico do deslocamento vertical UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta superior anterior da cartilagem femoral.

Quanto aos deslocamentos verticais UY (mm) dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur, o seu comportamento está descrito no gráfico da Figura 5.114, sendo que o deslocamento UY varia em função da distância paramétrica da região medial para a região lateral. É notável que o deslocamento vertical dos nós aumenta na região medial da cabeça do fémur, até ao ponto com deslocamento máximo (0,2194 mm), e diminui posteriormente.

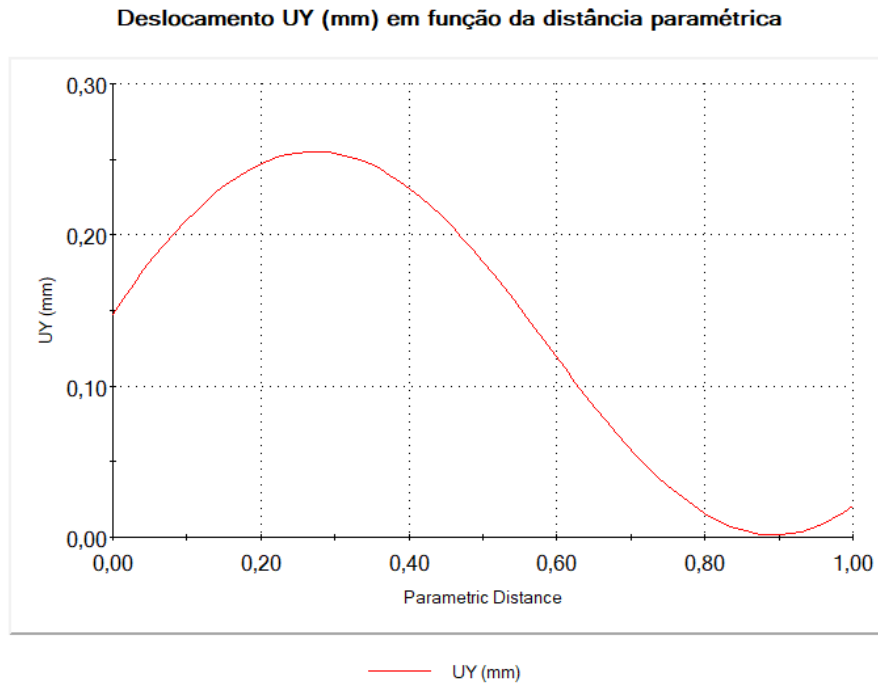


Figura 5.114 - Gráfico do deslocamento horizontal UY (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região medial para a lateral, da aresta anterior da cabeça do fémur.

### 5.5.3.3 Deslocamento Resultante URES

Os deslocamentos resultantes, URES, dos nós que compõem a estrutura foram analisados. A Figura 5.115, mostra o nó com o maior valor de deslocamento resultante, sendo que este se situa na superfície superior da cartilagem femoral, com o valor de 0,5303 mm.

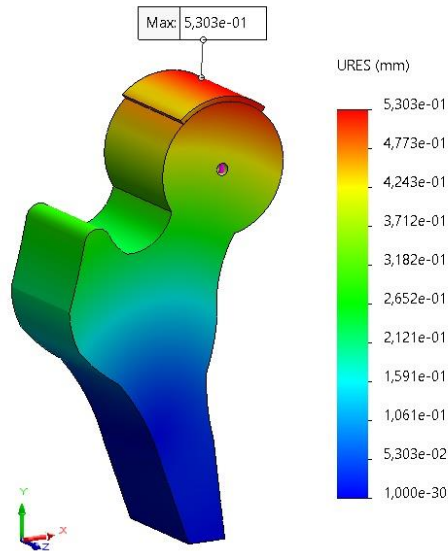


Figura 5.115 - Deslocamento máximo resultante, URES (mm) situado na região superior da cartilagem femoral.

Relativamente ao valor dos deslocamentos nodais resultantes, na face anterior da cartilagem femoral, verifica-se que o deslocamento máximo ocorre, na região medial com o valor de 0,5286 mm e o deslocamento mínimo surge na região lateral com o valor de 0,4353 mm (Figura 5.116).

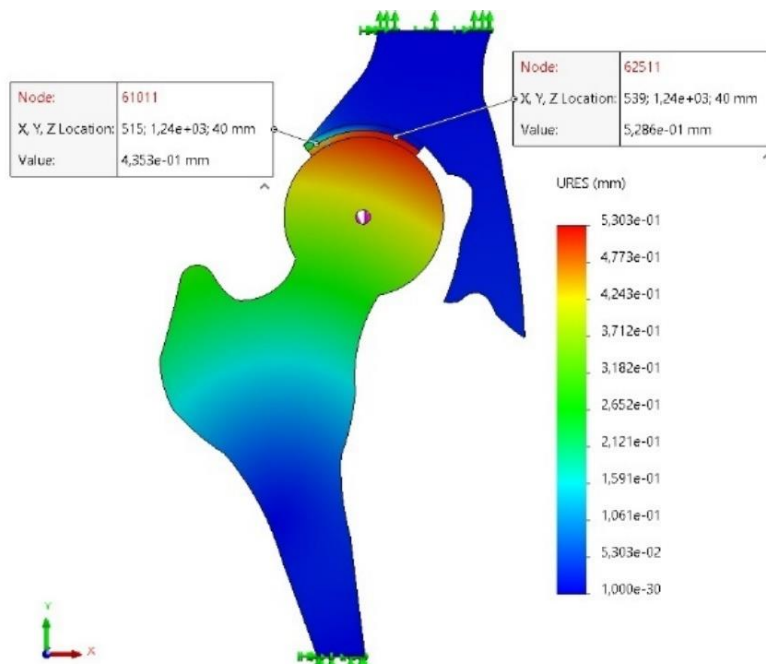


Figura 5.116 - Deslocamento resultante URES (mm), máximo e mínimo na face anterior da cartilagem femoral.

O seguinte gráfico (Figura 5.117) apresenta o deslocamento resultante dos nós da aresta superior anterior da cartilagem do fémur, em função da distância paramétrica do lado lateral para o medial. Através da análise do deslocamento dos nós, constatou-se que o deslocamento resultante atinge o valor mínimo (0,4353 mm) na região lateral da cartilagem

femoral. De seguida o deslocamento vertical aumenta, até atingir o valor máximo (0,5286 mm), na região medial da cartilagem femoral.

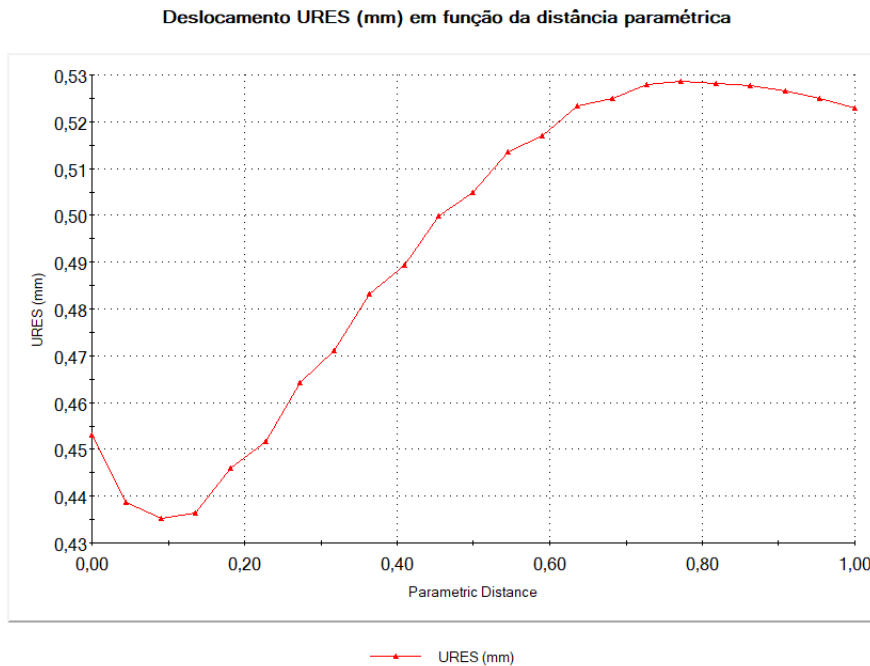


Figura 5.117 - Gráfico do deslocamento resultante URES (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial da aresta superior anterior da cartilagem femoral.

O deslocamento máximo resultante, da aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto) possui o valor de 0,5198 mm e pode ser visualizado na Figura 5.118.

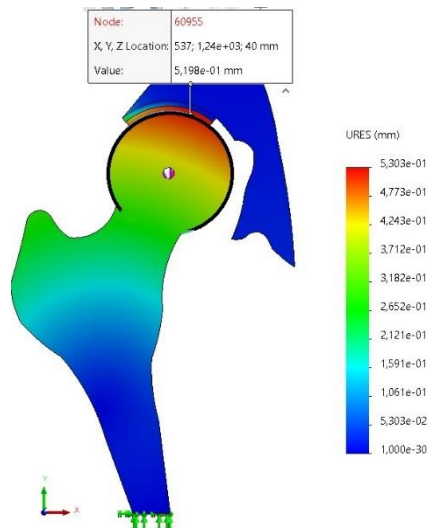


Figura 5.118 - Deslocamento máximo resultante, URES (mm) na aresta anterior da cabeça do fémur (sublinhada a preto), com o valor de 0,5198 mm.

Quanto aos deslocamentos resultantes dos nós da aresta anterior da cabeça do fémur, o seu comportamento está descrito na Figura 5.119, onde é notável que o deslocamento

resultante dos nós, aumenta desde a região lateral do colo do fémur, até ao ponto com deslocamento máximo, e diminui posteriormente no sentido da região medial.

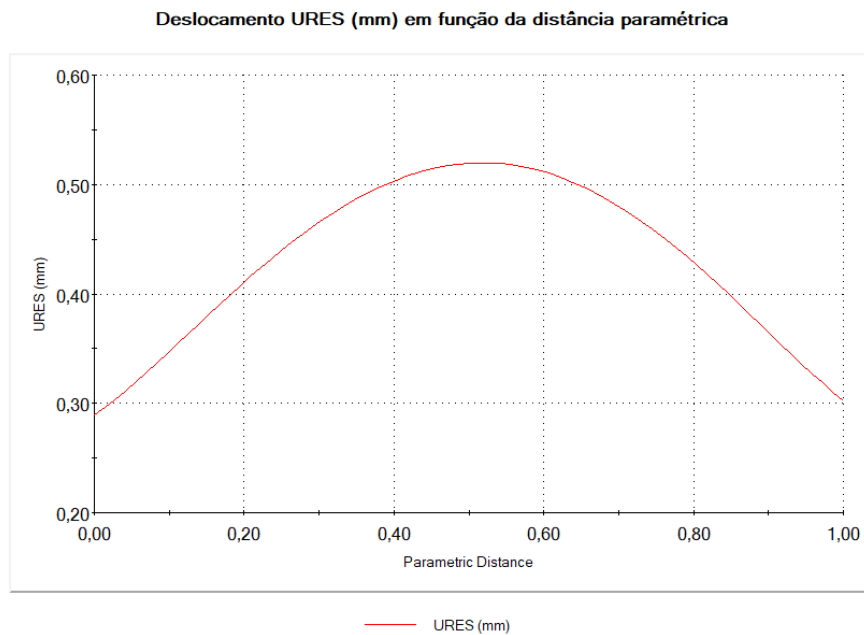


Figura 5.119 - Gráfico do deslocamento resultante URES (mm) dos nós, em função da distância paramétrica, da região lateral para a medial, da aresta anterior da cabeça do fémur.

Na seguinte Figura 5.120, pode ver-se o descolamento que sucedeu após a simulação, na região medial, entre a cartilagem femoral e acetabular, bem como a migração da cartilagem femoral, ultrapassando os limites da cartilagem acetabular. As linhas azuis a tracejado (imagem da direita), indicam a posição inicial da cartilagem femoral, acetabular e da cabeça do fémur, antes da atuação da força de compressão axial. É notório, que no presente Caso o descolamento entre as cartilagens é muito menos evidente, pois foi o Caso que apresentou o menor valor no deslocamento resultante (lateral e vertical).

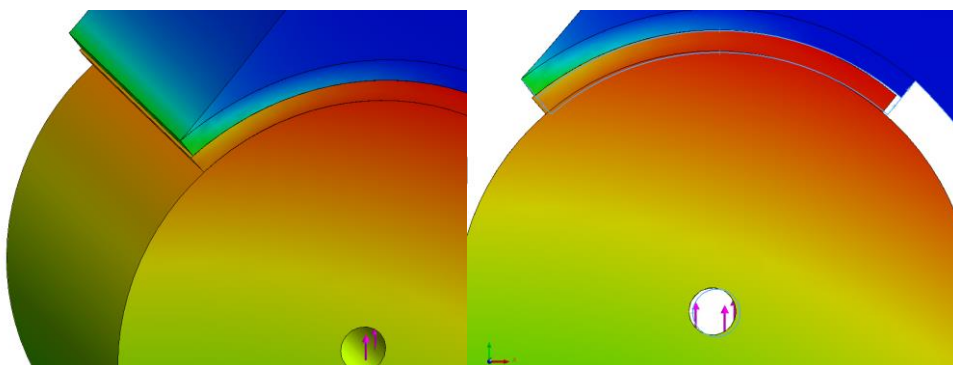


Figura 5.120 - Diferença na posição da cartilagem femoral, comparativamente com a acetabular (à esquerda). Descolamento na região medial entre a cartilagem femoral e acetabular (à direita).





## 6 Conclusão e Discussão

Neste Capítulo serão discutidos os resultados obtidos no Capítulo 5. Relativamente aos valores da tensão de Von Mises presentes na Tabela 6.1, é possível inferir que os maiores valores de tensão, foram confirmados em pontos afastadas da aplicação da força de compressão, sendo que estão correlacionados com as condições de fronteiras aplicadas, isto é, resultam da acumulação de tensão nas proximidades dos nós que foram estipulados como “fixos” (superfície superior do osso íliaco e superfície inferior do osso fêmur).

Verifica-se que a tensão de Von Mises Máxima surge no caso 1 com o valor de 3,520 MPa e no caso 3 com o valor de 2,101 MPa, cerca de 1,675 vezes maior que no caso 3. Esta tensão máxima ocorre em ambos os casos na região lateral do íliaco. As tensões máximas no fêmur localizam-se medialmente, sensivelmente na mesma região, com o valor de 1,874MPa no caso 3 e 1,632 no caso 1. Depreende-se que a zona lateral do íliaco é a região com maior tensão, seguindo-se a região medial do fêmur, tais acontecimentos advêm dos constrangimentos impostos. No Caso 2 e Caso 4, a tensão máxima situa-se na região medial do fêmur. Contudo, as condições de fronteira foram idênticas para todos os casos estudados, pelo que os diferentes valores de tensão induzidos e a sua localização, decorrem das diferenças no ACL, IA, e da geometria da cartilagem articular.

Tabela 6.1 - Valores da Tensão de Von Mises e Deformação máximas, encontrados nos cinco casos analisados.

<b>Caso</b>	<b>Tensão Von Mises Máxima (MPa)</b>	<b>Deformação Máxima</b>
<b>Caso 1</b>	3,520	$6,045 \times 10^{-2}$
<b>Caso 2</b>	2,039	$7,889 \times 10^{-2}$
<b>Caso 3</b>	2,101	$5,808 \times 10^{-2}$
<b>Caso 4</b>	2,455	$5,822 \times 10^{-2}$
<b>Controle</b>	3,016	$4,247 \times 10^{-2}$

Na Tabela 6.2 estão presentes os valores da tensão máxima encontrados na cartilagem femoral, na cartilagem acetabular e na cartilagem articular.

Tabela 6.2 - Tensão máxima obtida na cartilagem femoral, na cartilagem acetabular e na cartilagem articular para os 5 casos analisados.

<b>Caso</b>	<b>Tensão Máxima (MPa) Cartilagem femoral</b>	<b>Tensão Máxima (MPa) Cartilagem acetabular</b>	<b>Tensão Máxima (MPa) Cartilagem articular</b>
<b>Caso 1</b>	$1,247 \times 10^{-1}$	$1,339 \times 10^{-1}$	$2,586 \times 10^{-1}$
<b>Caso 2</b>	$1,696 \times 10^{-1}$	$1,780 \times 10^{-1}$	$3,476 \times 10^{-1}$
<b>Caso 3</b>	$1,383 \times 10^{-1}$	$1,079 \times 10^{-1}$	$2,462 \times 10^{-1}$
<b>Caso 4</b>	$1,288 \times 10^{-1}$	$1,010 \times 10^{-1}$	$2,298 \times 10^{-1}$
<b>Controle</b>	$9,126 \times 10^{-2}$	$9,014 \times 10^{-2}$	$1,814 \times 10^{-1}$

O valor da tensão máxima, foi localizado na região lateral da cartilagem articular para todos os casos analisados. Como se pode verificar na Tabela 6.2, a tensão máxima na cartilagem do acetábulo é maior do que a tensão máxima na cartilagem femoral, no Caso 1 e Caso 2. Por outro lado, a tensão máxima é maior na cartilagem femoral do que na cartilagem acetabular no Caso 3, Caso 4 e Caso Controle. No Caso 3 e Caso 4, o aumento da espessura da cartilagem articular, faz com que os valores da tensão máxima na cartilagem femoral, sejam superiores aos da cartilagem acetabular. No que diz respeito à tensão máxima da cartilagem articular, tem-se que nos casos com espessura da cartilagem constante, o Caso 2 representa o caso com maior tensão. Através dos gráficos da tensão de Von Mises em função da distância paramétrica, da cartilagem femoral e acetabular, apresentados no Capítulo 5 (Tensões Induzidas), deduz-se que no Caso 1 e Caso 3, as tensões concentram-se na porção lateral e central da cartilagem articular. No Caso 2 e Caso 4, as tensões concentram-se na região lateral, sendo que as tensões máximas se encontram na porção periférica da cartilagem articular. O Caso Controle, apresenta uma distribuição de tensões mais uniforme, a concentração de tensões está mais dividida pela região lateral, central e medial, porém os valores mais elevados estão na região lateral. Os resultados obtidos, são concordantes com os resultados do estudo realizado por Nobuo et.al, abordado no Estado de arte (capítulo 2, seção 2.2), onde nos casos com espessura da cartilagem constante, o caso com menor ACL exibe valores de tensão maiores, e o caso com maior ACL, exibe menores valores de tensão. Ou seja, quanto menor o ACL (Caso 2 com ACL de 15°), maior o

valor de tensão máxima da cartilagem articular, e quanto maior o ACL (Caso Controle com ACL 40°), menor o valor de tensão máxima.

Por outro lado, nos casos onde a cartilagem articular é mais espessa lateralmente, o comportamento altera-se. O Caso 3 (ACL de 28°) apresenta o valor de tensão máxima mais elevado, comparativamente ao Caso 4 (ACL de 15°), contrariamente ao que ocorre nos casos com espessura constante. Desta forma, a espessura da cartilagem interfere com os resultados, sendo que os casos com maior espessura e com maior cobertura acetabular, possuem valores de tensão máxima mais elevados, do que os casos com maior espessura, mas com menor cobertura acetabular.

Relativamente à deformação máxima averiguada nos casos em estudo, os respetivos valores estão referidos na Tabela 6.3.

Tabela 6.3 - Deformação máxima e média na cartilagem femoral e na cartilagem acetabular nos 5 casos analisados.

<b>Caso</b>	<b>Deformação Máxima Cartilagem femoral</b>	<b>Deformação Máxima Cartilagem acetabular</b>	<b>Deformação Média Cartilagem femoral</b>	<b>Deformação Média Cartilagem acetabular</b>
<b>Caso 1</b>	$5,930 \times 10^{-2}$	$6,045 \times 10^{-2}$	$1,929 \times 10^{-2}$	$1,968 \times 10^{-2}$
<b>Caso 2</b>	$7,889 \times 10^{-2}$	$7,761 \times 10^{-2}$	$1,940 \times 10^{-2}$	$1,857 \times 10^{-2}$
<b>Caso 3</b>	$5,808 \times 10^{-2}$	$5,228 \times 10^{-2}$	$1,640 \times 10^{-2}$	$1,542 \times 10^{-2}$
<b>Caso 4</b>	$5,822 \times 10^{-2}$	$4,774 \times 10^{-2}$	$1,235 \times 10^{-2}$	$1,094 \times 10^{-2}$
<b>Controle</b>	$4,163 \times 10^{-2}$	$4,247 \times 10^{-2}$	$1,751 \times 10^{-2}$	$1,796 \times 10^{-2}$

Os valores máximos da deformação na cartilagem acetabular no Caso 1, Caso 3 e Caso Controle ocorrem na superfície côncava da cartilagem acetabular, sendo que o Caso 1 é o que apresenta uma maior deformação, segue-se o Caso 3, e por último, o Caso Controle. Os valores máximos da deformação na cartilagem femoral no Caso 1 e Caso Controle, surgem na região ântero-lateral, sendo que o Caso 1 ( $5,930 \times 10^{-2}$ ) apresenta um valor mais elevado, que o Caso Controle ( $4,163 \times 10^{-2}$ ).

No Caso 3, a deformação máxima na cartilagem femoral, surge entre a face superior e a face inferior, mais próximo da região ântero-lateral.

Os valores máximos da deformação na cartilagem femoral no Caso 2 e no Caso 4, situam-se na sua face lateral, sendo que a deformação máxima no Caso 2 ( $7,889 \times 10^{-2}$ ) é superior à deformação máxima no Caso 4 ( $5,822 \times 10^{-2}$ ). A deformação máxima na cartilagem acetabular no Caso 2 ( $7,761 \times 10^{-2}$ ), situa-se na sua face lateral, sendo superior à deformação máxima no Caso 4 ( $4,774 \times 10^{-2}$ ) que se situa entre a sua face superior e a face inferior, mais próximo da região ântero-lateral.

O Caso que apresenta maior deformação máxima na cartilagem acetabular e na cartilagem femoral é o Caso 2. A deformação máxima na cartilagem femoral, por ordem decrescente, de acordo com os casos em estudo é: Caso 2, Caso 1, Caso 4, Caso 3 e Caso Controle. Depreende-se que quanto mais constante for a espessura da cartilagem e quanto menor a cobertura acetabular, maior a deformação. Nos casos com maior espessura (Caso 3 e Caso 4), prevalece o caso com menor cobertura acetabular (Caso 4). O caso Controle é o caso com menor deformação na cartilagem femoral, pois é o que possui maior cobertura acetabular.

De forma a correlacionar a deformação com o deslocamento máximo, verificou-se a deformação média entre o Caso 1 e o Caso 3, esta é menor no Caso 3, e entre o Caso 2 e o Caso 4, a deformação média é menor no Caso 4. Por conseguinte, a deformação média é menor nos casos com maior espessura da cartilagem articular (Caso 3 e Caso 4). Tal acontecimento, pode advir do facto do deslocamento representar um integral da deformação, ao longo de um comprimento. Portanto, se o comprimento de integração for elevado (o que acontece no caso de ter maior espessura), o deslocamento será maior, se o comprimento de integração for reduzido, o deslocamento será menor. No caso 3, a deformação média é menor que no caso 1, mas o deslocamento é maior, porque a cartilagem articular é mais espessa. No caso 4, a deformação média é menor que no caso 2, mas o deslocamento é maior porque a cartilagem articular é mais espessa. O Caso Controle, representa um caso intermédio, em termos da deformação média. Quando a espessura da cartilagem articular é menor, esta é mais rígida, obtém-se menos deslocamento, e quando a espessura é maior, é menos rígida, obtém-se mais deslocamento.

Um dos pontos relevantes, é a questão do encastramento do osso fémur na sua extremidade inferior. Quando se tem a força aplicada no centro da cabeça do fémur, e se coloca o encastramento na região distal do fémur, formam-se reações nessa zona e no acetábulo. Na realidade, o que ocorre é a ação da cabeça do fémur contra o acetábulo. Portanto, a reação no acetábulo vai ser diferente quando se coloca o encastramento mencionado, já que parte da força exercida no centro da cabeça do fémur, é suportada pelo encastramento e a outra parte pelo acetábulo. Consequentemente, a força externa no acetábulo é menor. No entanto, se estamos a aplicar uma força que é a reação do solo sobre a articulação da anca, faz sentido que a parte inferior do fémur esteja fixa no solo.

No que se refere aos deslocamentos obtidos, estes são devidos às forças externas (força de compressão axial aplicada no centro da cabeça femoral e forças de reação) que podem produzir movimentos de translação e de rotação. Na tabela 6.4, estão expostos os valores dos deslocamentos horizontais máximos (em módulo), UX, bem como os valores dos

deslocamentos verticais máximos, UY, e os deslocamentos resultantes máximos, URES, obtidos para cada caso em estudo.

Tabela 6.4 – Deslocamento horizontal (lateral), deslocamento vertical e deslocamento resultante máximos para cada caso analisado.

<b>Deslocamento máximo (mm)</b>	<b>Caso 1</b>	<b>Caso 2</b>	<b>Caso 3</b>	<b>Caso 4</b>	<b>Controle</b>
<b>Deslocamento UX</b>	0,7917	1,264	1,069	1,767	0,5091
<b>Deslocamento UY</b>	0,3291	0,4469	0,4019	0,5715	0,2570
<b>Deslocamento URES</b>	0,8106	1,270	1,083	1,773	0,5303

Constata-se por observação da Tabela 6.4, que o caso com maior deslocamento lateral é o Caso 4 (pouca cobertura da cabeça do fémur, e maior espessura na cartilagem articular na região lateral do que na medial), de seguida o Caso 2 (pouca cobertura da cabeça do fémur, mas espessura da cartilagem articular constante), depois o Caso 3 (boa cobertura da cabeça do fémur, maior espessura da cartilagem articular lateralmente), segue-se o caso 1 (boa cobertura da cabeça do fémur e espessura da cartilagem articular constante) e, por último, o Caso Controle. Desta forma, conclui-se que o menor recobrimento da cabeça femoral (menos material) e maior espessura da cartilagem articular, contribuem para maiores deslocamentos laterais. Nos casos com maior cobertura da cabeça do fémur, o deslocamento diminui do caso com mais espessura da cartilagem articular, para o caso com menos espessura. O mesmo sucede em relação ao deslocamento vertical (UY) e, conseqüentemente, ao deslocamento resultante (URES).

Através dos resultados abordados no Capítulo 5, retiraram-se várias conclusões referentes ao deslocamento horizontal UX, da cartilagem femoral para cada caso. No Caso 1, os pontos nodais da cartilagem femoral, que estão localizados na região central, possuem maiores deslocamentos laterais, enquanto os nós que se encontram mais afastados, possuem menores deslocamentos laterais, ou seja, o comportamento do deslocamento dos nós, é muito semelhante, entre a região lateral e a região medial. Esta semelhança, pode dever-se ao facto da porção de cartilagem localizada lateralmente, ser idêntica à porção de cartilagem localizada medialmente), com a mesma espessura da cartilagem articular em ambos os lados (lateral e medial).

No Caso 3, a cobertura da cabeça do fémur é a mesma do que no Caso 1, mas como a espessura da cartilagem é maior lateralmente, os nós laterais apresentam maiores deslocamentos, sendo que desses nós, os que se encontram mais próximos da região central, são os que possuem valores mais elevados.

No Caso 2, os maiores deslocamentos laterais, localizam-se na região lateral da cartilagem femoral, sendo que o valor máximo de deslocamento lateral se situa na zona inicial da cartilagem femoral.

No caso 4, os deslocamentos nodais horizontais, decrescem de forma quase constante da região lateral para a medial, sendo que o valor máximo se situa na zona inicial da cartilagem femoral. Portanto os maiores valores (em módulo), estão na região lateral da cartilagem femoral, devido à elevada espessura da cartilagem articular nessa região.

Por último, no Caso Controle, os deslocamentos nodais laterais mais elevados, encontram-se deslocados medialmente.

Conclui-se que nos casos com espessura constante da cartilagem articular, os nós com deslocamentos laterais máximos, localizam-se na região central, para o caso com normal cobertura da cabeça femoral, na região lateral, para o caso com hipocobertura da cabeça femoral e na região medial, na situação de maior cobertura acetabular. Nos casos com maior espessura da cartilagem articular, o caso com menor cobertura acetabular possui os deslocamentos laterais máximos na região periférica lateral (no início da cartilagem), e o caso com cobertura acetabular normal, possui os valores máximos na região lateral, próximo da região central. Portanto, nos casos com menor cobertura acetabular (Caso 2 e Caso 4), os maiores deslocamentos laterais situam-se na região lateral, Quanto maior a cobertura acetabular, maiores são os valores do deslocamento lateral na região medial (Caso Controle). Em caso de boa (normal) cobertura acetabular, os maiores deslocamentos laterais, localizam-se na região central (Caso 1 e Caso 3).

Relativamente à variação do deslocamento horizontal (lateral) com a altura, conclui-se que, na grande maioria, o deslocamento lateral dos nós aumenta, à medida que nos afastamos da região superior da cabeça femoral. Ou seja, os nós com maior deslocamento são os nós superiores, os que se situam na proximidade da zona de contacto entre as cartilagens, e os nós com menor deslocamento são os que se encontram rigidamente ligados à cabeça femoral.

Em relação ao deslocamento lateral da cabeça do fémur, este é idêntico em todos os casos analisados, a região medial apresenta os valores do deslocamento nodal lateral mais elevados. O deslocamento lateral atinge o valor máximo na região súpero-medial, mais próximo da região central.

Relativamente às perspetivas futuras, os modelos analisados poderiam ter em consideração a cartilagem articular como material poroso; incluir outros tecidos circundantes, como ligamentos; utilização de outras forças impostas, como as forças musculares; analisar vários tipos de movimentos, relativos à biomecânica da anca, por exemplo uma análise no decorrer da caminhada, ou aos movimentos de rotação da anca (abdução/adução). Todos estes fatores contribuem para que o estudo fosse mais consistente com a realidade. Para além disso, considerar o caso tridimensional, onde haverá primeiramente que obter os correspondentes modelos geométricos, através da segmentação de imagens médicas e, posteriormente, os modelos de elementos finitos.





# Bibliografia

- [1] S. Chegini, M. Beck, and S. J. Ferguson, "The effects of impingement and dysplasia on stress distributions in the hip joint during sitting and walking: A finite element analysis," *J. Orthop. Res.*, vol. 27, no. 2, pp. 195–201, doi: 10.1002/jor.20747.
- [2] S. Standring, "Gray's Anatomy The Anatomical Basis of Clinical Practice," in *Functional anatomy of the musculoskeletal system*, 41<sup>a</sup> ed., London, UK: Elsevier Limited, 2016, pp. 116–130.
- [3] E. Marieb, P. Wilhelm, and J. Mallat, "Anatomia Humana," in *Músculos do corpo*, 7<sup>a</sup> ed., USA: Pearson Education, 2013, pp. 325–400.
- [4] C. Oatis, "Kinesiology The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement," in *Hip Unit*, 3<sup>a</sup> ed., Philadelphia: Wolters Kluwer, 2004, pp. 38–46.
- [5] "Articulação coxofemoral | Kenhub." <https://www.kenhub.com/pt/study/articulacao-coxofemoral> (accessed Feb. 16, 2021).
- [6] K. C. G. Ng, J. R. T. Jeffers, and P. E. Beaulé, "Hip Joint Capsular Anatomy, Mechanics, and Surgical Management," *J. BONE Jt. Surg.*, vol. 101, no. 23, pp. 2141–2151, doi: 10.2106/JBJS.19.00346.
- [7] S. Pires, "Understanding the Hip Joint : a Morphological Study of the Articular Surfaces in Asymptomatic and Pathologic Conditions Biomedical Engineering," M.S.Thesis, IST, Lisboa, PT, 2016.
- [8] D. M. C. F. de Almeida, "INFLUÊNCIA DO DIÂMETRO E DO MATERIAL NAS PRESSÕES DE CONTACTO NA COMPONENTE ACETABULAR DE UMA PRÓTESE TOTAL DA ANCA," M.S.Thesis, IST, Lisboa, PT, 2008.
- [9] S. Hall, "Basic Biomechanics," in *The Biomechanics of the human lower extremity*, 6<sup>a</sup>ed, Ed. NY: Mc Graw Hill, 2012, pp. 230–238.
- [10] A. L. M. Robert H. Fitzgerald, Herbert Kaufer, "Ortopedia," in *Ortopedia tomo 1*, 2<sup>a</sup> ed., Buenos Aires: Médica Panamerica, 2004, pp. 130–142.
- [11] D. E. Lunn, A. Lampropoulos, and T. D. Stewart, "Basic biomechanics of the hip," *Orthop. Trauma*, vol. 30, no. 3, pp. 239–246, Jun. 2016, doi: 10.1016/J.MPORTH.2016.04.014.
- [12] A. T. M. Phillips, P. Pankaj, C. R. Howie, A. S. Usmani, and A. H. R. W. Simpson, "Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions," *Med. Eng. Phys.*, vol. 29, no. 7, pp. 739–748, 2007, doi:

10.1016/j.medengphy.2006.08.010.

- [13] G. Musumeci, "The Effect of Mechanical Loading on Articular Cartilage," *J. Funct. Morphol. Kinesiol.*, vol. 1, pp. 154–161, 2016, doi: 10.3390/jfmk1020154.
- [14] J. Sanchez-Adams, H. A. Leddy, A. L. McNulty, C. J. O'Connor, and F. Guilak, "The Mechanobiology of Articular Cartilage: Bearing the Burden of Osteoarthritis," *Current Rheumatology Reports*, vol. 16, no. 10. Current Medicine Group LLC 1, pp. 1–9, Oct. 01, 2014, doi: 10.1007/s11926-014-0451-6.
- [15] A. Completo and F. Fonseca, *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*, 2ª edição. Lisboa, 2019.
- [16] J. Y. Rho, L. Kuhn-Spearing, and P. Zioupos, "Mechanical properties and the hierarchical structure of bone," *Med. Eng. Phys.*, vol. 20, no. 2, pp. 92–102, Mar. 1998, doi: 10.1016/S1350-4533(98)00007-1.
- [17] B. Rodrigues, "Bone remodelling model including overload simulation," M.S.Thesis, IST, Lisboa, PT, 2018.
- [18] M. A. do M. Lúcio, "PROPRIEDADES MECÂNICAS E ESTRUTURAIS DO OSSO TRABECULAR," M.S.Thesis, IST, Lisboa, PT, 2008.
- [19] J. C. Machado Ferreira, "Caracterização das propriedades mecânicas das cartilagens do joelho e da sua interação com os tecidos circundantes," M.S.Thesis, IST, Lisboa, PT, 2015.
- [20] M. Tannast, M. S. Hanke, G. Zheng, S. D. Steppacher, and K. A. Siebenrock, "What Are the Radiographic Reference Values for Acetabular Under-and Overcoverage?," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 473, no. 4, pp. 1234–1246, doi: 10.1007/s11999-014-4038-3.
- [21] P. Rego, "Conflito Femoroacetabular: Contributo para o Conhecimento da sua Fisiopatologia e Análise dos Resultados da Cirurgia," Ph.D.Dissertation, FML, Lisboa, PT, 2017.
- [22] R. O. Murray, "The aetiology of primary osteoarthritis of the hip.," *Br. J. Radiol.*, vol. 38, no. 455, pp. 810–824, Nov. 1965, doi: 10.1259/0007-1285-38-455-810.
- [23] J. C. Baker-Lepain and N. E. Lane, "Relationship between joint shape and the development of osteoarthritis," *Curr Opin Rheumatol.*, vol. 22, no. 5, pp. 538–543, doi: 10.1097/BOR.0b013e32833d20ae.
- [24] H. J. Kurrat and W. Oberlander, "The thickness of the cartilage in the hip joint," *J. Anat.*, vol. 126, no. 1, pp. 145–155.
- [25] T. M. Link, B. J. Schwaiger, and A. L. Zhang, "Regional articular cartilage abnormalities

- of the hip,” *Am. J. Roentgenol.*, vol. 205, no. 3, pp. 502–512, Sep. 2015, doi: 10.2214/AJR.15.14463.
- [26] S. Imura and N. Akamatsu, “Hip Biomechanics,” in *Two-Dimensional Finite Element Analysis for Stress Distribution in Normal*, Tokyo: Springer-Verlag Tokyo, 1993, pp. 3–10.
- [27] S. Arezoomandershadi, “Segmentation of proximal femur in 3d magnetic resonance images for detection of cam type fai,” M.S.Thesis, University of Ottawa, Canada, 2014.
- [28] M. D. Harris *et al.*, “The biomechanical disadvantage of dysplastic hips,” *J. Orthop. Res.*, no. April, 2021, doi: 10.1002/jor.25165.
- [29] K. Iyer, “The hip joint,” in *Primary Total Hip Arthroplasty*, K. Iyer, Ed. Singapore: Pan Stanford Publishing Pte. Ltd., 2006, pp. 231–250.
- [30] F. T. Dias, J. P. Cruz, R. A. F. Valente, and R. J. A. Sousa, *Método dos Elementos Finitos Técnicas de Simulação Numérica em Engenharia*. Lisboa: Creative Tech, 2010.
- [31] R. Maciel, “Método dos elementos finitos aplicado à análise de sólidos: concepção e implementação,” M.S.Thesis, IST, Lisboa, PT, 2013.
- [32] A. C. Pires, “Computational and Experimental Analysis of the Vertebral Column for the Intervertebral Fusion Study Master of Science Degree in Mechanical Engineering,” IST, Lisboa, PT, 2014.
- [33] J. Hamill and K. Knutzen, “Biomechanical Basis of Human Movement,” pp. 338–355, 2003, [Online]. Available: <https://books.google.pt/books?id=WuWKRc2jZ5AC&pg=PA371&lpg=PA371&dq>.
- [34] J. Correia, “Aplicação de técnicas de digitalização sem contacto e simulação numérica no estudo da utilização de aparelhos em tratamentos de ortodontia.,” M.S.Thesis, UNL, PT, 2017.
- [35] F. S. P. Rego, J. Jorge, “Pressão de contacto intra-articular no conflito femuro-acetabular Contributo para o seu melhor esclarecimento através de estudo tridimensional por elementos finito,” *Rev Port Ortop Traum* 19(1), 2011, no. 1, Lisboa, pp. 1–12, Sep. 2011.





