

Estudo da Biomecânica do Ombro

Arménio Neves Correia

Dissertação MIEM

Orientador: Professor Doutor Renato Manuel Natal Jorge



Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Julho de 2011

Agradecimentos

Deixo já o meu primeiro agradecimento ao Professor Dr. Renato Manuel Natal Jorge pela oportunidade que me foi concedida de trabalhar neste projecto, permitindo-me adquirir novos conhecimentos e por todo o apoio disponibilizado em termos científicos.

Agradeço também ao Dr. Marco Parente pelo que me ensinou e pela paciência que teve para explicar mais uma vez.

À fisioterapeuta Thuane da Roza, pelo primeiro contacto com o Instituto e integração num agradável grupo de trabalho, assim como os conhecimentos que me transmitiu e que me permitiram arrancar com este trabalho de investigação, deixo o meu agradecimento.

Obrigado à Dra. Cristina Martinez pelo suporte científico que me prestou na sua área de trabalho.

Como não poderia deixar de ser, preciso de deixar um agradecimento especial à minha família, meu Pai, minha Mãe, e claro está, o meu mano sempre chato, porque sem ela, certamente, este trabalho de dissertação não seria viável, e não poderia sequer ter o privilégio de frequentar o ensino superior, e obter o grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

Quero agradecer à minha pipokinha, minha namorada e amiga Anabela, que tanto me ajudou na realização deste trabalho, e por ser aquela mulher de armas sempre pronta a ajudar-me e que sempre me apoiou em todos os instantes, desde aqueles momentos em que tudo parecia que corria mal até ao fim de escrever todo este texto e vimos juntos o culminar de meses de trabalho.

Resumo

A Anatomia Humana é parte integrante não apenas da ciência médica como também do conhecimento a nível da engenharia nomeadamente no campo da biomecânica [1]. A engenharia tem tido nos anos correntes uma influência bastante marcada no que toca à evolução da indústria médica, desde o desenvolvimento de equipamentos para a melhoria da qualidade dos serviços prestados aos doentes até à elaboração de estudos para a medicina física e de reabilitação. Também ao nível do desporto a biomecânica tem tido um papel activo no que toca a análises antropomórficas e do movimento dos atletas aumentando a performance e diminuindo o risco de contrair lesões.

Por forma a elaborar tais estudos, tem-se revelado importante recorrer a modelos que tentem reproduzir com o máximo de rigor as estruturas anatómicas e a forma como elas interagem entre si. Estes modelos são obtidos através de diversas técnicas de Biomodelação, sendo que esta área da biomecânica é preponderante no desenvolvimento deste projecto.

Propôs-se para este trabalho de dissertação reproduzir a articulação do ombro através da criação de modelos 3D recorrendo a *software* comercial de CAD 3D e respectiva discretização, recorrendo a um programa de CAE comercial por forma a estudar a biomecânica do ombro para futura aplicação ao nível do desenvolvimento de próteses.

Na geração dos modelos foi adoptado um procedimento misto, no qual foram optimizados modelos já existentes em formato de estereolitografia (stl) das estruturas ósseas associadas ao complexo articular do ombro. No que se refere às estruturas ligamentares, estas foram obtidas por segmentação manual com geração do respectivo volume. Gerados os modelos procedeu-se à sua importação para o ambiente do *software* de CAE, procedendo-se então à devida discretização em elementos finitos.

Com este trabalho foi possível retirar algumas conclusões, nomeadamente o carácter não linear do comportamento dos ligamentos, os elevados esforços a que os ligamentos podem ser sujeitos numa situação de cinemática “não natural” e ainda o facto de ser extremamente difícil simular o comportamento da ligamento glenoumeral com as suas três porções mais a membrana articular.

Abstract

Anatomy is an integral part not only of medical science but also of engineering knowledge in particular in the fields of biomechanics [1]. Engineering has had an very large influence in the current years on the evolution of the medical industry, from equipment development to improving the quality of services provided to patients by carrying out studies for the physical medicine and rehabilitation. Also the biomechanics of sport has taken an active role in relation to anthropomorphic and motion analysis of athletes increasing performance and reducing injury risk.

In order to prepare such studies, the usage of models that attempt to rigorously reproduce the anatomical structures and how they interact has been revealing particularly important. These models are obtained through various biomodeling techniques, and this area of biomechanics is crucial for the development of this project. This work proposes to reproduce the shoulder joint by creating 3D models using commercial 3D CAD *software* and its discretization, using CAE *software* in order to study the biomechanics of the glenohumeral ligament for future application in the development of prostheses.

In the models generation procedure it was adopted a combined method, in which existing models in Stereolithography (STL) format of the bony structures associated to the shoulder joint complex have been optimized. Concerning about the structural ligaments, these were obtained by manual segmentation with the respective generation

of volume. After the models' generation, these were imported into the appropriated *software* and later discretized into their respective finite elements.

With this work, that was possible to manage some conclusions like the non-linear behavior of the ligaments tissue, the high stresses to which they may be placed in because of an non-natural kinematic, and the fact that would be extremely difficult to simulate the behavior of the glenohumeral ligament with its three portions of the articular capsule.

Índice

ÍNDICE DE FIGURAS.....	XIII
-------------------------------	-------------

ÍNDICE DE TABELAS.....	XIX
-------------------------------	------------

INTRODUÇÃO	1
-------------------------	----------

1. ANATOMIA DO OMBRO	5
-----------------------------------	----------

1.1. Posição Anatómica.....	8
------------------------------------	----------

1.2. Estrutura Óssea.....	9
----------------------------------	----------

1.2.1. Úmero.....	10
-------------------	----

1.2.2. Clavícula.....	12
-----------------------	----

1.2.3. Omoplata.....	14
----------------------	----

1.3. Articulações e Ligamentos.....	17
--	-----------

1.3.1. Articulação Acromioclavicular	17
--	----

1.3.2. Articulação Glenoumeral.....	17
-------------------------------------	----

1.3.3. Articulação Esternoclavicular	18
--	----

1.4. Estrutura muscular.....	19
-------------------------------------	-----------

1.4.1. Músculos que ligam o membro superior e a coluna vertebral.....	20
---	----

1.4.2. Músculos que ligam o membro superior ao tórax	22
--	----

1.4.3.	Músculos associados à omoplata	24
2.	BIOMECÂNICA DO OMBRO	28
2.1.	Articulações	28
2.1.1.	Articulação Glenoumeral.....	28
2.1.2.	Articulação Esternoclavicular	30
2.1.3.	Articulação Acromioclavicular	31
2.1.4.	Cintura Escapular.....	34
2.2.	Acção Muscular	35
2.2.1.	Cintura Escapular.....	36
2.2.2.	Articulação Glenoumeral.....	37
2.3.	Ligamentos.....	39
2.4.	Lesões biomecânicas	40
2.4.1.	Lesões Acromioclaviculares.....	40
2.4.2.	Lesões Esternoclaviculares	42
2.4.3.	Lesões Glenomerais	44
3.	MODELAÇÃO BIOMECÂNICA	45
3.1.	Aquisição de imagem e geração de modelos 3D.....	45
3.1.1.	Modelação das estruturas ósseas	47
3.1.2.	Modelação das estruturas ligamentares	49
3.2.	Modelos em Elementos Finitos	53
3.2.1.	Elementos tetraédricos	53
3.2.2.	Modelos numéricos das estruturas ósseas	59
3.2.3.	Modelos numéricos das estruturas ligamentares	61
3.3.	Condições de fronteira	65
3.3.1.	Condições de fronteira do modelo numérico gerado para simulação do movimento de adução dos 0 aos 60º.....	66
3.3.2.	Condições de fronteira do modelo numérico gerado para simulação do movimento de adução dos 60 aos 90º.....	67

3.4.	Modelos Constitutivos	71
3.5.	Propriedades Mecânicas	76
4.	SIMULAÇÕES NUMÉRICAS E RESULTADOS.....	83
4.1.	Movimento de Abdução dos 0º aos 60º	85
4.2.	Movimento de Abdução dos 60º aos 90º	87
4.2.1	Simulação dos 60 aos 90º considerando que a clavícula se encontra encastrada e a omoplata articulada	87
4.2.2	Simulação dos 60 aos 90º considerando que a clavícula e a omoplata se encontram articuladas	90
4.2.3	Simulação dos 60 aos 90º considerando que a clavícula e a omoplata se encontram articuladas e o ligamento glenoumeral não é considerado como corpo rígido	95
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	101
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	105
	Anexo A: Simulação do movimento de adução dos 0 aos 60º	107
	Anexo B: Simulação dos 60 aos 90º considerando que a clavícula se encontra encastrada e a omoplata articulada.....	108
	Anexo C: Simulação dos 60 aos 90º considerando que a clavícula e a omoplata se encontram articuladas	110
	Anexo D: Simulação dos 60 aos 90º considerando que a clavícula e a omoplata se encontram articuladas e o ligamento glenoumeral não é considerado como corpo rígido	112

Índice de Figuras

Figura 1 - Organigrama do trabalho de investigação.	3
Figura 2 – Diferentes estruturas anatómicas da cintura escapular [6].....	6
Figura 3 – Cintura escapular, vista de cima [6].....	6
Figura 4 – Diagrama representativo da esfera cinemática da articulação glenoumeral. ..	7
Figura 5 – Planos anatómicos do corpo humano. A: plano coronal; B: plano sagital; C: plano transversal.	8
Figura 6 – Membro superior direito, vista frontal [8].....	9
Figura 7 – Terço superior do úmero direito, posição frontal [8].....	11
Figura 8 – Clavícula direita, vista inferior [8].....	13
Figura 9 – Posição anatómica da omoplata. Vista posterior (A) e vista superior (B) [9]	14
Figura 10 – Omoplata direita, vista frontal e lateral respectivamente [8]	16
Figura 11 – Perspectiva em corte da articulação glenoumeral [10]	17
Figura 12 – Esquema representativo da articulação esternoclavicular [10]	18
Figura 13 – Músculos que ligam o membro superior à coluna vertebral [1].....	20
Figura 14 – Músculos que ligam o membro superior ao tórax.....	22

Figura 15 - Músculos que estão associados à omoplata.	25
Figura 16 - Músculos que estão associados à omoplata.	25
Figura 17 - A: Posição neutra do úmero; B: Movimento de Adução/Abdução.	29
Figura 18 - C: Movimento de Flexão/Extensão; D: Movimento de Rotação Interna e Externa.	30
Figura 19 - Movimentos de Elevação e Retracção.	31
Figura 20 – Movimento de Protrusão e de Retracção da Clavícula.	31
Figura 21 - Rotação Interna/Externa da clavícula.	31
Figura 22 – Cinemática da articulação acromioclavicular.	32
Figura 23 – Gráfico da elevação da clavícula em função da posição umeral (adaptado) [9].	33
Figura 24 - Gráfico da rotação da clavícula em função da posição umeral (adaptado) [9].	33
Figura 25 – Esquema de Elevação (A) e Depressão (B) da cintura escapular.	34
Figura 26 – Esquema dos movimentos de Protração (A) e Retração (B) da cintura escapular.	35
Figura 27 - Diagrama esquemático de acções de alguns músculos ao nível do complexo articular do ombro - A: Porção Superior do Serriado Anterior; B: Trapézio; C: Elevador da Omoplata; D: Deltóide; E: Coifa dos Rotadores; F: Trapézio; G: Rombóides; H: Porção Inferior Do Serriado Anterior (adaptado) [7].	37
Figura 28 – Representação esquemática da acção dos músculos da coifa dos rotadores – A: Supra-espinhoso; B: Infra-espinhoso; C: Subescapular; D: Redondo Menor.	38
Figura 29 - Gráfico representativo da distribuição de forças pelos ligamentos coracoclaviculares e Acromioclavicular em função do deslocamento (adaptado) [11].	39
Figura 30 – Classificação de Rockwood de luxações acromioclaviculares [9].	42
Figura 31 – Mecanismo de lesão directo.	43

Figura 32 - Mecanismo de lesão indirecto, solicitação antero-lateral, esquerda, e pósterio-lateral, direita, (adaptado) [3].	43
Figura 33 – Exame imagiológico ao ombro cedido pela clínica <i>Dr. Campos Costa</i> .	46
Figura 34 – Modelo da omoplata em formato <i>stl</i> e modelo geométrico da omoplata após otimizado.	48
Figura 35 - Modelo da clavícula em formato <i>stl</i> e modelo geométrico da omoplata após otimizado.	48
Figura 36 - Modelo do úmero em formato <i>stl</i> e modelo geométrico da omoplata após otimizado.	49
Figura 37 - Revolução para gerar a primeira aproximação ao ligamento coracoacromial.	50
Figura 38 - Adaptação às estruturas ósseas adjacentes e subtracção de material por intersecção.	50
Figura 39 - Modelo final do ligamento acromioclavicular.	51
Figura 40 - Modelos geométricos dos ligamentos Trapezóide (à esquerda) e Acromioclavicular (à direita).	51
Figura 41 - Modelos geométricos dos ligamentos Glenoumeral (à esquerda) e Conóide (à direita).	52
Figura 42 - Modelo de conjunto do complexo articular do ombro.	52
Figura 43 - Elemento tetraédrico de 4 nós.	54
Figura 44 - Modelo de elementos finitos da omoplata.	59
Figura 45 - Modelo de elementos finitos da clavícula.	60
Figura 46 - Modelo de elementos finitos do úmero.	60
Figura 47 – Modelo de elementos finitos do 1º modelo do ligamento Glenoumeral.	61
Figura 48 - Modelo de elementos finitos do 2º modelo do ligamento Glenoumeral.	62

Figura 49 - Modelo de elementos finitos do ligamento Conóide.	62
Figura 50 - Modelo de elementos finitos do ligamento Trapezóide.....	62
Figura 51 – Modelo de elementos finitos do ligamento Acromioclavicular.	63
Figura 52 - Modelo de elementos finitos do ligamento Coracoacromial.	63
Figura 53 - Modelo de elementos finitos para simulação dos 0 aos 60° de abdução no plano coronal.	64
Figura 54 - Modelo de elementos finitos para simulação dos 60 aos 90° de abdução no plano coronal.	65
Figura 55 - Condições de fronteira aplicadas ao modelo. Os quadrados representam o encastramento da clavícula e da omoplata e a seta curva representa a rotação de 60° imposta ao úmero.	66
Figura 56 - Condições de fronteira aplicadas ao modelo. O quadrado representa o encastramento da clavícula ao passo que o triângulo representa a articulação da omoplata. A seta curva representa a rotação de 30° imposta ao úmero.....	68
Figura 57 - Elevação da clavícula a partir dos 60° até aos 90°.....	69
Figura 58 - Rotação da clavícula desde os 60° até aos 90°.....	69
Figura 59 - Condições de fronteira aplicadas ao modelo. Os triângulos representam as articulações da clavícula e da omoplata. As setas curvas representam a rotação de 30° imposta ao úmero e as duas rotações de 8° impostas à clavícula.	70
Figura 60 - Condições de fronteira aplicadas ao modelo. O triângulo representa as articulações da clavícula e da omoplata. As setas curvas representam a rotação de 30° imposta ao úmero, as duas rotações de 8° impostas à clavícula e a rotação de 20° imposta à omoplata.....	71
Figura 61 - Comportamento mecânico do ligamento glenoumeral inferior na direcção longitudinal (adaptado) [22]	77
Figura 62 - Resultados obtidos para resposta do material a solicitação uniaxial para os modelos constitutivos estáveis.....	79

Figura 63 - Resultados obtidos para resposta do material a solicitação biaxial para os modelos constitutivos estáveis.....	80
Figura 64 - Resultados obtidos para resposta do material a solicitação plana para os modelos constitutivos estáveis.....	81
Figura 65 - Resultados obtidos para resposta do material a solicitação ao corte para os modelos constitutivos estáveis.....	82
Figura 66 – Elementos utilizados na análise da tensão principal máxima nos ligamentos glenomeriais para o movimento de abdução dos 0 aos 60° (esquerda) e dos 60 aos 90° (direita).	84
Figura 67 - Elementos utilizados na análise da tensão principal máxima nos ligamentos acromioclavicular (esquerda), conóide (centro) e trapezóide (direita).....	84
Figura 68 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento glenoumeral. ..	86
Figura 69 – Variação relativa da tensão no ligamento glenoumeral.	87
Figura 70 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento trapezóide.....	88
Figura 71 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento conóide.....	89
Figura 72 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento acromioclavicular.	89
Figura 73 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento conóide.....	90
Figura 74 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento trapezóide.....	91
Figura 75 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento acromioclavicular.	92
Figura 76 – Variação relativa de tensão no ligamento conóide.....	93
Figura 77 - Variação relativa de tensão no ligamento trapezóide.	94
Figura 78 - Variação relativa de tensão no ligamento acromioclavicular.	94
Figura 79 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento trapezóide.....	95

Figura 80 - Variação relativa de tensão no ligamento trapezóide.	96
Figura 81 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento conóide.....	96
Figura 82 - Variação relativa de tensão no ligamento conóide.	97
Figura 83 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento acromioclavicular.	98
Figura 84 - Variação relativa de tensão no ligamento acromioclavicular.	98
Figura 85 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento glenoumeral. ..	99
Figura 86 - Variação relativa de tensão no ligamento glenoumeral.	99
Figura 87 – Complexo articular do ombro no final da 1ª simulação.	107
Figura 88 – Deformada do ligamento glenoumeral após a 1ª simulação.	107
Figura 89 – Complexo articular do ombro no final da 2ª simulação.	108
Figura 90 - Deformada do ligamento acromioclavicular após a 2ª simulação.	108
Figura 91 - Deformada do ligamento conóide após a 2ª simulação.	109
Figura 92 - Deformada do ligamento trapezóide após a 2ª simulação.	109
Figura 93 - Complexo articular do ombro no final da 3ª simulação.	110
Figura 94 - Deformada do ligamento acromioclavicular após a 3ª simulação.	110
Figura 95 - Deformada do ligamento conóide após a 3ª simulação.	111
Figura 96 - Deformada do ligamento trapezóide após a 3ª simulação.	111
Figura 97 – Complexo articular do ombro no final da 4ª simulação.	112
Figura 98 - Deformada do ligamento acromioclavicular após a 4ª simulação.	112
Figura 99 - Deformada do ligamento conóide após a 4ª simulação.	113
Figura 100 - Deformada do ligamento trapezóide após a 4ª simulação.	113
Figura 101 - Deformada do ligamento glenoumeral após a 4ª simulação.	114

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Legenda da figura 6.	10
Tabela 2 - Legenda da figura 7.	12
Tabela 3 – Legenda da figura 8.	13
Tabela 4 - Legenda da figura 10.	16
Tabela 5 - Músculos que ligam o membro superior e a coluna vertebral [1].....	20
Tabela 6 – Músculos que ligam o membro superior ao tórax [1].....	23
Tabela 7 – Músculos associados à omoplata [1].	26
Tabela 8 – Acção muscular na cinemática da cintura escapular [4].....	36
Tabela 9: Acção muscular na cinemática da articulação Glenoumeral.	37
Tabela 10 - Classificação da gravidade das luxações acromioclaviculares [3].....	41
Tabela 11 - Discretização das estruturas ósseas do complexo articular do ombro.....	61
Tabela 12 - Discretização das estruturas ligamentares do complexo articular do ombro.	63
Tabela 13 - Constantes Hiperelásticas de diferentes Modelos Constitutivos.....	78
Tabela 14 - Elementos utilizados para análise de tensões.	83

Introdução

O termo biomecânica remonta ao grego antigo - *βίος* - "vida" e - *μηχανική* - "mecânica" e significa: estudo da mecânica dos seres vivos.

As primeiras referências à biomecânica pertencem a Aristóteles, que registou as primeiras observações sobre o acto de caminhar quer do Homem quer dos animais.

A palavra "biomecânica" evolui no seu significado em princípios da década de 70, passando a ser entendida como a aplicação da engenharia mecânica à biologia e ciências da saúde [2]

Diferentes campos da mecânica aplicada tais como a mecânica dos sólidos, mecânica dos fluídos e termodinâmica apresentam um papel de extrema importância para o desenvolvimento da biomecânica. Também a matemática, através da álgebra, cálculo e métodos numéricos têm contribuído significativamente para a compreensão dos inúmeros fenómenos biomecânicos associados ao Homem e restantes seres vivos.

O domínio desta ciência permitiu à medicina aumentar a eficácia de procedimentos cirúrgicos e permite, hoje em dia, o desenvolvimento de novos métodos de tratamento de patologias do sistema músculo-esquelético. O diagnóstico e tratamento dos problemas do ombro sofreram, nas últimas duas décadas, uma grande evolução,

tendo as técnicas actualmente usadas sido melhoradas com contributo dos estudos biomecânicos realizados até a data.

O ombro possui a única articulação suspensa do corpo humano e que apresenta uma enorme gama de movimentos. Desta forma, este conjunto é de extrema fragilidade e a mínima lesão ao nível dos ligamentos conduz à instabilidade desta articulação.

Um doente com instabilidade do ombro percepção uma alteração do seu estado geral de saúde, sendo comparável, em termos de impacto no doente, à hipertensão arterial, insuficiência cardíaca congestiva, enfarte agudo do miocárdio e depressão [3]

Estudos apontam para que 12% das luxações da cintura escapular sejam devidas a luxações da articulação acromioclavicular (perfazendo 3,2% de todas as lesões do ombro) e que 85% se devam a luxações da articulação glenoumeral, sendo que a restante percentagem é de origem diversa [4].

A instabilidade por lesão dos ligamentos glenoumerais é, em grande parte, devida à lesão da parte anterior, sendo que a parte posterior apresenta apenas 2 a 12% da causa de todas as instabilidades do ombro. Lesões menos graves como subluxações e entorses são duas vezes mais frequentes, sendo que o sexo masculino pode apresentar uma frequência 5 a 10 vezes maior dos 30 aos 40 anos de idade [4].

Ao nível da articulação esternoclavicular, as lesões são mais raras, sendo que apenas 3% das lesões no ombro são devidas a problemas nesta articulação. Contudo, estas lesões são de elevada complexidade devido à sua possível etiologia, nomeadamente:

- Acidentes com veículos motorizados: 40%;
- Acidentes desportivos: 21% [5].

Os restantes 39% da possível gênese de lesões ao nível da articulação esternoclavicular apresentam uma elevada variedade e complexidade, pelo que não será aqui desenvolvido.

Desta forma, o estudo da biomecânica do ombro permite desenvolver novas metodologias de treino por forma a diminuir a propensão de lesões por parte dos atletas, assim como melhorar e/ou desenvolver as técnicas utilizadas na medicina física e de reabilitação.

A presente tese seguiu a metodologia de trabalho que é explicitada seguidamente, sendo que nos capítulos que seguintes serão abordados os temas que são constituintes desta metodologia. De uma forma sequencial serão apresentados os temas, começando por analisar toda a anatomia envolvente do ombro (Capítulo 2), seguida da sua biomecânica, nomeadamente a cinemática associada ao ombro (Capítulo 3).

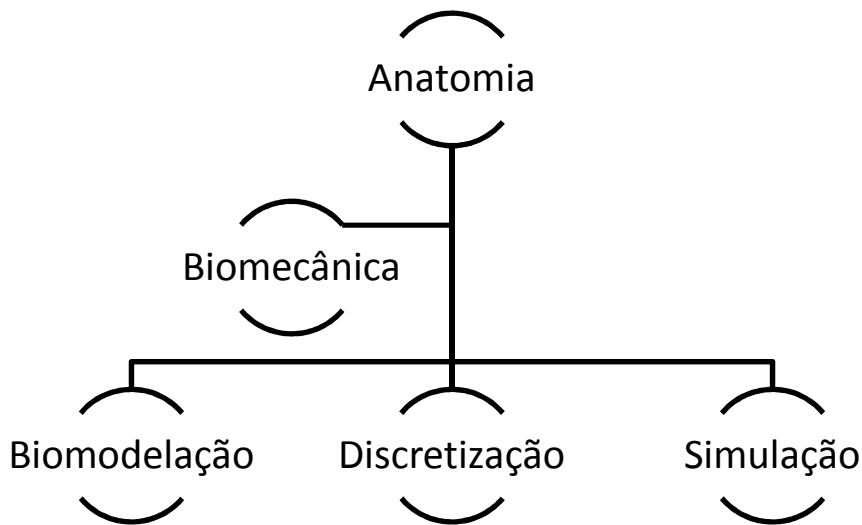


Figura 1 - Organograma do trabalho de investigação.

Em seguida, no Capítulo 4, é analisada a modelação da articulação do ombro e a sua discretização em elementos finitos, assim como é feita uma resumida abordagem

aos modelos constitutivos utilizados para a modelação do ombro assim como as condições de fronteira para as diferentes situações biomecânicas simuladas.

No capítulo 5 será abordada toda a temática relacionada com as simulações efectuadas, nomeadamente:

- Movimento de abdução do úmero até aos 60°;
- Movimento de abdução dos 60° aos 90° com movimento escapulo-torácico.

Por fim, no Capítulo 6, terá lugar a análise dos resultados obtidos, tirando as devidas ilações e feito um apanhado de todo o trabalho realizado durante o estudo. Abordar-se-á também trabalhos futuros e serão feitos outros comentários pertinentes a esta dissertação.

1. Anatomia do ombro

O ombro humano pode ser visto como um compromisso perfeito entre mobilidade e estabilidade, sendo que o complexo articular permite uma grande variedade de movimentos. Este compromisso no ombro humano é diferente dos outros animais e acredita-se que tenha tido um papel importante na evolução da nossa espécie. O desenvolvimento da cavidade glenóide da omoplata e uma maior e mais lateralmente torcida clavícula permitiu uma maior mobilidade ao levantar o braço [6].

Uma segunda teoria tem a ver com a ampla utilização da extremidade superior para levar comida à boca e levantar objectos, que pode ter sido o incentivo para a actual locomoção bípede.

A cintura escapular de vertebrados terrestres tem sido descrita com algumas variações em torno de uma estrutura primária, onde os elementos que a constituem desenvolvem-se de forma diferente, com base na função específica do membro superior de algumas espécies.

Dependendo da função dos membros anteriores, exigindo movimentos específicos e transmissão de força, a cintura escapular pode apresentar diferentes geometrias (Figura 2).

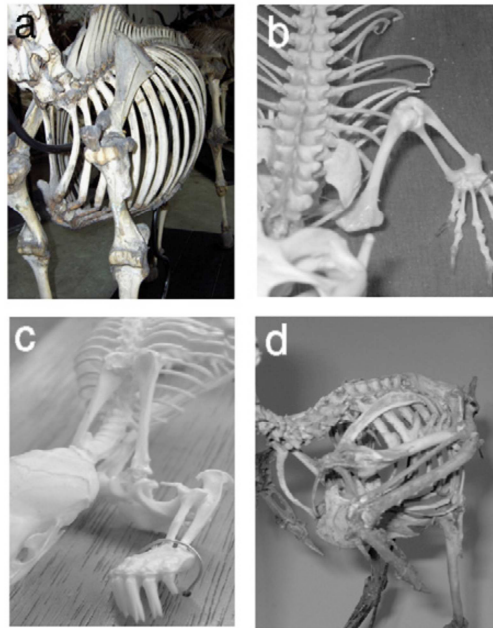


Figura 2 – Diferentes estruturas anatómicas da cintura escapular [6]

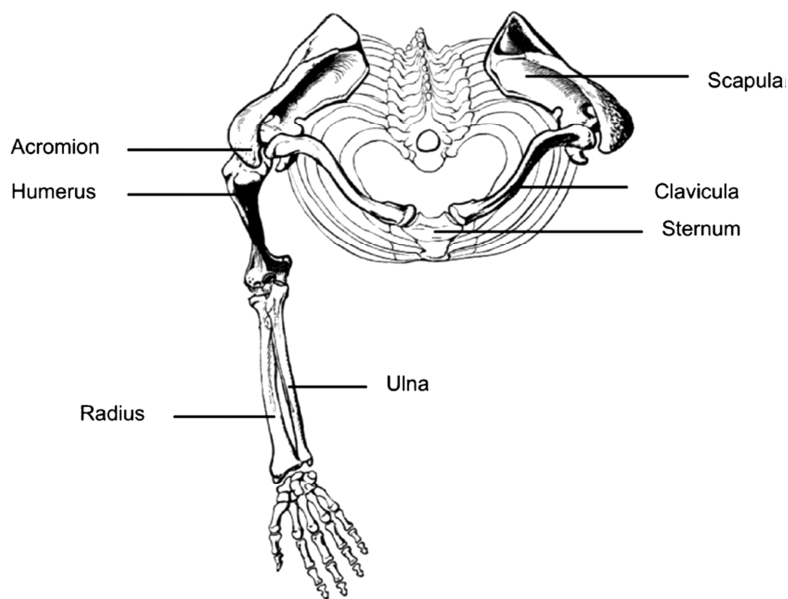


Figura 3 – Cintura escapular, vista de cima [6]

O Homem apresenta na sua morfologia do membro superior uma clavícula bem desenvolvida, assim como uma articulação do tipo esférica, articulação glenoumeral, como se pode observar na Figura 3. A maior vantagem desta morfologia consiste na possibilidade da cavidade glenóide poder rodar mais lateralmente, facilitando o posicionamento do braço no plano frontal assim como aumentar o braço da força gerada pelos músculos do membro superior [6].

Segundo *Engin e Chen*, 1986 [7], a extremidade superior do ser humano apresenta uma amplitude de movimento que abrange quase 65% de uma esfera sendo que o úmero pode rodar axialmente em quase qualquer orientação dentro desta esfera.

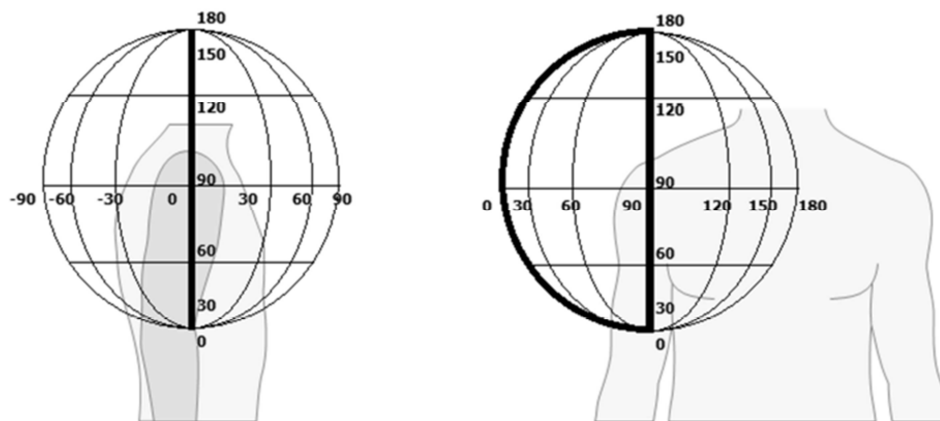


Figura 4 – Diagrama representativo da esfera cinemática da articulação glenoumeral.

Além da verdadeira tridimensionalidade de mobilidade do complexo articular do ombro, este sistema é ainda capaz de exercer forças em distintas direcções. Esta versatilidade é conseguida por acção de uma grande variedade de músculos. Dada a estrutura tridimensional complexa, cada músculo, não só gera momentos para responder às solicitações externas, como também gera momentos em direcções não desejadas, tendo de ser compensados por outros músculos. Este efeito é altamente dependente da postura de todo o braço, exigindo, obviamente, uma elevada coordenação entre todo o sistema muscular.

1.1. Posição Anatômica

A posição anatômica é uma convenção adoptada em anatomia para descrever as posições espaciais que todas as estruturas anatómicas do corpo humano ocupam. Em posição anatômica, o corpo humano deve ficar erecto, calcanhares unidos, com os olhos a olhar para o horizonte, pés apontados para frente e perpendiculares ao restante do corpo, braços estendidos e juntos ao tronco com as palmas das mãos voltadas para frente [1].

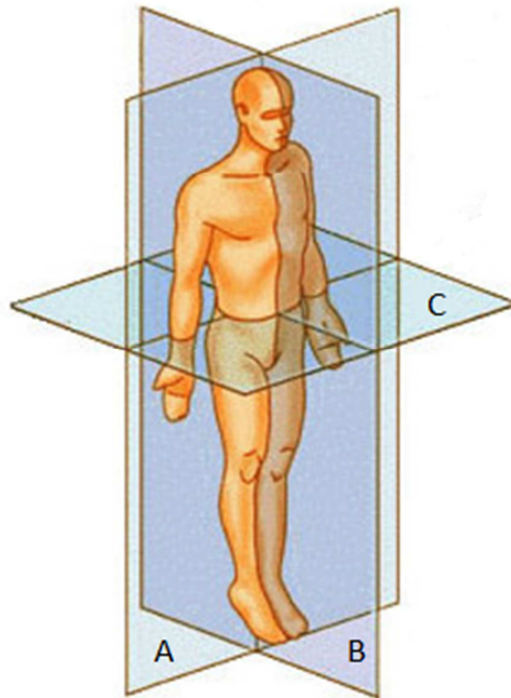


Figura 5 – Planos anatômicos do corpo humano. A: plano coronal; B: plano sagital; C: plano transversal.

No dia-a-dia ninguém está na posição anatômica, sendo que os membros superiores apresentam uma rotação medial e estão encostados ao tronco, ficando a cavidade glenóide a olhar antero-lateralmente, ou seja a 45° relativamente ao plano coronal.

1.2. Estrutura Óssea

O complexo articular do ombro, é constituído por 3 estruturas anatómicas ósseas - úmero; clavícula e omoplata - dispostas espacialmente como é mostrado na Figura 6. Contudo, por si só, não é suficiente identificar quais as estruturas ósseas que constituem o complexo articular do ombro, pois existem porções anatómicas destes ossos que configuram especial relevo no estudo deste complexo articular (Tabela 6).

Na Figura 6 é ainda possível observar as articulações glenoumeral e acromioclavicular, que são articulações de extrema importância pois conferem uma enorme mobilidade a este complexo anatómico. São também apresentados os colos anatómicos da omoplata e do úmero devido a marcarem a delimitação física entre o corpo da omoplata e a cavidade glenóide e a cabeça do úmero e a diáfise (parte do osso que ossifica primeiro segundo a direcção longitudinal) respectivamente.

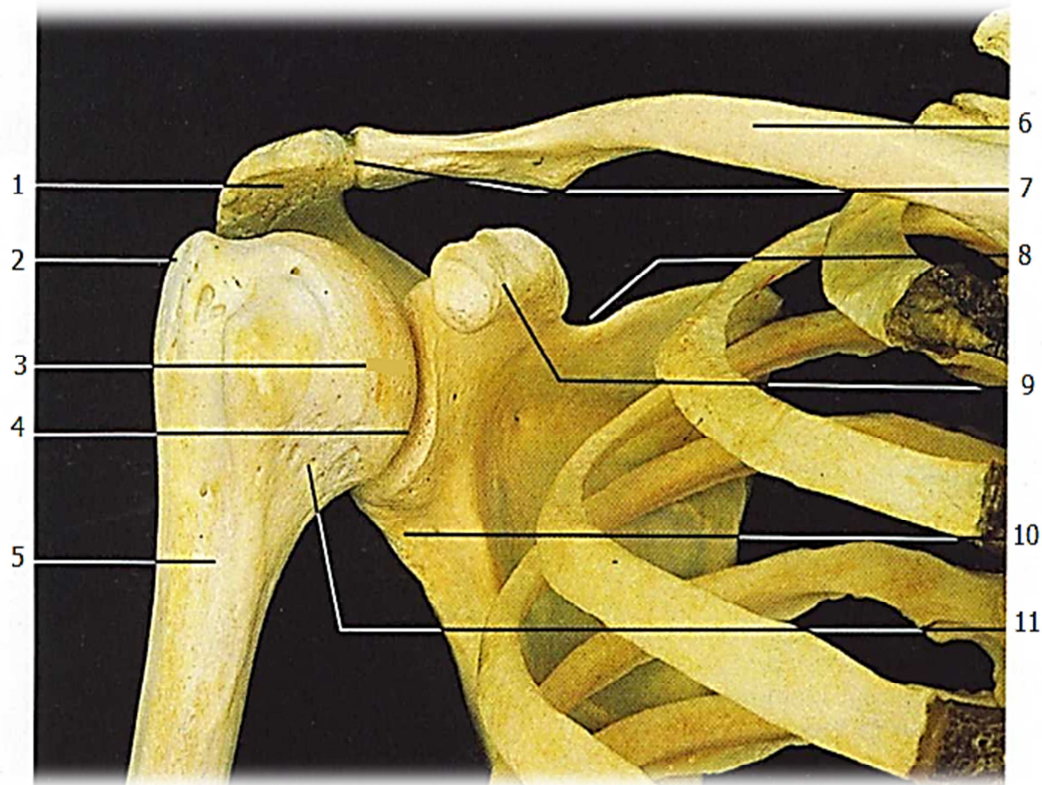


Figura 6 – Membro superior direito, vista frontal [8]

Tabela 1 – Legenda da figura 6.

1. Acrómio	2. Tubérculo maior
3. Cabeça do úmero	4. Articulação Glenoumeral
5. Diáfise	6. Clavícula
7. Articulação Acromioclavicular	8. Bordo superior da omoplata
9. Apófise coracóide	10. Colo da glenóide
11. Colo anatómico do úmero	

1.2.1. Úmero

O úmero é o maior osso do braço, tem extremidades expandidas e uma diáfise. Possui proximalmente uma cabeça arredondada que forma com a cavidade glenóide da omoplata uma articulação esférica. A extremidade distal está adaptada aos ossos do antebraço com os quais forma a articulação do cotovelo (Figura 7).

- Cabeça:
 - Ligeiramente menor que metade de uma esfera;
 - Possui uma superfície articular coberta por cartilagem hialina, dirigida póstero-medialmente e para cima até à cavidade glenóide;
 - A face articular do úmero equivale a cerca de 1/3 da superfície articular da cavidade glenóide sendo que somente parte dela se encontra em contacto com esta em qualquer posição da articulação;
- Colo anatómico:
 - Une-se directamente ao bordo articular da cabeça do úmero;
 - É uma ligeira constrição e indica a linha de inserção da cápsula da articulação glenoumeral, excepto inferiormente onde esta se prolonga;

- Tubérculo maior:
 - É a parte mais lateral da extremidade proximal do úmero;
 - Projecta-se além do acrómio, coberto pelo músculo deltóide, produzindo o contorno arredondado do ombro;
- Tubérculo menor:
 - Localizado anteriormente e imediatamente abaixo do colo anatómico;
- Sulco intertubercular:
 - Situado entre os dois tubérculos do úmero;
 - Serve de “leito” para o tendão do músculo bicípite;
- Diáfise:
 - Na sua metade proximal é aproximadamente cilíndrica sendo distalmente prismática;
 - Possui três faces: antero-lateral, antero-medial, posterior;
 - Possui 3 bordos: anterior, lateral, medial [1].

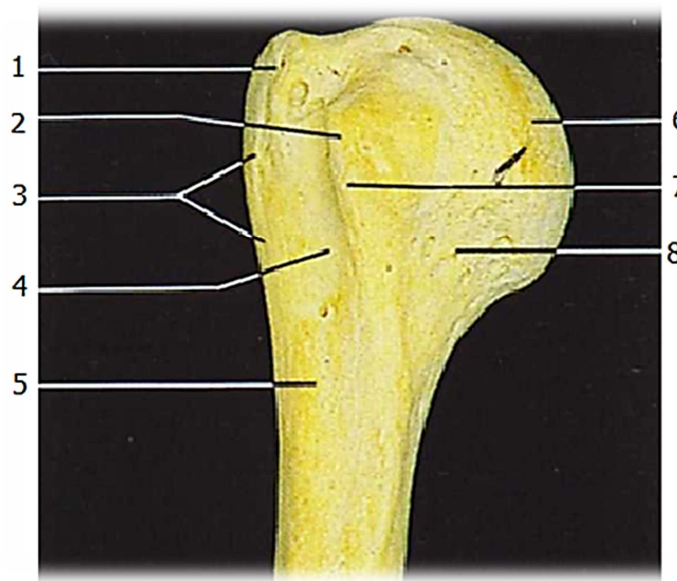


Figura 7 – Terço superior do úmero direito, posição frontal [8]

Tabela 2 - Legenda da figura 7.

1- Tubérculo maior	2- Tubérculo menor
3- Crista do tubérculo maior	4- Sulco intertubercular
5- Colo cirúrgico	6- Cabeça
7 Crista do tubérculo menor	8 Colo anatômico

1.2.2. Clavícula

A clavícula, assim como o úmero, é um osso longo do membro superior. Tem a forma de um S itálico (*S*), com duas curvaturas (Figura 8). Articula, pela sua extremidade interna, com o manúbrio esternal e com a primeira cartilagem costal. Pela sua extremidade externa articula-se com o acrômio [4].

- Estende-se lateral e quase horizontalmente através do pescoço, a partir do manúbrio do esterno até ao acrômio, sendo totalmente subcutânea.
- Suporta o ombro e possibilita ao membro oscilar livre do tronco, transmitindo parte do seu peso para o esqueleto axial.
- A sua extremidade acromial ou lateral, plana, articula-se com a face medial do acrômio.
- A sua extremidade esternal ou medial, de forma quadrangular, articula-se com a faceta clavicular do manúbrio e com a primeira cartilagem costal.
- A diáfise é sinuosa, sendo convexa anteriormente nos seus dois terços mediais e côncava anteriormente no seu terço lateral.

- O terço lateral da clavícula é plano com faces superior e inferior e bordos anterior e posterior.
- A sua face inferior apresenta um tubérculo conóide e lateral a este a linha trapezóide locais da respectiva inserção da porção conóide e trapezóide do ligamento coracoclavicular.
- Os dois terços mediais da clavícula são prismáticos com quatro faces: anterior, posterior, superior e inferior.
- As fracturas da clavícula são relativamente frequentes, em particular por forças indirectas devido a impactos violentos na mão ou ombro, sendo o local de fractura mais frequente na junção do terço lateral e terço intermédio, onde a sua curvatura muda porque esta é a sua parte mais frágil.



Figura 8 – Clavícula direita, vista inferior [8]

Tabela 3 – Legenda da figura 8.

1- Extremidade acromial/lateral	2- Faceta articular para o esterno
3- Faceta articular para o acrómio	4- Extremidade esternal/medial

1.2.3. Omoplata

Osso de configuração triangular, achatado, localizado na face póstero-lateral do tórax, da 2^a à 7^a costela (Figura 9).

É constituída por duas faces (anterior e posterior), três bordos (superior, lateral e medial), ângulos inferior, superior e lateral e três apófises – coracóide, acrómio e espinha da omoplata (Figura 10). Apresenta uma grande influência na cinemática do complexo articular do ombro pois a têm uma série de músculos a si associados, como será visto mais à frente.

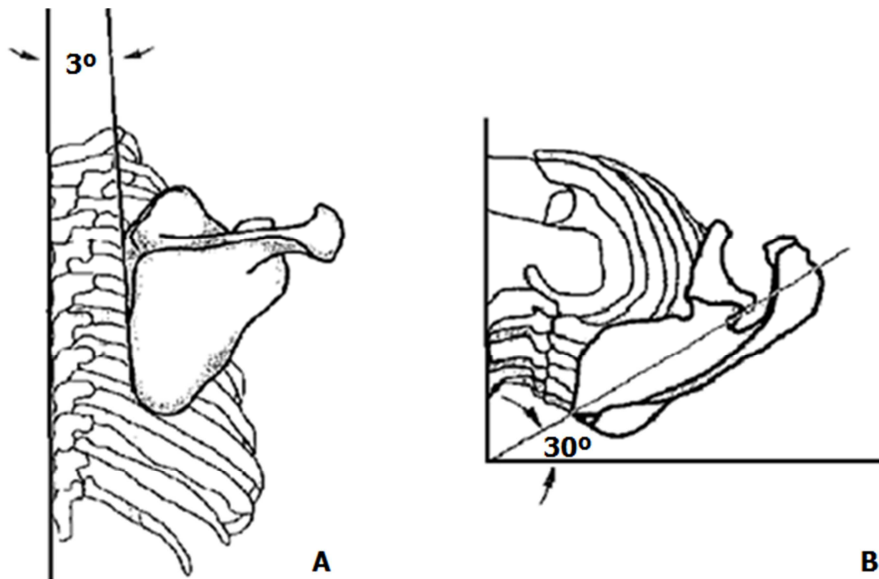


Figura 9 – Posição anatômica da omoplata. Vista posterior (A) e vista superior (B) [9]

- Face costal
 - Ligeiramente escavada;

- Face posterior
 - Dividida pela espinha da omoplata, em forma de prateleira, numa pequena área superior e uma área inferior maior;

- Ângulo inferior
 - Sobre a 7^a costela ou espaço intercostal;

- Ângulo superior
 - Na junção das margens superior e medial;

- Ângulo lateral
 - Truncado e amplo constitui a “cabeça” possuindo a cavidade glenóide, formando a articulação glenoumeral com a cabeça do úmero;
 - A constrição adjacente ao bordo da cavidade glenóide é o colo anatómico;

- Espinha da omoplata
 - Projecta-se da parte superior da face posterior;
 - É triangular e o seu bordo dorsal é a *crista da omoplata*;

- Acrómio
 - Projecta-se para a frente, quase em ângulo recto a partir da extremidade lateral da espinha da omoplata;
 - O bordo inferior da crista da omoplata e o bordo lateral do acrómio são contínuos no ângulo acromial;
 - O bordo medial do acrómio possui uma faceta para articular com a extremidade lateral da clavícula na articulação acromioclavicular;

- Apófise coracóide
 - Surge do topo da cabeça da omoplata e curva-se ligeiramente lateralmente e para a frente.

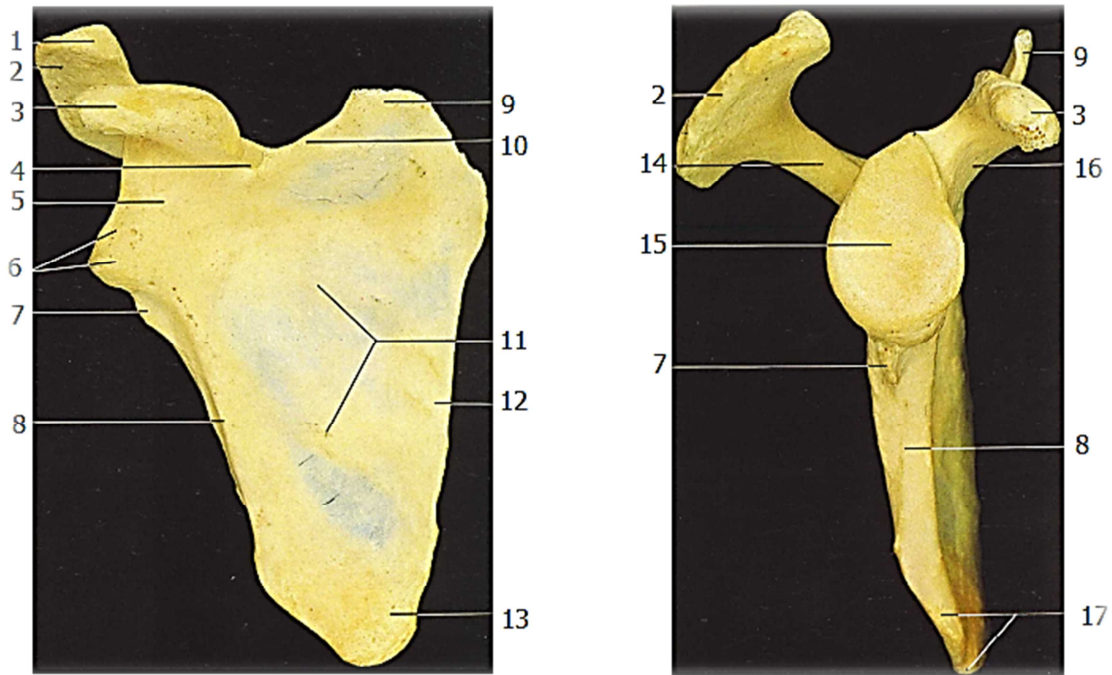


Figura 10 – Omoplata direita, vista frontal e lateral respectivamente [8]

Tabela 4 - Legenda da figura 10.

1- Faceta articular para a clavícula	2- Acrómio
3- Apófise coracóide	4- Incisura supra-escapular
5- Colo	6- Ângulo lateral
7- Tubérculo infraglenoidal	8- Bordo lateral
9- Ângulo superior	10- Bordo superior
11- Face costal	12- Bordo medial
13- Ângulo inferior	14- Espinha da omoplata
15- Cavidade glenóide	16- Base da apófise coracóide
	17- Tubérculo infraglenoidal

É uma articulação sinovial esférica com 3 graus de liberdade, que articula a cavidade glenóide e a cabeça do úmero (Figura 11). Esta articulação é caracterizada pela pequena superfície de contacto, sendo que a restante superfície da cabeça do úmero encontra-se em contacto com a cápsula articular. É constituída pela cápsula articular e ligamentos glenoumerais (superior, médio e inferior).

1.3.3. Articulação Esternoclavicular

Articula a clavícula ao esterno em 2 segmentos - articulação esternoclavicular anterior e posterior - com 3 graus de liberdade.

No segmento anterior, a clavícula liga-se ao esterno pelo ligamento esternoclavicular anterior, e no segmento posterior através do ligamento esternoclavicular posterior. A articulação é feita através do disco articular como se pode observar na Figura 12.

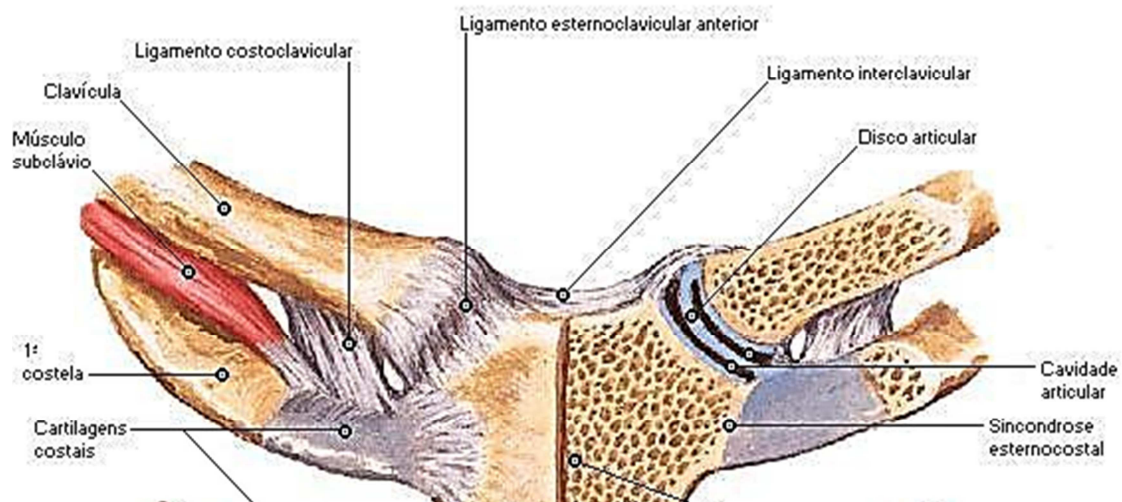


Figura 12 – Esquema representativo da articulação esternoclavicular [10]

Existem ainda alguns ligamentos que não foram ainda abordados mas que apresentam muita importancia para a estabilidade estrutural ombro. Esses ligamentos enumeram-se em seguida:

- *Ligamentos coracoclaviculares*: trapezóide e conóide.
Estes 2 ligamentos unem a clavícula à apófise coracoide da omoplata, formando uma sindesmose (articulação com muito pouca mobilidade).
- *Ligamento coracoacromial*: une a apófise coracóide ao acrómio, impedindo a ascensão da cabeça do úmero.

1.4. Estrutura muscular

Os músculos do ombro são músculos relativamente curtos quando comparados com outros músculos, mas que são capazes de produzir elevados momentos [6].

Apresentam uma função activa no que toca à geração de força que é necessária para realizar os movimentos no dia-a-dia até ao levantamento de pesos consideráveis, mantendo sempre uma elevada mobilidade. O sistema muscular associado ao complexo articular do ombro apresenta também um papel passivo quando se está a analisar a estabilidade do membro superior. Nesta situação os músculos conferem estabilidade de uma forma dinâmica ao ombro.

Em seguida será feita uma descrição agrupada e simples do sistema muscular associado ao complexo articular do ombro.

1.4.1. Músculos que ligam o membro superior e a coluna vertebral

Na Figura 13 são mostrados os músculos que ligam o membro superior à coluna vertebral, sendo feita na Tabela 5 uma descrição de quais as origens e inserções destes músculos. À exceção do músculo elevador da omoplata, estes músculos são relativamente grandes e capazes de gerar uma grande quantidade de força e que se localizam, em geral, na parte posterior do corpo.

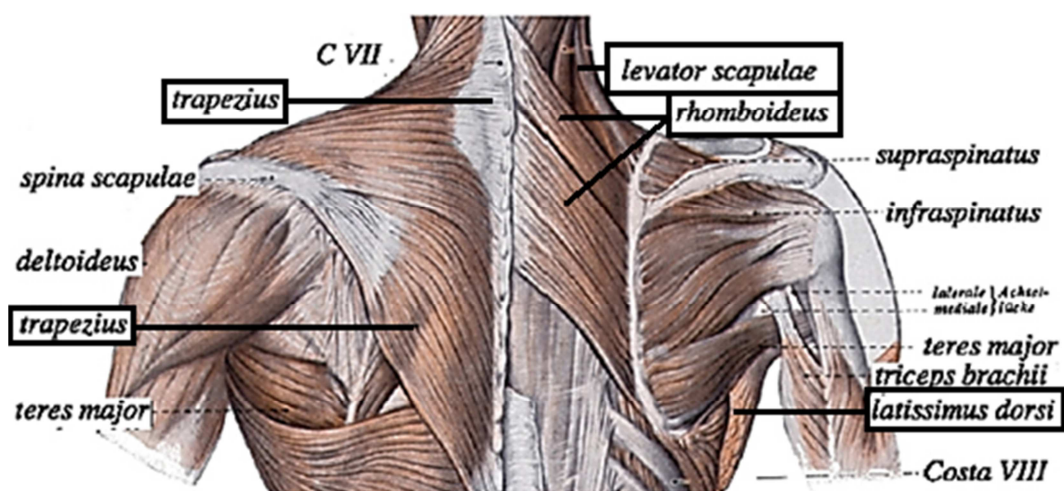


Figura 13 – Músculos que ligam o membro superior à coluna vertebral [1].

Tabela 5 - Músculos que ligam o membro superior e a coluna vertebral [1]

Trapézio	Origem	-Medialmente está fixado no terço medial da linha nucal superior, na protuberância occipital externa, ligamento da nuca, ápices da 7ª vértebra cervical e todas as apófises espinhosas das vértebras torácicas e seus ligamentos supra-espinhosos.
	Inserção	-Fibras superiores estão fixadas no bordo posterior do terço lateral da clavícula; -Fibras inferiores fixadas numa aponevrose situada na extremidade medial da espinha da omoplata até um tubérculo no seu ápice lateral.

Grande Dorsal	Origem	<p>-Estende-se sobre a região lombar e parte inferior do tórax, convergindo para um tendão;</p> <p>-Ligado medialmente por fibras tendinosas às apófises espinhosas das 6 vértebras torácicas inferiores (anterior ao trapézio) e através de uma fixação à lâmina posterior da fáscia toracolombar, nas apófises espinhosas das vértebras lombares e do sacro e ligamento supra-espinhosos e parte posterior da crista ilíaca (lábio externo);</p> <p>-Está fixado no lábio externo, lateral ao erector da espinha;</p> <p>-Tem origem também nas 3 ou 4 costelas inferiores.</p>
	Inserção	<p>-Forma uma massa espessa que se sobrepõe ao ângulo inferior da omoplata (o músculo espiraliza-se em torno do bordo ínfero-lateral do redondo maior);</p> <p>-Termina como um tendão quadrilátero fixando-se no pavimento do sulco intertubercular do úmero.</p>
Rombóide Maior	Origem	-Preso por fibras tendinosas às apófises espinhosas da 2 ^a à 5 ^a vértebra torácicas e seus ligamentos supra-espinhosos.
	Inserção	<p>-Desce para o bordo medial da omoplata entre a raiz da espinha e o ângulo inferior;</p> <p>-As suas fibras terminam geralmente numa faixa tendínea entre estes dois pontos unido ao bordo medial para uma membrana.</p>
Rombóide Menor	Origem	-Fixado na parte inferior do ligamento da nuca e apófises espinhosas da 7 ^a vértebra cervical e 1 ^a vértebra torácica, estendendo-se até à base da face triangular lisa na extremidade medial da espinha da omoplata.
	Inserção	<p>-Lâmina dorsal fixada na margem da face triangular (dorso-lateral);</p> <p>-Lâmina ventral é resistente e larga estendendo-se medialmente (inserção assimétrica em forma de U).</p>

Elevador da Omoplata	Origem	-Preso por fascículos tendinosos às apófises transversas do atlas e axis e aos tubérculos posteriores da 3ª e 4ª vértebras cervicais.
	Inserção	-Desce diagonalmente para o bordo medial da omoplata entre o seu ângulo superior e a superfície triangular lisa na extremidade medial da espinha da omoplata; -Pode ter fixações acessórias na apófise mastóide, osso occipital, 1ª ou 2ª costela, escalenos, trapézio e músculos serrados.

1.4.2. Músculos que ligam o membro superior ao tórax

No que toca à ligação do membro superior ao tórax, os músculos responsáveis são o Peitoral (maior e menor) o Serrado anterior e o músculo Subclávio (Tabela 6). São, em geral, músculos mais pequenos que os anteriores. Estes músculos localizam-se na porção antero-lateral do corpo (Figura 14).

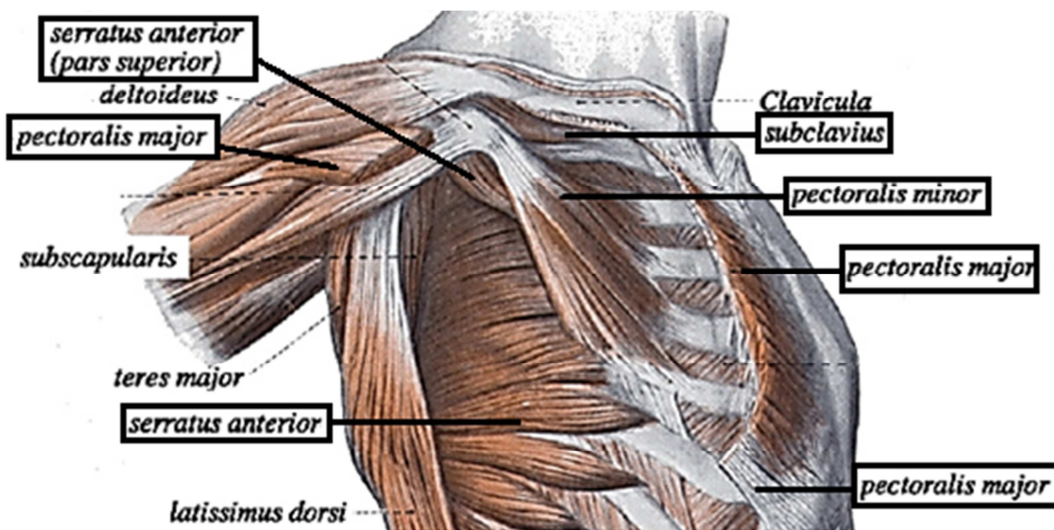


Figura 14 – Músculos que ligam o membro superior ao tórax.

Tabela 6 – Músculos que ligam o membro superior ao tórax [1].

Peitoral Maior	Origem	<p>-Anteriormente fixado na metade esternal da clavícula, na metade da face anterior do esterno até ao nível da 6ª ou 7ª cartilagem costal, da 1ª à 7ª cartilagem costais, na extremidade esternal da 6ª costela e aponevrose do oblíquo externo do abdómen;</p> <p>-Possui duas partes: parte esterno-costal, mais inferior, e a parte clavicular, mais superior.</p>
	Inserção	<p>-Converge para um tendão fixado no lábio lateral do sulco intertubercular;</p> <p>-Lâmina anterior mais espessa formada centralmente pelas fibras do manúbrio do esterno, claviculares e margem do esterno e 5 cartilagens costais (ocorre espiralização da fibra em 90º);</p> <p>-Lâmina posterior recebe fibras da 6ª e 7ª cartilagem costal e 6ª costela, do esterno e aponevrose do oblíquo externo do abdómen (não ocorre entrelaçamento das fibras).</p>
Peitoral Menor	Origem	<p>-Posterior ao peitoral maior;</p> <p>-Fixado medialmente nas margens superiores e faces externas da 3ª à 5ª costela próximo das suas cartilagens e na fáscia sobre o intercostal externo adjacente.</p>
	Inserção	<p>-Fibras sobem lateralmente convergindo para um tendão fixado no bordo medial e face superior da apófise coracóide;</p> <p>-Parte do tendão pode cruzar a apófise no ligamento coracoacromial ou passar através deste para o coraco-umeral e é então fixado no úmero.</p>
Subclávio	Origem	<p>-Pequeno músculo triangular entre a clavícula e a 1ª costela;</p> <p>-Preso por um espesso tendão prolongado no seu bordo inferior até à junção na 1ª costela e cartilagem costal anteriormente ao ligamento costo-clavicular.</p>
	Inserção	<p>-Sobe lateralmente para o sulco inferior do terço médio da clavícula onde é fixado por fibras musculares;</p> <p>-Pode alcançar também a apófise coracóide ou o bordo superior da omoplata.</p>

Serreado Anterior	Origem	<p>-Extensa fixação costal multidigital para o bordo medial da omoplata;</p> <p>-As digitações descem anteriormente das faces externas e bordos superiores das 8 ou 9 ou mesmo 10 costelas superiores e fâscias sobre os intercostais interpostos;</p> <p>-A 1ª digitação origina-se na 1ª e 2ª costelas e da fâscia intercostal enquanto as outras de uma única costela. As 4 inferiores interdigitam-se com os 5 fascículos superiores do oblíquo externo do abdómen;</p> <p>-Aplicado à parede do tórax, ventral à omoplata.</p>
	Inserção	<p>-O músculo alcança o bordo medial da omoplata;</p> <p>-A 1ª digitação fixa-se numa área triangular da face costal e dorsal do ângulo superior da omoplata;</p> <p>-As próximas duas ou três formam uma lâmina triangular fixada na face costal de quase todo o bordo medial;</p> <p>-As quatro ou cinco inferiores convergem para se fixarem numa área triangular numa face costal do ângulo inferior envolvendo-o.</p>

1.4.3. Músculos associados à omoplata

Os músculos associados à omoplata têm um papel significativo no que toca às capacidades que o ombro apresenta na realização de diversas tarefas que estão associadas a um elevado nível de complexidade biomecânica, ao nível de interacção cinemática e de força como é descrito na Tabela 7. Como o título indica, localizam-se adjacentes à omoplata e são, nomeadamente, os músculos subescapular, supra-espinhoso, infra-espinhoso, redondo maior e menor e ainda o músculo deltóide (Figura15 e 16).

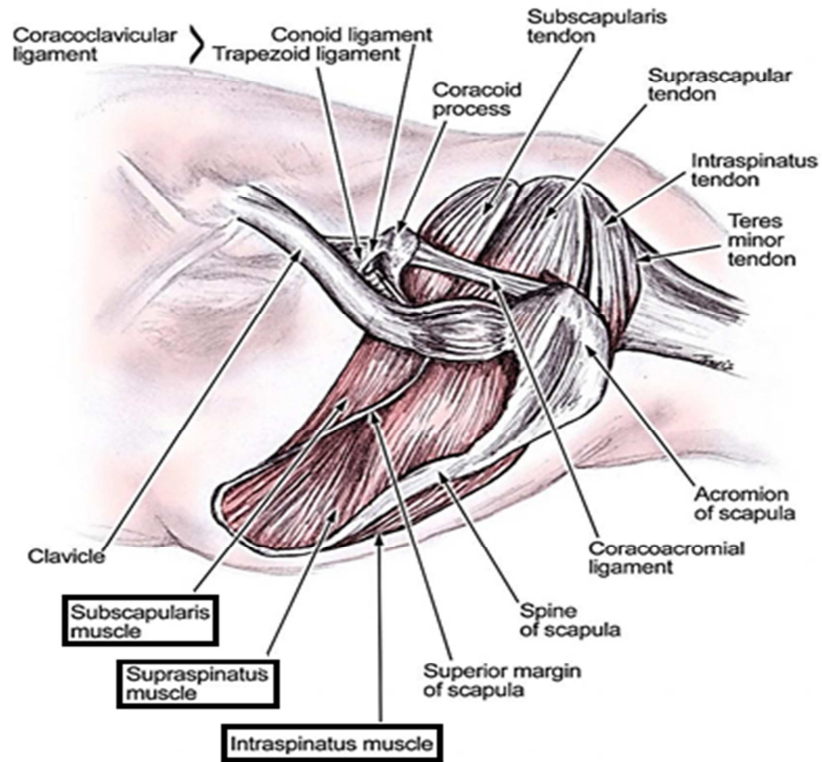


Figura 15 - Músculos que estão associados à omoplata.

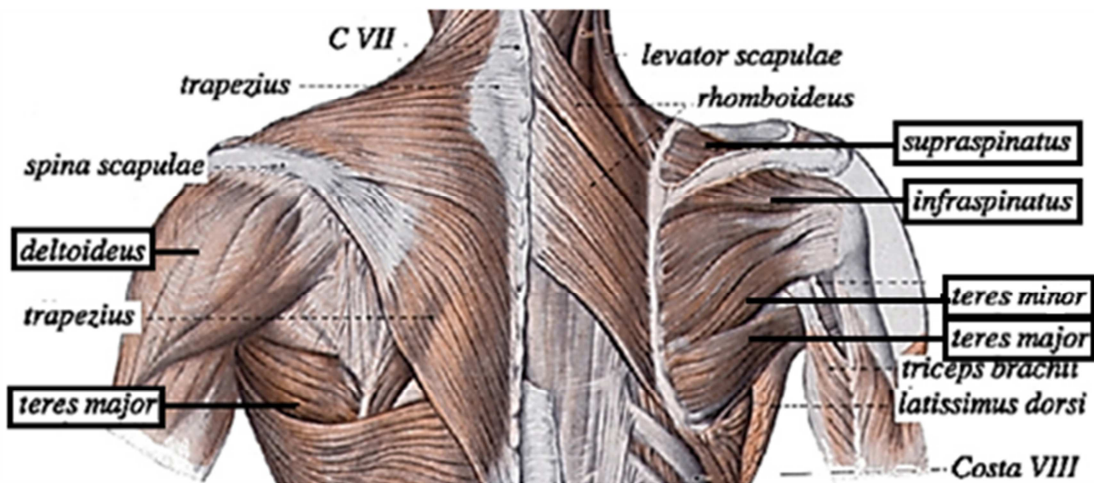


Figura 16 - Músculos que estão associados à omoplata.

Tabela 7 – Músculos associados à omoplata [1].

Deltóide	Origem	-Fixado acima do bordo anterior e face superior da clavícula (terço lateral) na margem lateral e face superior do acrómio e contínua no bordo inferior da crista da espinha da omoplata.
	Inserção	-Converge inferiormente para um curto tendão fixado na tuberosidade do deltóide que é lateral à parte medial da diáfise do úmero; -As fibras anteriores e posteriores convergem directamente para o tendão umeral; -A parte intermédia é multipenada com 4 septos intramusculares descendo do acrómio para se interdigitarem com 3 que sobem da tuberosidade do deltóide; -O deltóide circunda toda a articulação.
Subescapular	Origem	-Ocupa a fossa subescapular, fixado ao periósseo dos seus dois terços mediais, mas também nas lâminas tendíneas nos músculos fixadas a cristas na fossa e na aponevrose que o reveste e separa do redondo maior e da cabeça longa do triceps.
	Inserção	-Converge lateralmente para um tendão inserido no tubérculo menor do úmero e na frente da cápsula articular; -Ele forma a maior parte da parte axilar posterior.
Supra- espinhoso	Origem	-Fáscia completa um compartimento osteofibroso no qual o supra-espinhoso está fixado. É espessa medialmente mas fina sobre o ligamento coracoacromial; -Fixado nos dois terços mediais da fossa supra-espinhal e correspondente fáscia.
	Inserção	-Converge, sob o acrómio para um tendão que cruza acima da articulação do ombro até à faceta mais alta do tubérculo maior do úmero (é aderente à cápsula articular).

Infra- espinhoso	Origem	-Cobre o infra-espinhoso e está inserida nas margens da fossa infra-espinhal. O músculo é inserido na sua face profunda. É contínua com a fáscia deltóideia ao longo do bordo posterior supra adjacente do deltóide; -O músculo ocupa a maior da fossa, fixado póstero-lateralmente nos seus dois terços mediais e por fibras tendinosas nas cristas sobre a sua face. Está também fixado na fáscia infra-espinhosa.
	Inserção	-As fibras convergem para um tendão que desliza sobre o bordo lateral da espinha da omoplata e passa através da face posterior da cápsula articular para a faceta media sobre o tubérculo maior do úmero.
Redondo menor	Origem	-Origina-se dos dois terços superiores da 1ª faixa achatada sobre o dorso da omoplata adjacente ao seu bordo lateral e proveniente das lâminas aponevróticas que o separam do infra-espinhoso e do redondo maior.
	Inserção	-Subindo lateralmente, as suas fibras superiores terminam num tendão fixado na faceta mais inferior sobre o tubérculo maior do úmero e as fibras inferiores inserem-se no osso; -O tendão está fundido com a cápsula articular.
Redondo maior	Origem	-Músculo espesso fixado na área dorsal próxima do ângulo inferior da omoplata e nos septos fibrosos entre ele, o redondo menor e o infra-espinhoso.
	Inserção	-Sobe lateralmente até um tendão que está fixado no lábio medial do sulco intertubercular do úmero onde atrás do tendão do grande dorsal separado dele por uma bolsa.

2. Biomecânica do ombro

Devido ao elevado número de elementos anatómicos intervenientes na biomecânica do ombro, a sua análise torna-se bastante complexa.

Como se sabe, a função da cintura escapular requer elevada mobilidade, associada à interacção de cerca de 30 músculos, o que torna esta porção da estrutura anatómica do corpo humana tão instável.

Uma forma de iniciar a análise da biomecânica do complexo articular do ombro é estudar a biomecânica das articulações que o constituem.

Começa-se então por analisar a articulação glenoumeral.

2.1. Articulações

2.1.1. Articulação Glenoumeral

A lassidão da cápsula e o facto da cabeça do úmero ser muito maior que a cavidade glenóide fazem com que esta articulação seja a mais móvel do corpo humano.

Os movimentos do úmero relativamente à cintura escapular são:

- **Abdução e adução:** o movimento de abdução (abertura lateral do braço para cima até cerca de 90°) é mais amplo, como acontece no movimento previamente analisado, que o movimento de adução, sendo que o eixo de rotação deste movimento seja um eixo paralelo ao eixo da cavidade glenóide no plano coronal (Figura 17);
- **Flexão e Extensão:** o movimento de flexão (abertura anterior do braço até cerca de 90°) é mais amplo que o movimento de extensão (abertura posterior do braço), sendo que o eixo de rotação é perpendicular à cavidade glenóide no plano sagital (Figura 18);
- **Rotação medial e lateral (interna e externa):** este movimento é descrito pela rotação do úmero relativamente ao seu eixo axial, sendo que pode ser no sentido medial ou interior ou no sentido lateral ou exterior (Figura 18);
- **Circundação:** é o movimento combinado dos 3 movimentos atrás analisados.

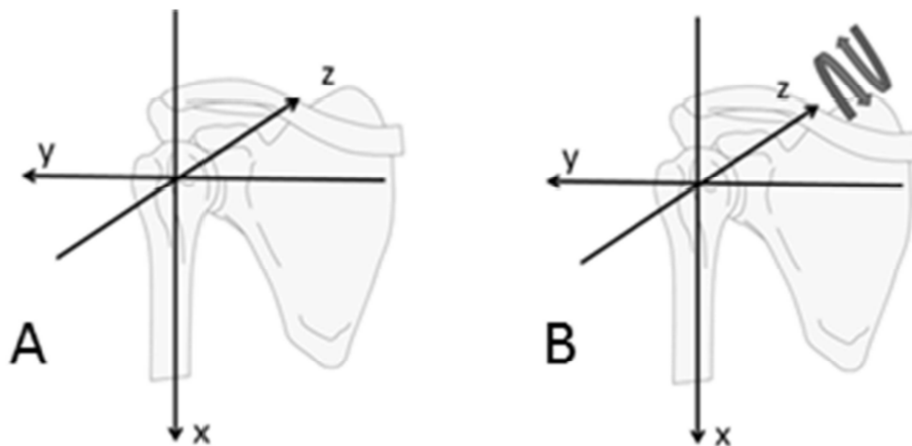


Figura 17 - A: Posição neutra do úmero; B: Movimento de Adução/Abdução.

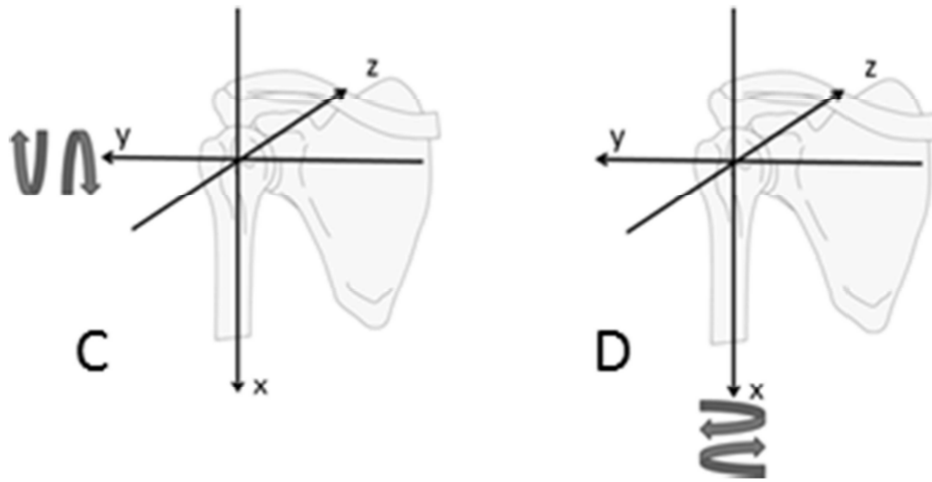


Figura 18 - C: Movimento de Flexão/Extensão; D: Movimento de Rotação Interna e Externa.

2.1.2. Articulação Esternoclavicular

A cinemática desta articulação é composta por 3 tipos de movimentos distintos que são descritos de seguida:

- **Elevação e Depressão:** movimento de translação da clavícula segundo um eixo antero-posterior, no plano vertical e em torno do ponto de articulação com o esterno (Figura 19);
- **Movimento anterior/Protrusão e posterior/Retração:** a clavícula descreve um movimento de translação no plano horizontal em torno do ponto de articulação com o esterno (Figura 20);
- **Rotação:** é o movimento descrito pela clavícula quando roda segundo o seu eixo axial (Figura 21).

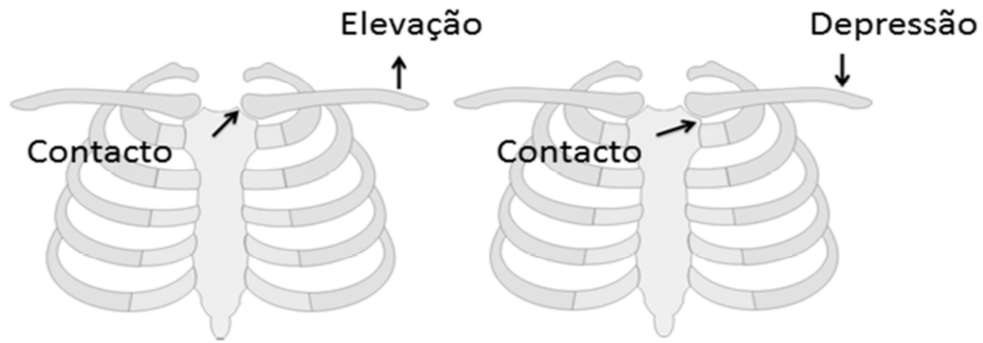


Figura 19 - Movimentos de Elevação e Retracção.



Figura 20 – Movimento de Protrusão e de Retracção da Clavícula.



Figura 21 - Rotação Interna/Externa da clavícula.

2.1.3. Articulação Acromioclavicular

Esta articulação tem uma função de desmultiplicador da rotação da clavícula. Quando a clavícula descreve os movimentos antero-posteriores, descrevendo um arco cujo raio é o próprio comprimento desta estrutura óssea, e devido ao facto de o tórax

não ser redondo mas sim achatado obriga a um deslizamento antero-posterior da articulação acromioclavicular, para que haja uma adaptação da clavícula à omoplata por alteração do ângulo (angulação) de abertura entre estes 2 ossos, fazendo com que a omoplata consiga adaptar-se ao tórax (Figura 22). Caso esta articulação fosse rígida, a omoplata sairia para a frente ou para trás.

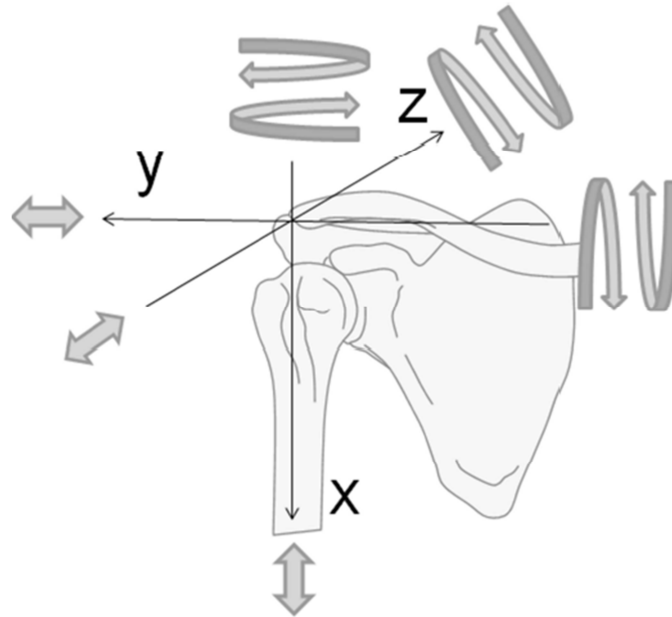


Figura 22 – Cinemática da articulação acromioclavicular.

Depois de analisada a cinemática das articulações esternoclavicular e acromioclavicular, é também interessante analisar a cinemática da clavícula. Esta cinemática é bastante complexa pois, para além da dependência das articulações anteriormente referidas, depende da posição umeral. Definem-se então dois ângulos característicos:

- **Ângulo clavicular:** ângulo gerado pela abertura existente entre o eixo axial da clavícula e a coluna cervical;
- **Rotação clavicular:** ângulo gerado por rotação da clavícula em torno do seu eixo axial.

É possível observar na Figura 23 que o ângulo clavicular varia linearmente com o ângulo de abdução do úmero entre os 20 e os 120°, sendo que a partir dos 120° o ângulo clavicular não apresenta alterações significativas. No que se refere à rotação clavicular, esta apresenta uma relação claramente não linear função do ângulo de abdução umeral (Figura 24). Até cerca de 50° de abdução do úmero, a clavícula apresenta uma rotação axial aproximadamente nula. A partir daí, a rotação interna da clavícula evolui de uma forma exponencial, sendo que para um ângulo de abdução de 150°, a clavícula apresenta uma rotação sobre si própria de cerca de 35°.

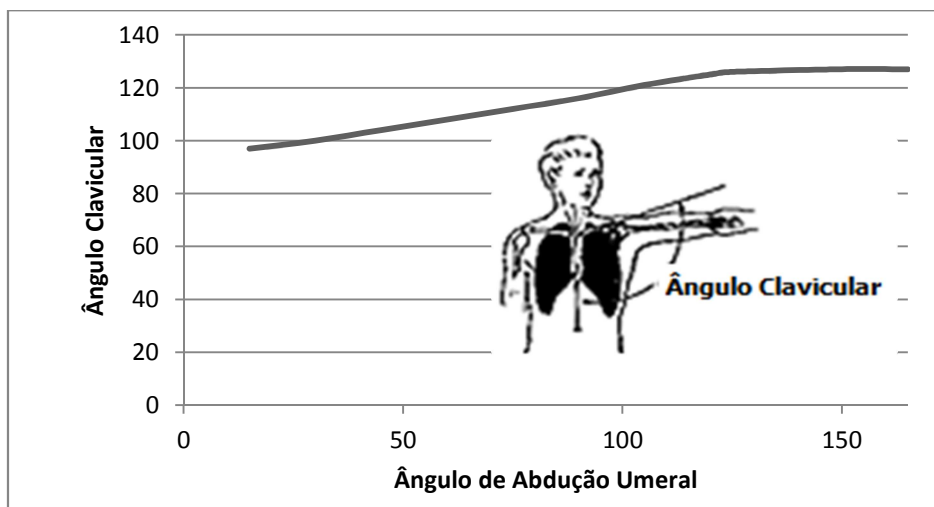


Figura 23 – Gráfico da elevação da clavícula em função da posição umeral (adaptado) [9].

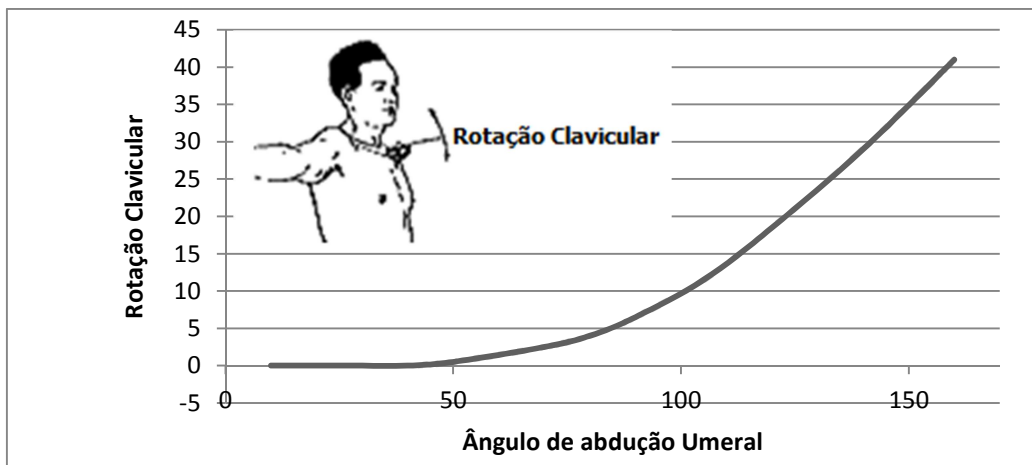


Figura 24 - Gráfico da rotação da clavícula em função da posição umeral (adaptado) [9].

2.1.4. Cintura Escapular

Os movimentos da cintura escapular são compostos pelos movimentos coordenados da omoplata e clavícula. Essa combinação resulta em:

- **Elevação e Depressão:** ocorrem segundo um eixo antero-posterior. Quando se faz elevação da cintura escapular a extremidade esternal da clavícula deprime-se enquanto a extremidade acromial se eleva, arrastando consigo a omoplata, e vice-versa (Figura 25);

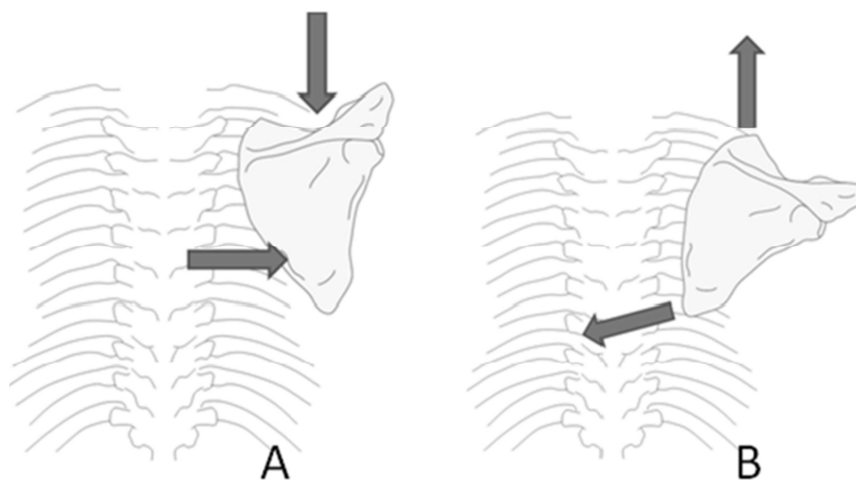


Figura 25 – Esquema de Elevação (A) e Depressão (B) da cintura escapular.

- **Protração e Retração:** nestes movimentos a clavícula move-se segundo um eixo vertical (Figura 26). Tendo a sua extremidade esternal fixa, a clavícula pode rodar para diante (Protração), ou rodar para trás (Retração);

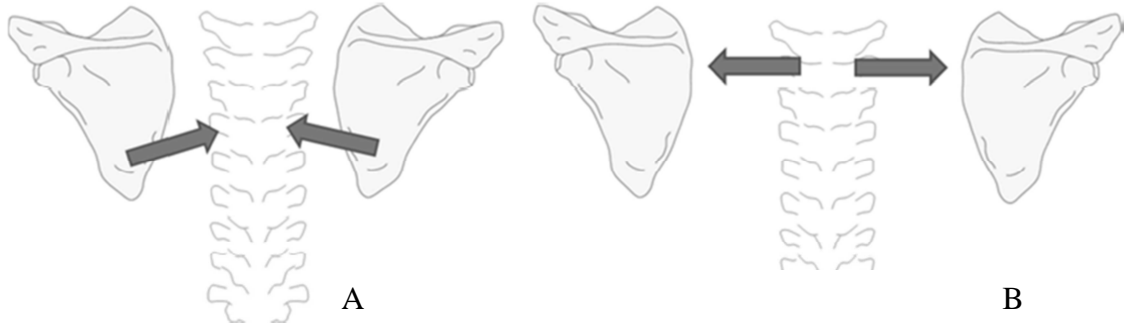


Figura 26 – Esquema dos movimentos de Protração (A) e Retração (B) da cintura escapular.

- **Rotação anterior e posterior (superior e inferior):** movimentos caracterizados pela rotação anterior da articulação esternoclavicular onde a parte superior da clavícula fica orientada anteriormente. Este movimento faz com que a articulação Acromioclavicular desloque a omoplata de modo a que o ângulo inferior desta fique orientado antero-lateralmente e a cavidade glenóide se desloque supero-lateralmente.

De salientar que os movimentos de Elevação/Depressão e Protração/Retração são muito amplos, o que leva a uma rotação de cerca de 30° ao nível da articulação esternoclavicular em cada direcção.

2.2. Acção Muscular

Nesta secção será abordada de uma forma simples e concisa, sob a forma de uma tabela e uma representação esquemática, a musculatura responsável pela cinemática que acabou de ser apresentada.

2.2.1. Cintura Escapular

Os músculos associados à cintura escapular apresentam mais que uma função, nomeadamente a estabilização dinâmica através da sua actividade activa ou passiva, e a sua função de dar mobilidade ao ombro e braço. Na Tabela 8 são apresentados os músculos responsáveis pelos diversos movimentos apresentados anteriormente.

Tabela 8 – Acção muscular na cinemática da cintura escapular [4].

Movimento	Músculos Responsáveis
<i>Elevação</i>	Elevador da omoplata; Trapézio
<i>Depressão</i>	Pequeno peitoral; Trapézio; Serriado anterior
<i>Protração</i>	Pequeno peitoral; Serriado anterior
<i>Retração</i>	Trapézio; Rombóides
<i>Rotação Anterior</i>	Trapézio; Serriado anterior
<i>Rotação Posterior</i>	Elevador da omoplata; Rombóides; Pequeno Peitoral

Da análise dos músculos que ligam a omoplata ao esqueleto axial é possível reparar que, à excepção das fibras superiores do músculo trapézio e o músculo peitoral menor, todos eles se inserem numa zona próxima do bordo medial da omoplata [7]. A maior parte da força desenvolvida pela porção superior do músculo serriado anterior assim como a força gerada pelos músculos da coifa dos rotadores no movimento de abdução são balanceados com a acção dos músculos rombóide, elevador da omoplata e a porção inferior do músculo serriado anterior (Figura 27). Desta é gerada uma estabilidade dinâmica ao nível do complexo articular do ombro através da interacção que decorre do sistema muscular a ele associado.

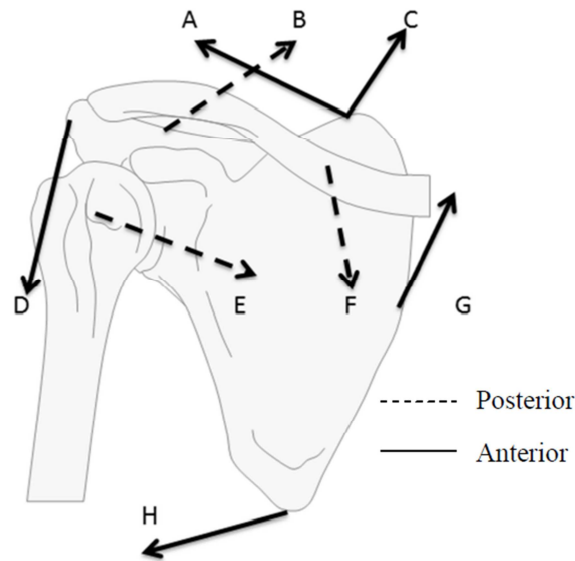


Figura 27 - Diagrama esquemático de acções de alguns músculos ao nível do complexo articular do ombro - A: Porção Superior do Serriado Anterior; B: Trapézio; C: Elevador da Omoplata; D: Deltóide; E: Coifa dos Rotadores; F: Trapézio; G: Rombóides; H: Porção Inferior Do Serriado Anterior (adaptado) [7].

2.2.2. Articulação Glenoumeral

A estabilidade desta articulação é conferida pela coifa dos rotadores por aproximação da cabeça do úmero à glenóide. A coifa dos rotadores é constituída por 4 músculos cujos movimentos pelos quais são responsáveis são listados na Tabela 9 que se segue:

Tabela 9: Acção muscular na cinemática da articulação Glenoumeral.

Movimento	Músculo Responsável
<i>Abdução</i>	Supra-espinhoso
<i>Rotação Externa</i>	Infra-espinhoso
<i>Rotação Externa</i>	Redondo Menor
<i>Rotação Interna</i>	Subescapular

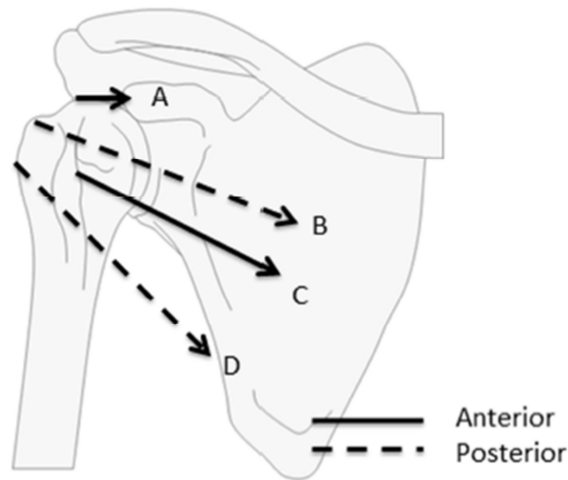


Figura 28 – Representação esquemática da acção dos músculos da coifa dos rotadores – A: Supra-espinhoso; B: Infra-espinhoso; C: Subescapular; D: Redondo Menor.

Devido ao facto da cabeça do úmero ser muito maior que a cavidade glenóide, apenas uma parte dela vai articular com a glenóide, qualquer que seja a posição do úmero. Como as superfícies de contacto não são congruentes e a área articulada é pequena, esta articulação torna-se extremamente instável [7]. A estabilidade desta articulação é então conseguida, em grande parte, através da abdução e rotação lateral do úmero por acção dos músculos da coifa dos rotadores – estabilidade dinâmica. O lábio glenoidal e os ligamentos glenoumerais também conferem estabilidade à articulação, mas desta feita trata-se de uma estabilidade estática.

2.3. Ligamentos

Como já foi supra referido, os diferentes ligamentos que unem as estruturas ósseas associadas ao complexo articular do ombro, apresentam um papel extremamente importante no que toca à estabilidade estática do mesmo. Desta forma os ligamentos tornam-se responsáveis pela absorção de esforços de origem estática devido ao reposicionamento das estruturas ósseas durante os movimentos.

Como exemplo mostra-se a representação gráfica da Figura 29, onde se procura mostrar que, em função da posição das estruturas anatómicas ocorre uma redistribuição das forças que os diversos ligamentos absorvem.

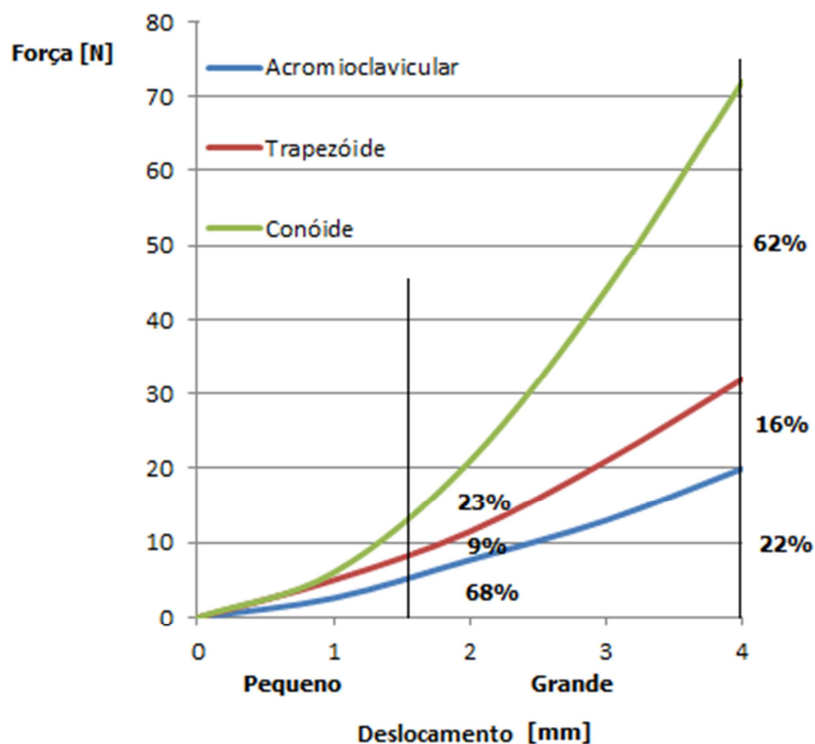


Figura 29 - Gráfico representativo da distribuição de forças pelos ligamentos coracoclaviculares e Acromioclavicular em função do deslocamento (adaptado) [11]

É evidente, por leitura do gráfico acima, que para pequenos deslocamentos o movimento é condicionado principalmente por acção da força gerada pelo ligamento acromioclavicular, gerando cerca de 45% da força necessária à imobilização da articulação.

Já quando se está a analisar grandes deslocamentos ao nível da articulação acromioclavicular, os ligamentos coracoclaviculares (trapezóide e conóide) geram cerca de 88% da força necessária para a estabilização estática da articulação.

2.4. Lesões biomecânicas

2.4.1. Lesões Acromioclaviculares

As luxações do ligamento acromioclavicular são o resultado da lesão dos complexos ligamentares que estabilizam esta articulação, existindo diferentes graus de intensidade de lesão (Tabela 10). É geralmente aceite que o ligamento acromioclavicular intervém na estabilização horizontal da articulação em questão, e a vertical pelos ligamentos coracoclaviculares.

A principal causa do mecanismo lesional do ligamento acromioclavicular é o impacto directo do ombro com o membro superior em adução. Menos frequentemente ocorrem mecanismos de lesão indirectos, nomeadamente episódios de trauma devido a queda sobre a mão com o cotovelo em extensão, ou então por tracção violenta do membro superior [3].

Tabela 10 - Classificação da gravidade das luxações acromioclaviculares [3].

Tipo I	<ul style="list-style-type: none">- Ruptura parcial do ligamento acromioclavicular;- Os ligamentos coracoclaviculares estão intactos;- Clavícula estável.
Tipo II	<ul style="list-style-type: none">- Ruptura completa do ligamento acromioclavicular;- Ruptura parcial dos ligamentos coracoclaviculares;- Pode ocorrer alguma instabilidade na articulação acromioclavicular.
Tipo III	<ul style="list-style-type: none">- Instabilidade vertical e horizontal;- Ruptura dos dois complexos ligamentares (coracoclavicular e acromioclavicular);- Espaço acromial aumenta de 25 a 100%;- Desinserção do trapézio e do deltóide da extremidade distal da clavícula;- Deslocamento superior da clavícula.
Tipo IV	<ul style="list-style-type: none">- Luxação posterior através do trapézio;- Desinserção do trapézio e deltóide da clavícula.
Tipo V	<ul style="list-style-type: none">- Idêntico a Tipo III mas com aumento do espaço coracoacromial de 100 a 300%;- Desinserção do trapézio e do deltóide na metade distal da clavícula.
Tipo VI	<ul style="list-style-type: none">- Muito raro;- Luxação inferior da clavícula sob o acrómio e apófise coracóide;- Desinserção do trapézio e do deltóide da extremidade distal da clavícula.

Na Figura 30 é mostrada de uma forma esquemática os modos de lesão da articulação acromioclavicular, complementando a informação decorrente da tabela anteriormente apresentada.

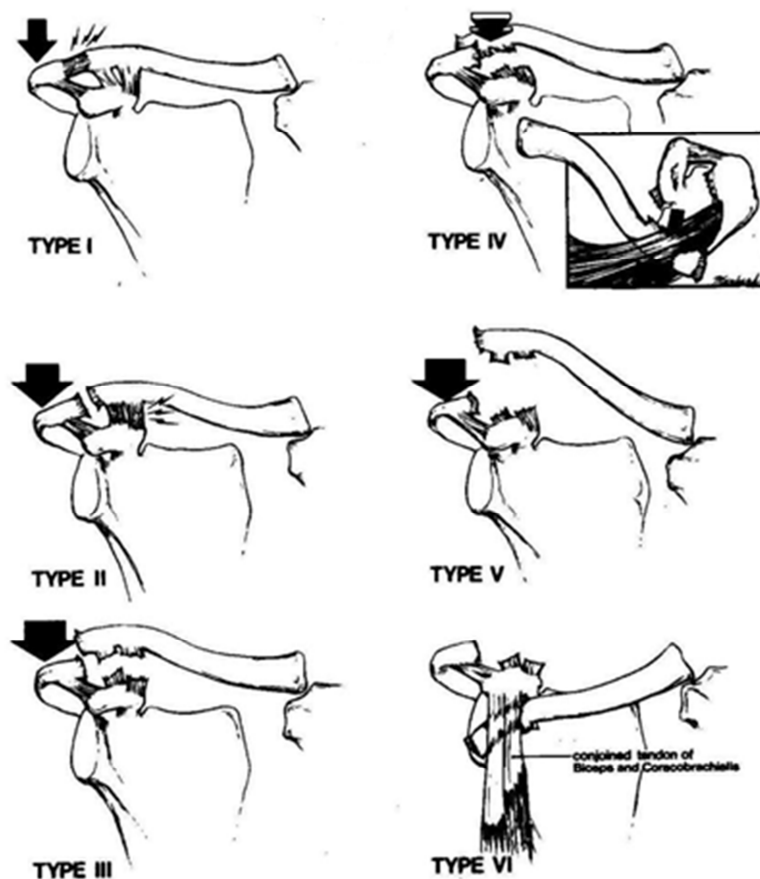


Figura 30 – Classificação de Rockwood de luxações acromioclaviculares [9].

2.4.2. Lesões Esternoclaviculares

As lesões ao nível da articulação esternoclavicular são muito raras, apesar desta ser uma articulação de pequenas dimensões, incongruente e sujeita a esforços de cada vez que o membro superior se movimenta. Os episódios de luxação são raros devido à estrutura ligamentar associada à articulação.

O mecanismo de trauma pode ser directo (Figura 31), com aplicação directa de carga sobre a articulação, ou indirecto (Figura 32), com solicitação no sentido antero-lateral ou póstero-lateral, sendo este mecanismo mais comum que o mecanismo de trauma directo.

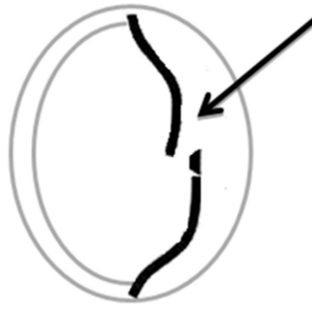


Figura 31 – Mecanismo de lesão directo.

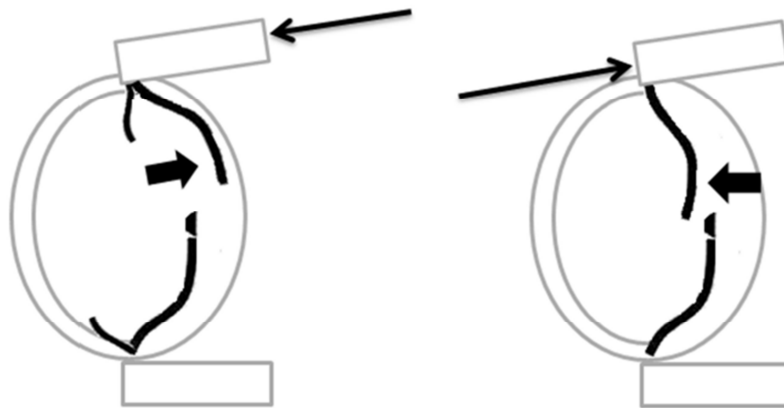


Figura 32 - Mecanismo de lesão indirecto, solicitação antero-lateral, esquerda, e póstero-lateral, direita, (adaptado) [3].

Mais frequentemente ocorrem entorses ou subluxações, sendo que estas podem ser ligeiras (A) ou moderadas (B):

- A - as estruturas ligamentares que envolvem a articulação esternoclavicular estão intactas e a articulação permanece estável;
- B - a articulação está subluxada anteriormente ou posteriormente e os ligamentos bastante traccionados, ou, eventualmente, com ruptura parcial.

2.4.3. Lesões Glenomerais

A instabilidade do ombro (leia-se glenoumeral) pode resultar de uma laxidez intrínseca das estruturas ligamentares ou de um evento traumático – frequentemente luxação – que danifica os elementos estabilizadores da articulação glenoumeral.

A classificação da instabilidade do complexo articular do ombro é alvo de muita controvérsia, sendo, contudo, bastante útil para compreender as lesões e avaliar os resultados de diferentes tratamentos. Desta forma a classificação mais utilizada assenta em 3 grandes grupos consoante 3 factores: ocorrência de trauma, direcção e voluntarismo [3]

Segundo *Maruyama et al*, 1995 [12], cerca de dois terços dos ombros que sofreram mais que um episódio traumático (luxação ou subluxação) apresentarão instabilidade noutras direcções que não a foi a direcção dos episódios de trauma.

Os mecanismos clássicos de uma luxação posterior da articulação glenoumeral por trauma do ombro são as quedas com o membro superior em flexão, adução e rotação interna. Usualmente esta instabilidade surge sob a forma de subluxação posterior. As lesões posteriores afectam, principalmente, a cápsula membranosa que envolve a articulação glenoumeral.

Sendo porção anterior a mais frequente lesionada, está relacionada ao movimento de abdução, rotação externa e/ou extensão. Vale a pena salientar ainda que na sua maioria as luxações ocorrem por factores traumáticos, e uma minoria atraumática devido a pouca estabilidade já mencionada anteriormente [13], [14] e [15].

De salientar também que em simultâneo com a luxação pode ocorrer lesão do nervo axilar, rupturas da coifa dos rotadores, lesões vasculares, ruptura do lábio glenoidal e, ainda, fractura [16].

3. Modelação Biomecânica

Em virtude da grande evolução ao nível do tratamento de imagem, evolução essa devida às crescentes necessidades da indústria da saúde para suprir as exigências da sociedade, passou a ser possível observar com grande acuidade as estruturas interiores do corpo humano. A ressonância magnética é uma técnica de imagiologia médica, que usa um campo magnético e ondas de rádio para obter imagens do corpo discretizando-o em diversos *slices*. Constitui, portanto, um método de imagem seguro, que não utiliza radiações ionizantes.

Em geral, a ressonância magnética é o melhor exame para estudar o cérebro, a coluna, as articulações e tecidos moles em geral, sendo também interessante para analisar o coração, vasos e órgãos da cavidade abdominal [17].

3.1. Aquisição de imagem e geração de modelos 3D

Para recriar as estruturas anatómicas podem ser utilizadas imagens de exames imagiológicos obtidos pela utilização de equipamentos e *software* dedicados à imagiologia, assim como utilizando *software* comercial de CAD para realizar o processo de modelação.

Os exames imagiológicos procuram discretizar uma porção do corpo humano conforme é desejado, por forma a obtermos um conjunto de imagens igualmente espaçadas e de elevada resolução. Na Figura 33 é possível observar o aspecto de um exame imagiológico realizado ao complexo articular do ombro.

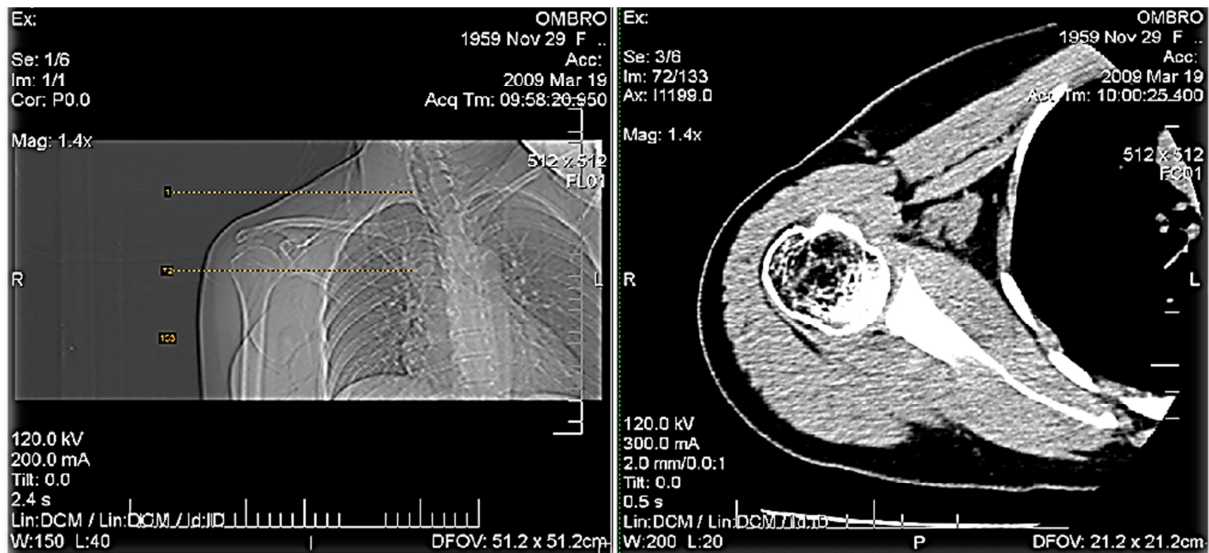


Figura 33 – Exame imagiológico ao ombro cedido pela clínica *Dr. Campos Costa*.

Após obtidas as imagens procede-se então à sua mudança de formato por forma a serem compatíveis com o *software de CAD* que está a ser utilizado (JPEG,...). São então criados tantos planos quanto o número de imagens que se possui e espaçados com o mesmo valor do espaçamento do exame imagiológico. Por segmentação manual, é possível delimitar os contornos das estruturas anatómicas de interesse por forma a obter uma pré-forma do modelo sólido. Utilizando as potencialidades do programa de CAD, é possível gerar um volume sólido a partir dos contornos criados. Obtém-se então um sólido que se aproxima de uma forma um pouco grosseira da estrutura real devido ao facto de a união entre os vários contornos ser feita com funções cúbicas. Necessita-se, desta forma, de escolher os planos que apresentam os contornos que geram um sólido o mais realista possível, sendo este processo completamente manual.

3.1.1 Modelação das estruturas ósseas

Neste trabalho, devido à elevada complexidade da geometria das estruturas ósseas que se pretendiam modelar, optou-se por executar os respectivos modelos a partir de modelos já existentes em formato *stl*.

O formato *stl* é um formato nativo para *software* de CAD e Prototipagem Rápida, gerado pelo processo de estereolitografia utilizando sistemas de aquisição de informação 3D. Este formato é ainda suportado por muitos outros pacotes de outros *softwares* de CAD, sendo amplamente utilizado em processos de prototipagem rápida e fabrico assistido por computador (CAM). Ficheiros em *stl* descrevem apenas a geometria da superfície de um objecto tridimensional, sem qualquer representação de cor, textura ou outros atributos do modelo CAD. Este formato é escrito, usualmente, em linguagem ASCII, pois os ficheiros binários são mais compactos.

Os ficheiros *stl* descrevem então superfícies não-estruturadas cuja unidade geométrica de repetição é o triângulo e que se unem entre si pela sua normal e seus vértices (respeitando a regra da mão direita) usando um sistema tridimensional de coordenadas cartesianas [18].

Os modelos das estruturas anatómicas foram obtidos em [19], e foram trabalhadas com recurso a *software* de CAD, obtendo-se então os modelos 3D pretendidos, como se mostra nas imagens seguintes.

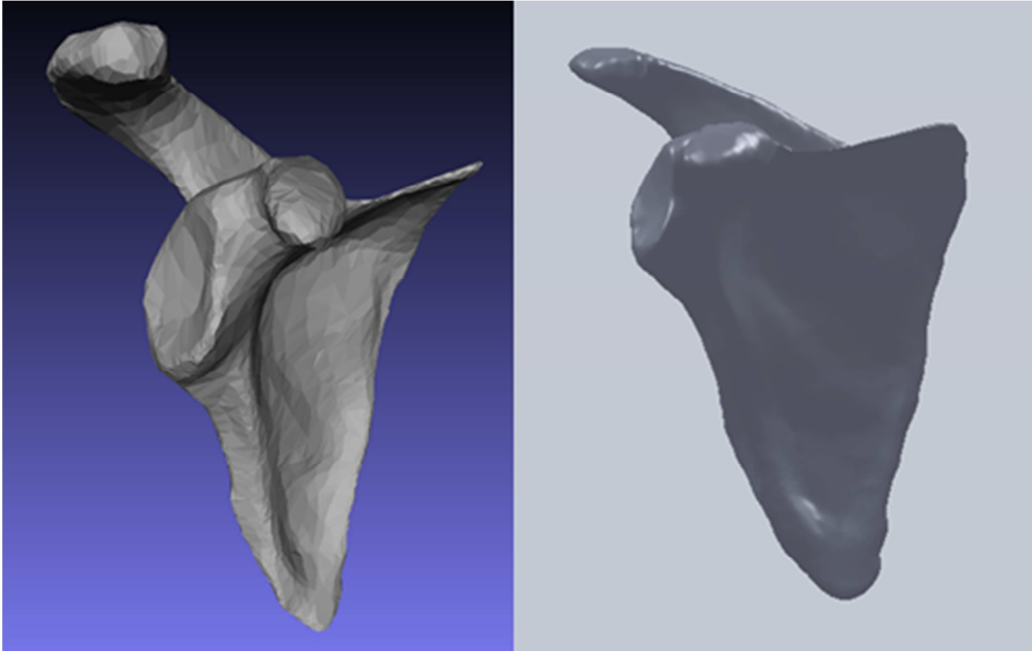


Figura 34 – Modelo da omoplata em formato *stl* e modelo geométrico da omoplata após otimizado.

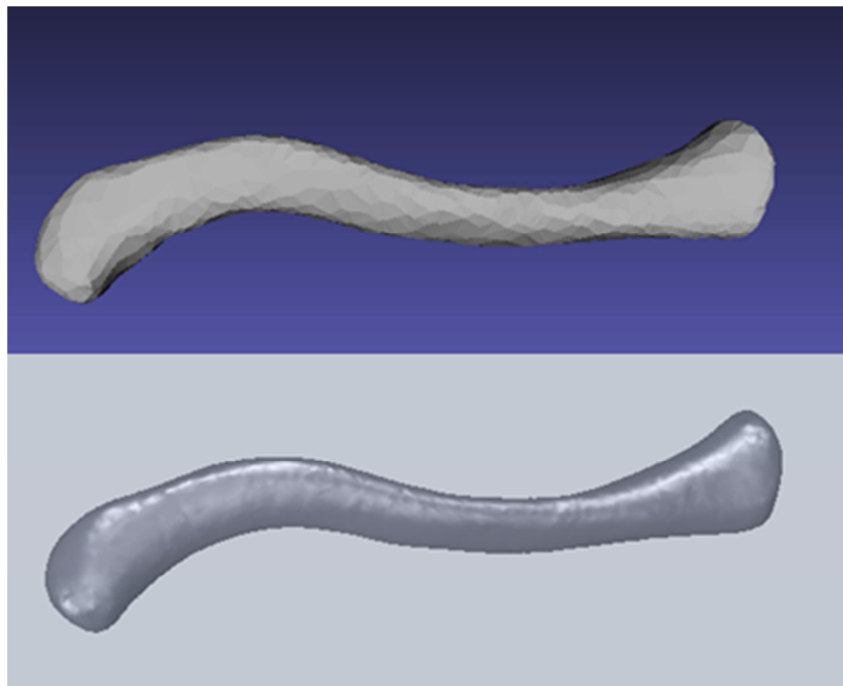


Figura 35 - Modelo da clavícula em formato *stl* e modelo geométrico da omoplata após otimizado.

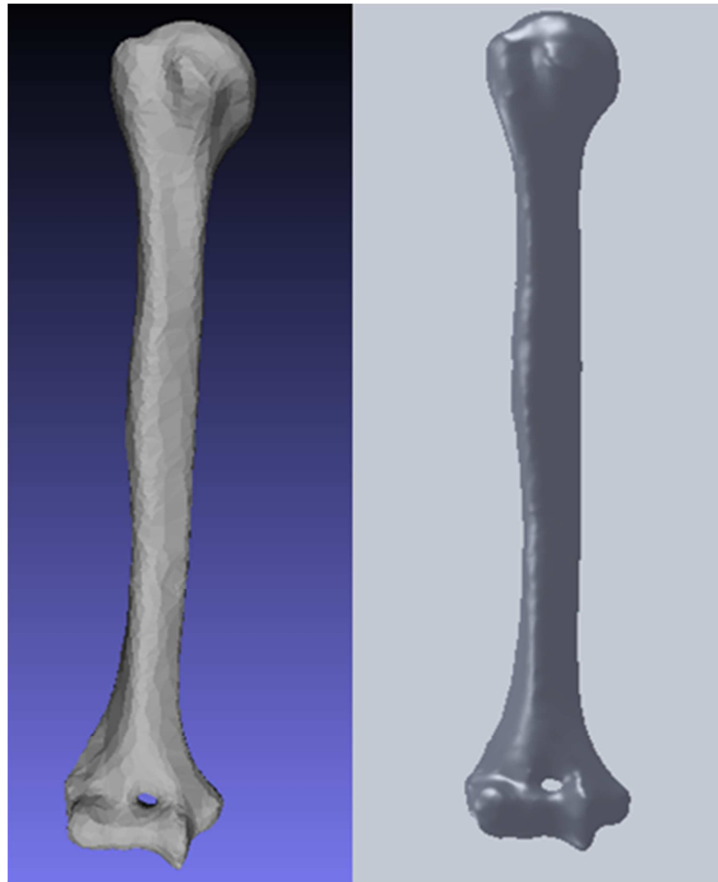


Figura 36 - Modelo do úmero em formato *stl* e modelo geométrico da omoplata após otimizado.

3.1.2 Modelação das estruturas ligamentares

Pelo facto do modelo em *stl* não possuir as estruturas ligamentares, foi necessário proceder à sua modelação. Para tal foi utilizado o modelo de conjunto das estruturas ósseas e tendo conta os locais de inserção e origem dos ligamentos procedeu-se à respectiva modelação das restantes estruturas anatómicas. Nas figuras 37 e 38 é demonstrado o processo de modelação manual que foi adoptado para o efeito.

Começa-se então por desenhar os contornos por forma a gerar um volume que seja o mais parecido com o que existe documentado nos atlas de anatomia, procedendo-

se posteriormente à sua associação no modelo de conjunto das estruturas anatómicas, (Figura 37).

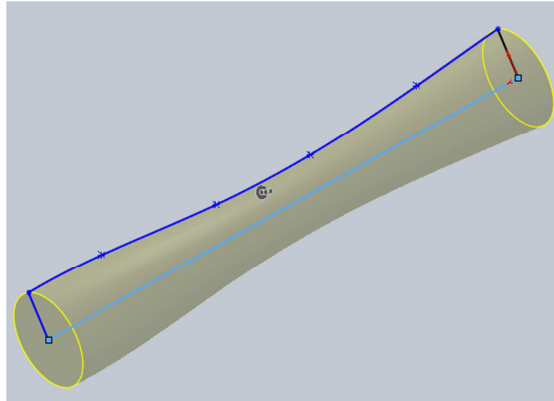


Figura 37 - Revolução para gerar a primeira aproximação ao ligamento coracoacromial.

Nesse momento é pretendido ajustar o melhor possível as posições relativas da origem e inserção desse modelo ligamentar (Figura 38).

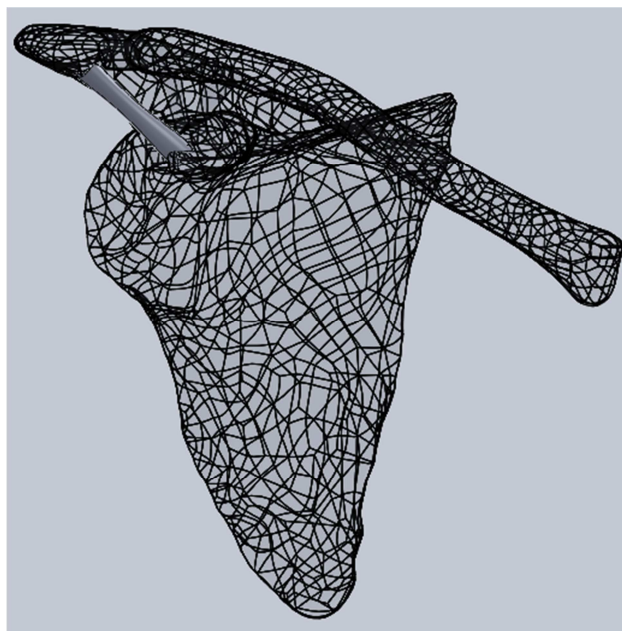


Figura 38 - Adaptação às estruturas ósseas adjacentes e subtração de material por intersecção.

Quando esse processo de posicionamento está concluído procede-se à subtracção de material do modelo do ligamento por intersecção com as estruturas anatómicas adjacentes por forma a gerar as superfícies de contacto pretendidas (Figura 39).

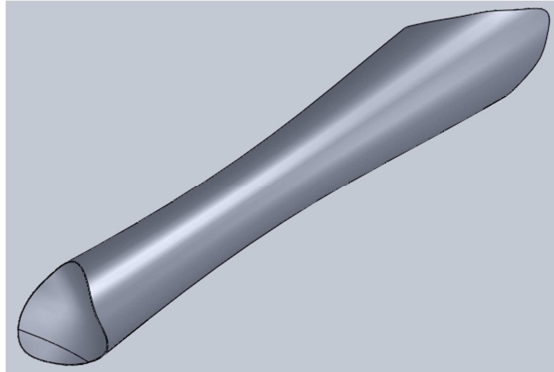


Figura 39 - Modelo final do ligamento acromioclavicular.

Repetindo o mesmo procedimento para as restantes estruturas ligamentares obtiveram-se os seguintes modelos das figuras 40 e 41:

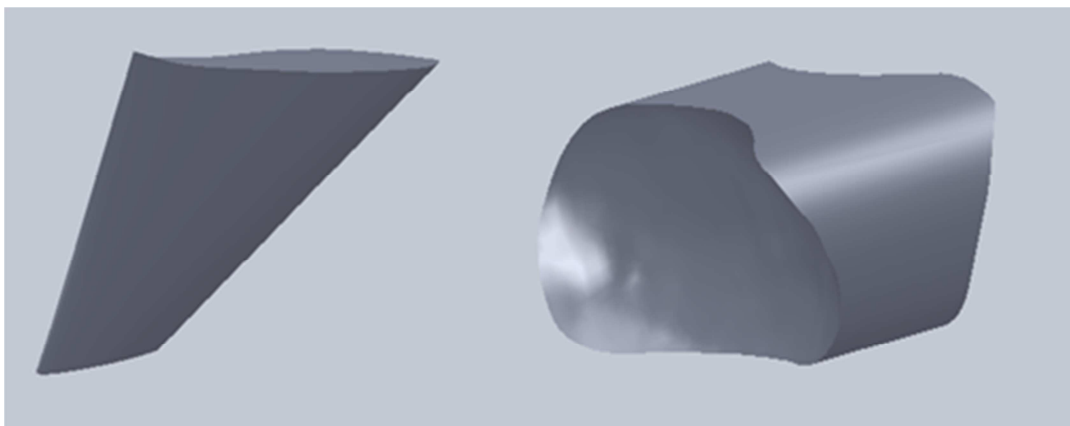


Figura 40 - Modelos geométricos dos ligamentos Trapezóide (à esquerda) e Acromioclavicular (à direita).

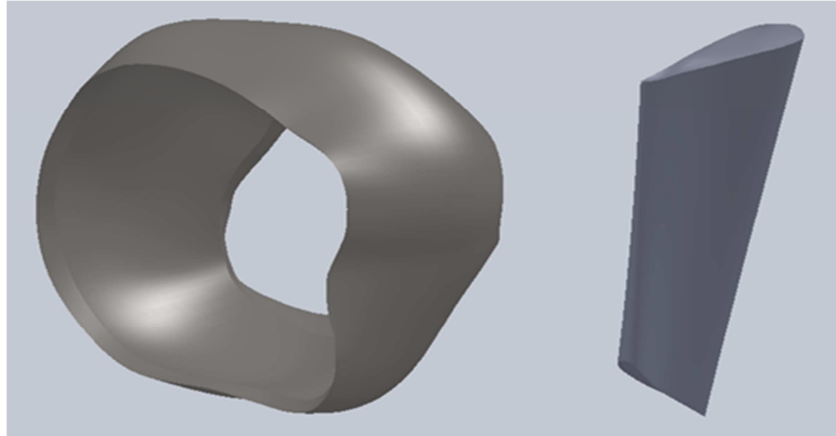


Figura 41 - Modelos geométricos dos ligamentos Glenoumeral (à esquerda) e Conóide (à direita).

No final obtém-se o modelo de conjunto desejado como é mostrado na Figura 42, em que as extremidades dos ligamentos são tangentes aos modelos geométricos das estruturas ósseas. Essa tangência é fundamental para que interação entre as diferentes estruturas apresente o mínimo de concentração de tensões possível.

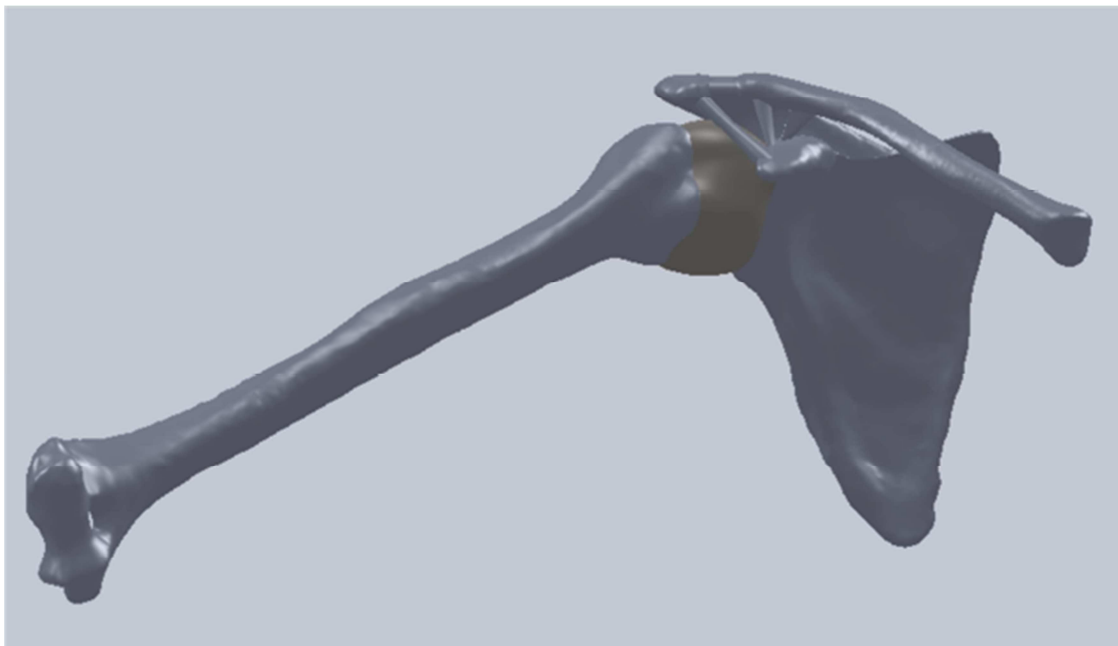


Figura 42 - Modelo de conjunto do complexo articular do ombro.

3.2. Modelos em Elementos Finitos

Hoje em dia é possível solucionar, simular e testar problemas biomecânicos, independentemente do grau de complexidade da geometria, quantidade de deformação e propriedades mecânicas recorrendo ao método dos elementos finitos. Contudo é necessário ter em conta que as soluções ditas “exactas” são de elevada importância por diversas razões, nomeadamente ao nível da determinação do comportamento não linear de tecidos, e fornecendo valores de referência para validação dos resultados numéricos.

Eventualmente também é possível obter propriedades mecânicas cruzando informação oriunda de ensaios experimentais a tecidos com a informação obtida por *software* de simulação numérica por forma a extrapolar as propriedades mecânicas que se procura, de resto, como foi o procedimento adoptado na realização deste trabalho. Ainda de referir que nas simulações foram feitas determinadas simplificações, válidas, para facilitar o estudo da biomecânica dos tecidos moles do complexo articular do ombro, nomeadamente acção gravítica, inércia assim como a acção do sistema muscular na cinemática.

3.2.1 Elementos tetraédricos

Na análise de estruturas biomecânicas pelo método dos elementos finitos, procede-se a uma aproximação dos corpos por um conjunto de elementos finitos discretos (processo de discretização em elementos finitos) ligados entre si por nós ao longo das fronteiras desses elementos.

No presente trabalho as diferentes estruturas anatómicas foram discretizadas recorrendo a elementos tetraédricos C3D4, e de seguida apresenta-se a formulação deste tipo de elementos.

Considere-se um elemento tetraédrico de 4 nós (i, j, k, l) num espaço definido pelas coordenadas cartesianas (x, y, z) como se exemplifica na figura que se segue:

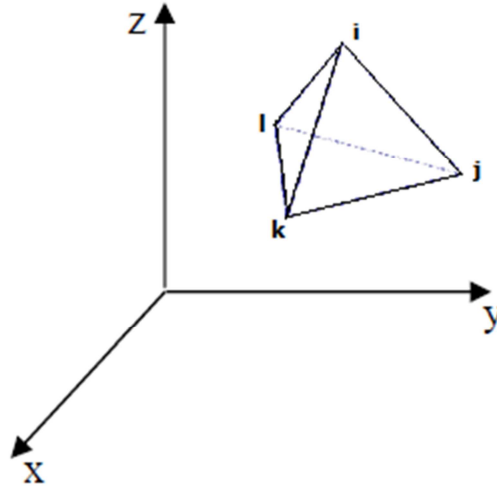


Figura 43 - Elemento tetraédrico de 4 nós.

Os deslocamentos medidos no sistema de coordenadas locais de cada elemento finito tetraédrico são assumidos como sendo função dos deslocamentos que ocorrem nos nós desses mesmos elementos. Considerando-se o campo de deslocamentos nodais \mathbf{u} definido pela composição dos deslocamentos nas direcções cartesianas [20]:

$$\mathbf{u} = \{u \quad v \quad w\}^T$$

A variação linear é definida por quatro valores nodais, podendo ser escrita de uma forma genérica para \mathbf{u} , da seguinte forma:

$$\mathbf{u} = \alpha_1 + \alpha_2 X + \alpha_3 Y + \alpha_4 Z$$

Escrevendo as equações para os 4 nós apresentados no tetraedro da Figura 43, é possível então determinar os 4 termos de α :

$$\mathbf{u}_i = \alpha_1 + \alpha_2 X_i + \alpha_3 Y_i + \alpha_4 Z_i$$

$$\mathbf{u}_j = \alpha_1 + \alpha_2 X_j + \alpha_3 Y_j + \alpha_4 Z_j$$

$$\mathbf{u}_k = \alpha_1 + \alpha_2 X_k + \alpha_3 Y_k + \alpha_4 Z_k$$

$$\mathbf{u}_l = \alpha_1 + \alpha_2 X_l + \alpha_3 Y_l + \alpha_4 Z_l$$

Usando a forma determinante, escreve-se a solução na forma:

$$\mathbf{u} = \frac{1}{6V} [(a_i + b_i X + c_i Y + d_i Z)u_i + (a_j + b_j X + c_j Y + d_j Z)u_j + (a_k + b_k X + c_k Y + d_k Z)u_k + (a_l + b_l X + c_l Y + d_l Z)u_l]$$

com V o volume do elemento tetraédrico. Expandindo os determinantes relevantes nos seus cofactores obtém-se:

$$6V = \det \begin{bmatrix} 1 & X_i & Y_i & Z_i \\ 1 & X_j & Y_j & Z_j \\ 1 & X_k & Y_k & Z_k \\ 1 & X_l & Y_l & Z_l \end{bmatrix}$$

$$a_i = \det \begin{bmatrix} X_j & Y_j & Z_j \\ X_k & Y_k & Z_k \\ X_l & Y_l & Z_l \end{bmatrix}$$

$$b_i = -\det \begin{bmatrix} 1 & Y_j & Z_j \\ 1 & Y_k & Z_k \\ 1 & Y_l & Z_l \end{bmatrix}$$

$$c_i = -\det \begin{bmatrix} Y_j & 1 & Z_j \\ Y_k & 1 & Z_k \\ Y_l & 1 & Z_l \end{bmatrix}$$

$$d_i = -\det \begin{bmatrix} X_j & Y_j & 1 \\ X_k & Y_k & 1 \\ X_l & Y_l & 1 \end{bmatrix}$$

Como se sabe, o deslocamento do elemento em questão é definido por 12 componentes, 3 componentes (x, y, z) de deslocamento por cada um dos 4 nós que constituem o elemento:

$$\mathbf{d}^e = \begin{bmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \\ u_j \\ v_j \\ w_j \\ u_k \\ v_k \\ w_k \\ u_l \\ v_l \\ w_l \end{bmatrix}$$

Sendo que é possível determinar as componentes do deslocamento no ponto qualquer pertencente ao elemento através das funções de forma:

$$\mathbf{u} = [\mathbf{IN}_i \quad \mathbf{IN}_j \quad \mathbf{IN}_k \quad \mathbf{IN}_l] \mathbf{d}^e$$

com,

$$N_i = \frac{(a_i + b_i X + c_i Y + d_i Z)}{6V}$$

$$N_j = \frac{(a_j + b_j X + c_j Y + d_j Z)}{6V}$$

$$N_k = \frac{(a_k + b_k X + c_k Y + d_k Z)}{6V}$$

$$N_l = \frac{(a_l + b_l X + c_l Y + d_l Z)}{6V}$$

e \mathbf{I} a matriz identidade de dimensão 3×3 .

As deformações são obtidas por derivação dos deslocamentos. Assim sendo temos:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{xz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{du}{dx} \\ \frac{dv}{dy} \\ \frac{dw}{dz} \\ \frac{du}{dy} + \frac{dv}{dx} \\ \frac{dw}{dy} + \frac{dv}{dz} \\ \frac{du}{dz} + \frac{dw}{dx} \end{bmatrix}$$

Constata-se então que:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = [B_i \quad B_j \quad B_k \quad B_l] d^e = \mathbf{B} d^e$$

em que \mathbf{B} é a matriz das derivadas das funções de forma, como se mostra na equação seguinte:

$$B_i = \begin{bmatrix} \frac{dN_i}{dx} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{dN_i}{dy} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{dN_i}{dz} \\ \frac{dN_i}{dy} & \frac{dN_i}{dx} & 0 \\ 0 & \frac{dN_i}{dz} & \frac{dN_i}{dy} \\ \frac{dN_i}{dz} & 0 & \frac{dN_i}{dx} \end{bmatrix} = \frac{1}{6V} \begin{bmatrix} b_i & 0 & 0 \\ 0 & c_i & 0 \\ 0 & 0 & d_i \\ c_i & b_i & 0 \\ 0 & d_i & c_i \\ d_i & 0 & b_i \end{bmatrix}$$

Acontecendo o mesmo para as matrizes B_j , B_k e B_l .

A obtenção do estado de tensão nesse ponto é feito por recurso às relações constitutivas válidas para os materiais a tratar, como será visto no subcapítulo seguinte.

Genericamente pode escrever-se a relação tensão/deformação através da matriz constitutiva \mathbf{D} :

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}\boldsymbol{\varepsilon} \therefore \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{xz} \end{bmatrix} = \mathbf{D} \begin{bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{xz} \end{bmatrix}$$

É necessário, no entanto, ter em atenção que na resolução de problemas pelo método dos elementos finitos, as equações de equilíbrio não são satisfeitas exactamente em todos os pontos considerados, existindo duas condições que terão que ser satisfeitas em qualquer malha de elementos finitos.

A primeira refere-se ao equilíbrio nos nós, enquanto que a segunda condição refere-se ao equilíbrio no elemento.

Considere-se que em cada elemento finito, e , os vectores de forças nodais são dados por:

$$\mathbf{f}^e = \int_{V_e} \mathbf{B}^{eT} \boldsymbol{\sigma}^e V^e dV$$

De acordo com a primeira condição temos que, em cada nó, a soma das forças nodais está em equilíbrio com as forças externas aplicadas. No que toca à segunda condição, um elemento está em equilíbrio na situação de as suas funções de forma interpoladoras satisfizerem as condições de convergência.

3.2.2 Modelos numéricos das estruturas ósseas

Recorrendo a *software* de CAE foi possível discretizar automaticamente as estruturas ósseas que constituem o complexo articular do ombro. Estas estruturas foram discretizadas recorrendo ao elemento tetraédrico C3D4, formulado anteriormente, e podem ser observadas nas figuras que se seguem (Figura 44, 45 e 46).

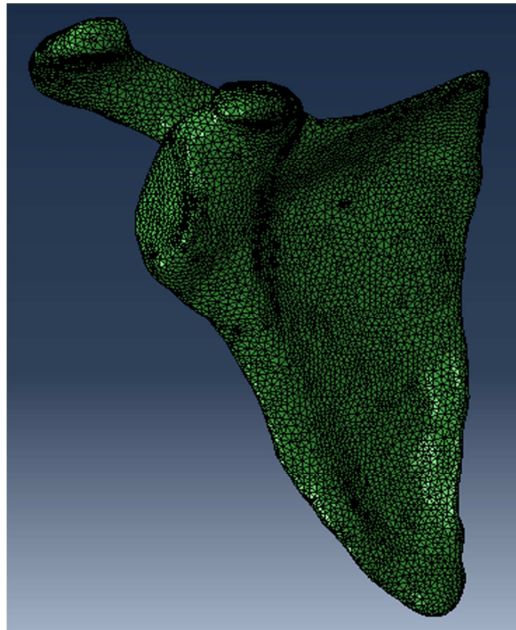


Figura 44 - Modelo de elementos finitos da omoplata.

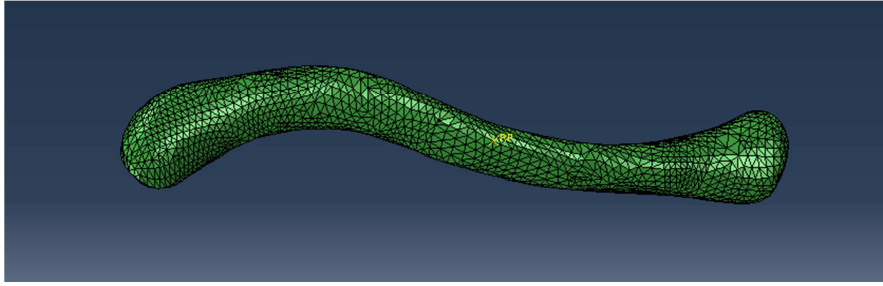


Figura 45 - Modelo de elementos finitos da clavícula.

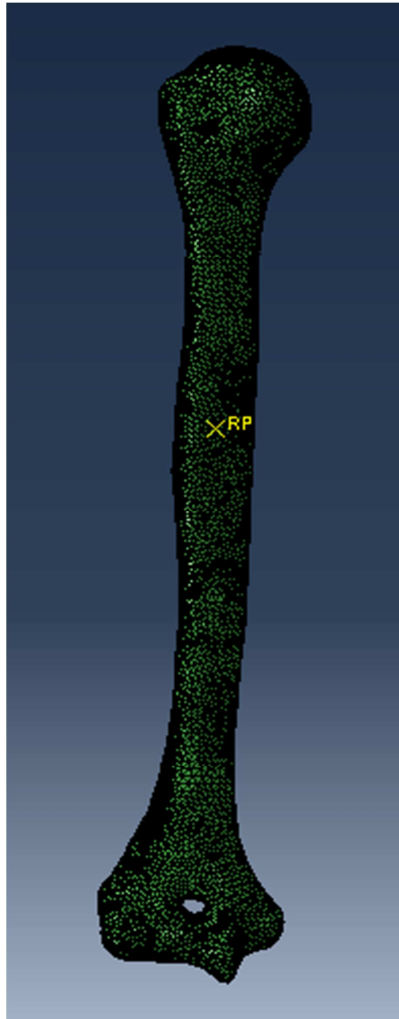


Figura 46 - Modelo de elementos finitos do úmero.

Em seguida é mostrado, sob a forma de tabela, o número de elementos e de nós com os quais as estruturas foram discretizadas (Tabela 11).

Tabela 11 - Discretização das estruturas ósseas do complexo articular do ombro.

Estrutura Óssea	Nº de Nós	Nº de Elementos	Ordem Geométrica
Omoplata	79219	335893	Linear
Clavícula	3636	14396	Linear
Úmero	30595	123729	Linear

3.2.3 Modelos numéricos das estruturas ligamentares

Os modelos de elementos finitos das estruturas ligamentares foram discretizados recorrendo ao elemento tetraédrico C3D4H – formulação híbrida – devido ao facto destas estruturas anatómicas apresentarem propriedades hiperelásticas. Em seguida serão apresentadas as imagens referentes aos modelos de elementos finitos dos diferentes ligamentos que constituem o complexo articular do ombro assim como será apresentada a Tabela 12 na qual constará a informação referente à discretização das diferentes estruturas.

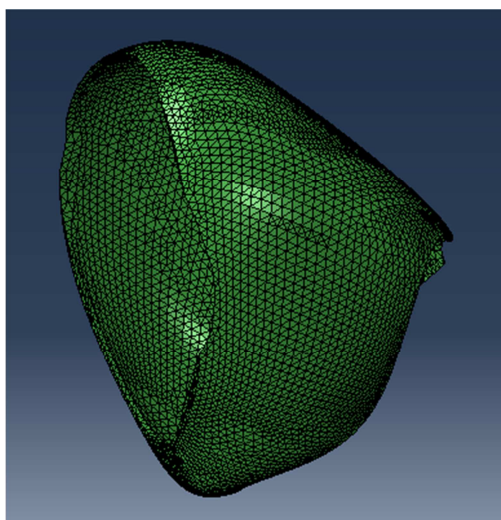


Figura 47 – Modelo de elementos finitos do 1º modelo do ligamento Glenoumeral.

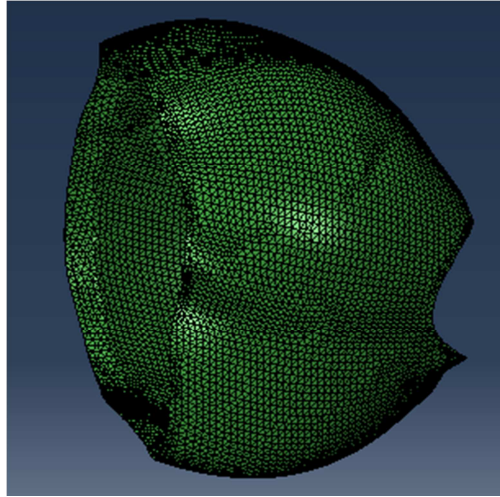


Figura 48 - Modelo de elementos finitos do 2º modelo do ligamento Glenoumeral.

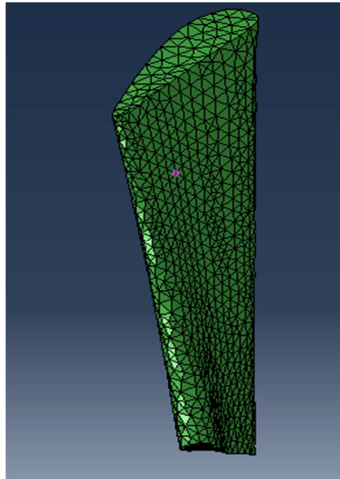


Figura 49 - Modelo de elementos finitos do ligamento Conóide.

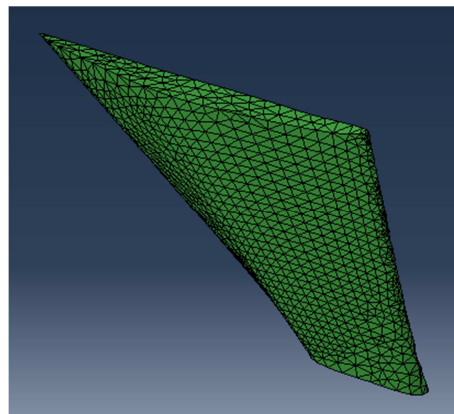


Figura 50 - Modelo de elementos finitos do ligamento Trapezóide.

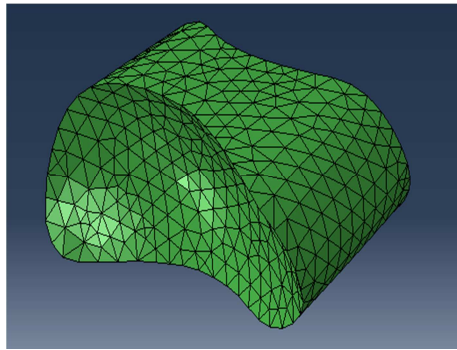


Figura 51 – Modelo de elementos finitos do ligamento Acromioclavicular.

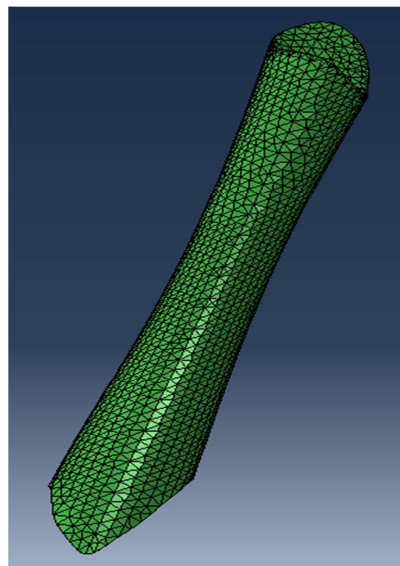


Figura 52 - Modelo de elementos finitos do ligamento Coracoacromial.

Tabela 12 - Discretização das estruturas ligamentares do complexo articular do ombro.

Estrutura Ligamentar	Nº de Nós	Nº de Elementos	Ordem Geométrica
Glenoumeral (1)	10215	29858	Linear
Glenoumeral (2)	25228	100265	Linear
Conóide	2781	12093	Linear
Trapezóide	2985	12612	Linear
Acromioclavicular	6434	31227	Linear
Coracoacromial	1924	7799	Linear

Em resultado das discretizações dos modelos anatómicos supra apresentados, procedeu-se então à constituição dos modelos completos por forma a proceder-se às simulações que são pretendidas.

Resultam então dois modelos de elementos finitos representativos do complexo articular do ombro para simulação do movimento de abdução no plano coronal dos 0 aos 90°. Um primeiro modelo pretende simular o movimento de abdução dos 0 aos 60°, sendo que o segundo modelo pretende simular o movimento restante dos 60 aos 90°.

Na Figura 53 mostra-se o modelo para simulação do movimento dos 0 aos 60° e a Figura 54 apresenta o modelo para simulação dos 60 aos 90°.

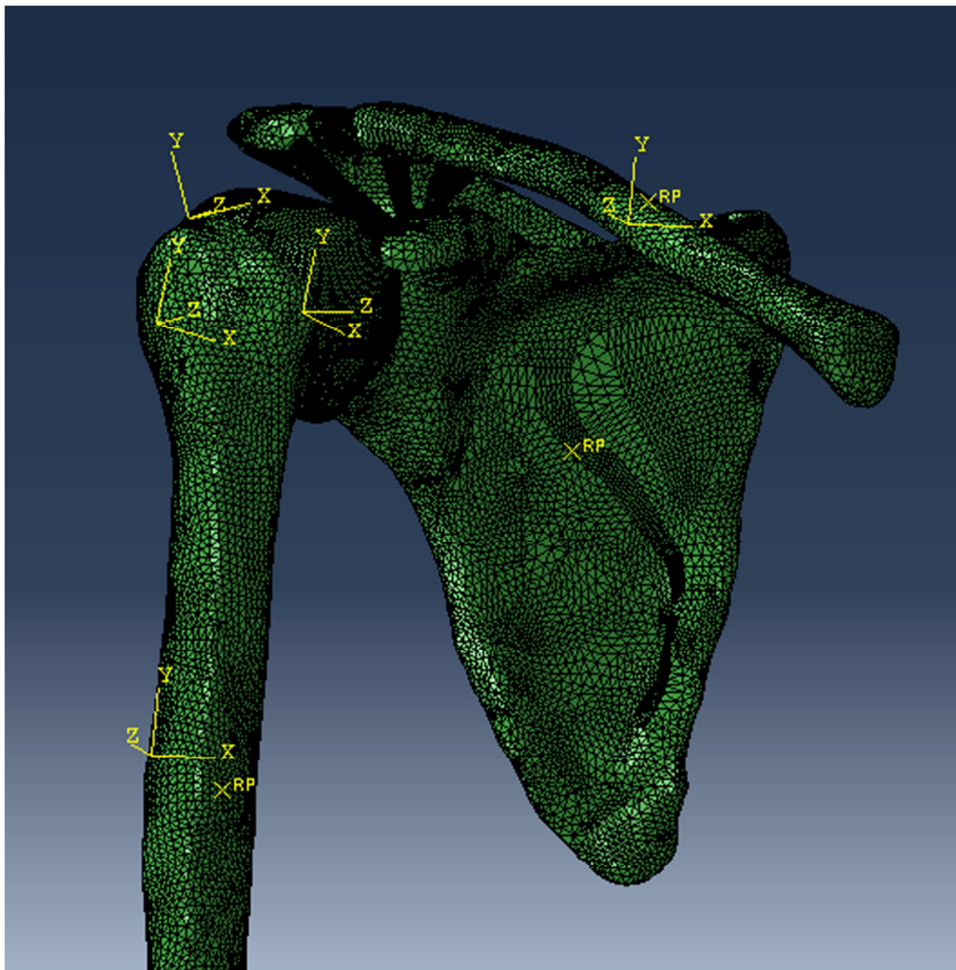


Figura 53 - Modelo de elementos finitos para simulação dos 0 aos 60° de abdução no plano coronal.

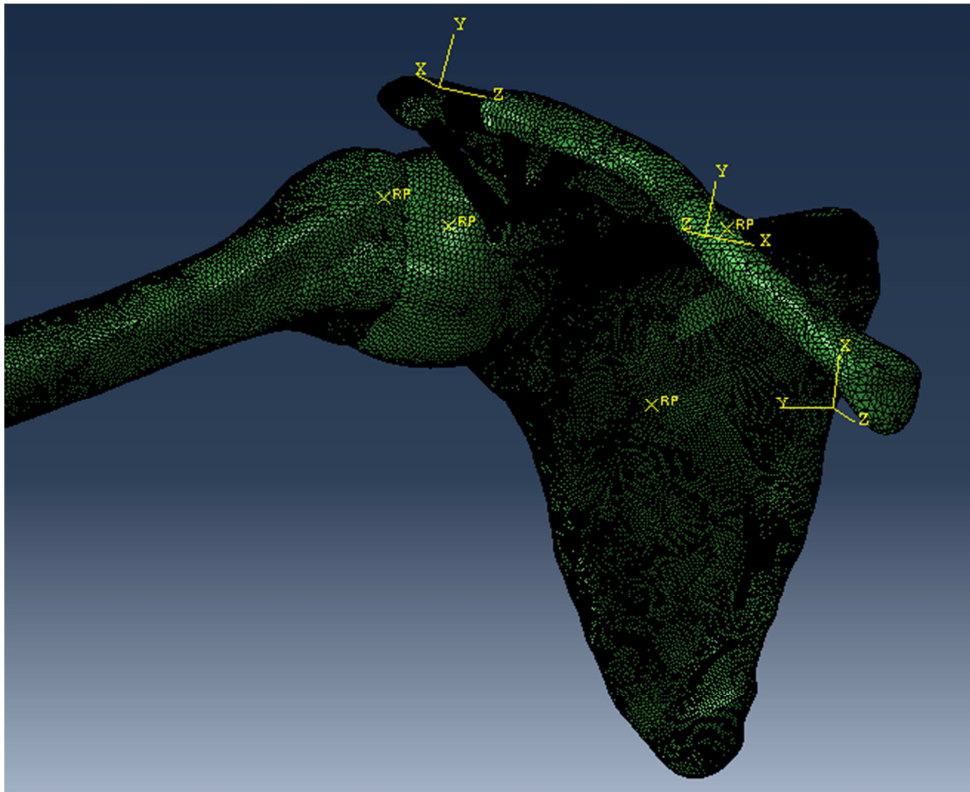


Figura 54 - Modelo de elementos finitos para simulação dos 60 aos 90° de abdução no plano coronal.

3.3. Condições de fronteira

As condições de fronteira são essenciais na aplicação do método dos elementos finitos, tendo em conta que, grande parte das vezes são elas que aproximam ou afastam o modelo da realidade que se pretende modelar numericamente. Condições de fronteira mal definidas implicam que as simulações em causa apresentem resultados não condizentes com a realidade em questão.

No presente trabalho de dissertação as condições de fronteira são de extrema importância devido ao elevado nível de complexidade cinemática associada ao complexo articular do ombro, pelo que a sua definição foi feita com a admissão de algumas simplificações.

Analisemos então as condições de fronteira impostas aos dois modelos de elementos finitos gerados.

3.3.1. Condições de fronteira do modelo numérico gerado para simulação do movimento de adução dos 0 aos 60°

As estruturas biológicas encontram-se na posição anatómica, sendo que é admitido que a clavícula e a omoplata estão fixas, não descrevendo qualquer tipo de movimento (encastramento). Ao úmero é aplicada uma rotação de 60° no plano coronal para realizar o movimento de abdução desejado, sendo considerado que as estruturas ósseas se comportam como corpos rígidos. Na Figura 55 mostram-se as condições de fronteira com o exterior que foram aplicadas ao modelo.

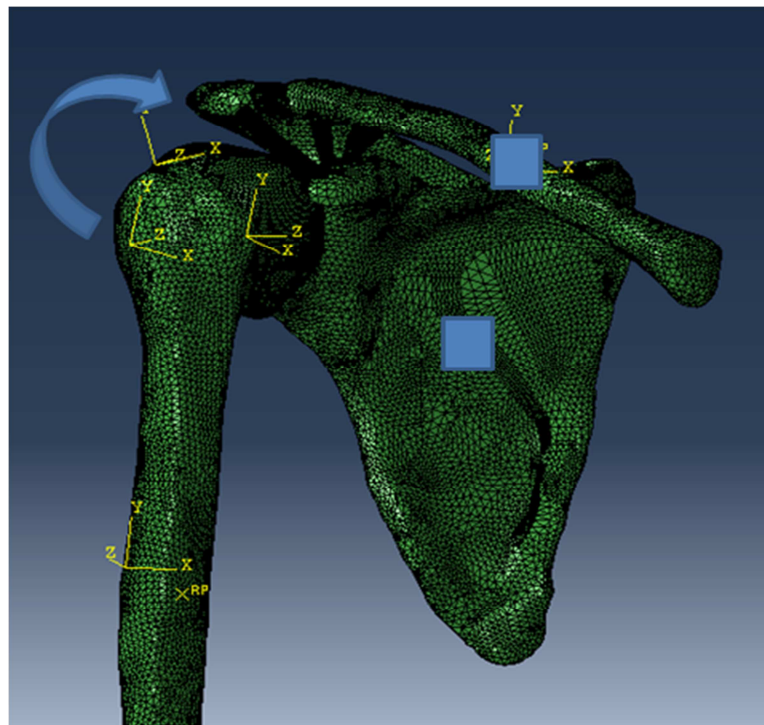


Figura 55 - Condições de fronteira aplicadas ao modelo. Os quadrados representam o encastramento da clavícula e da omoplata e a seta curva representa a rotação de 60° imposta ao úmero.

Ao nível interno, também existem condições de fronteira entre as diversas estruturas anatómicas que constituem o modelo. A ligação entre as estruturas ósseas e os ligamentos é feita por intermédio de *ties*. Ao nível de contacto entre as estruturas ósseas temos a situação da cabeça do úmero que contacta a cavidade glenóide. Nesta situação considera-se que esse contacto ocorre sem a existência de atrito.

3.3.2 Condições de fronteira do modelo numérico gerado para simulação do movimento de adução dos 60 aos 90°

As estruturas anatómicas encontram-se com a disposição espacial mostra na Figura 54. Mais uma vez considera-se que as estruturas ósseas apresentam comportamento de corpo rígido. Neste modelo para simulação do movimento de abdução no plano coronal dos 60 aos 90° temos três combinações de condições diferentes:

1. Simulação dos 60 aos 90° considerando que a clavícula se encontra encastrada e a omoplata articulada:

Nesta simulação é considerado que a clavícula encontra-se fixa por encastramento e a omoplata articulada num nó que se encontra no centro do seu corpo, podendo rodar no plano que o contem, como é representado na Figura 56. Ao úmero foi aplicada uma rotação de 30°, sendo esta integralmente transmitida à omoplata através do ligamento glenoumeral que também é considerado como corpo rígido.

Ao nível interno temos que os ligamentos ligam-se aos ossos por intermédio de *ties* e a ligação entre o ligamento glenoumeral com a cabeça do úmero e a cavidade glenóide dá-se por intermédio de elementos conectores de deslocamento (devido ao facto de se considerar que o ligamento glenoumeral é um corpo rígido). Nesta simulação não existe contacto entre as estruturas anatómicas.

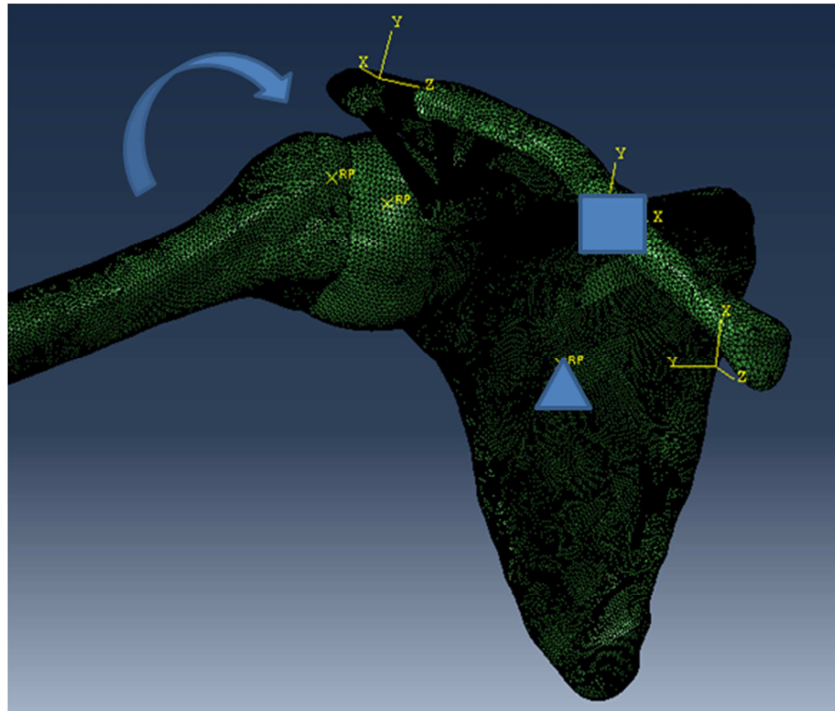


Figura 56 - Condições de fronteira aplicadas ao modelo. O quadrado representa o encastramento da clavícula ao passo que o triângulo representa a articulação da omoplata. A seta curva representa a rotação de 30° imposta ao úmero.

2. Simulação dos 60 aos 90° considerando que a clavícula e a omoplata se encontram articuladas:

Considera-se que a clavícula encontra-se articulada na extremidade medial (simulando uma rótula esférica) e a omoplata articulada num nó no centro do seu corpo, podendo rodar no plano que contém o conteúdo, como é representado na Figura 59.

Mais uma vez foi aplicada uma rotação de 30° ao úmero, sendo esta integralmente transmitida à omoplata através do ligamento glenoumeral que também é considerado como corpo rígido.

Aplicaram-se também duas rotações à clavícula, sendo que os valores impostos resultam da análise dos gráficos das Figuras 57 e 58. Constata-se então pela leitura do gráfico da Figura 57 que durante o movimento de abdução dos 60 aos 90°, a clavícula

eleva-se em cerca de 8° em ângulo clavicular. Em termos de rotação clavicular, ela apresenta sensivelmente o mesmo valor que o de elevação (Figura 58).

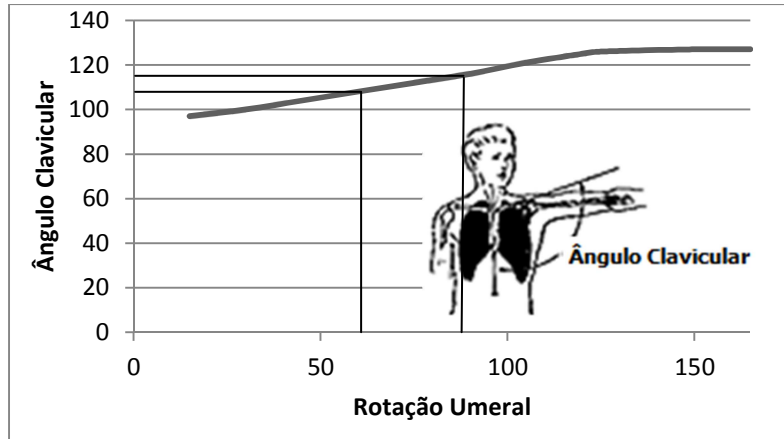


Figura 57 - Elevação da clavícula a partir dos 60° até aos 90°.

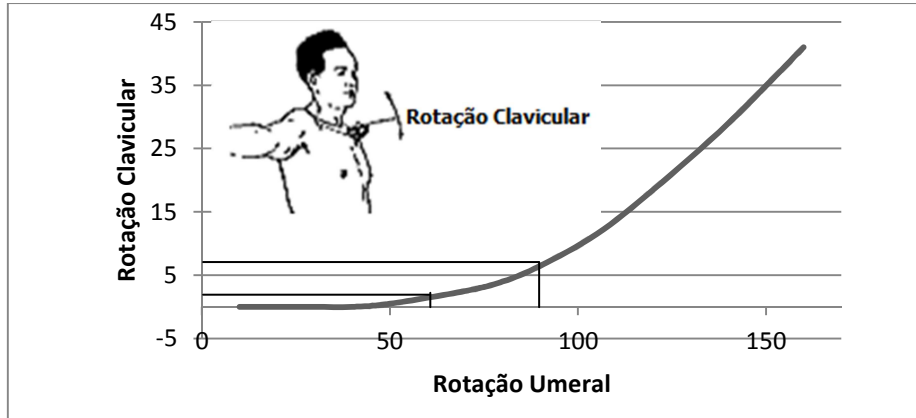


Figura 58 - Rotação da clavícula desde os 60° até aos 90°.

Temos ainda que ao nível interno temos as mesmas condições de fronteira entre ligamentos e ossos, e na situação do ligamento glenoumeral, as suas ligações são feitas por intermédio de elementos conectores de deslocamento como já foi dito anteriormente.

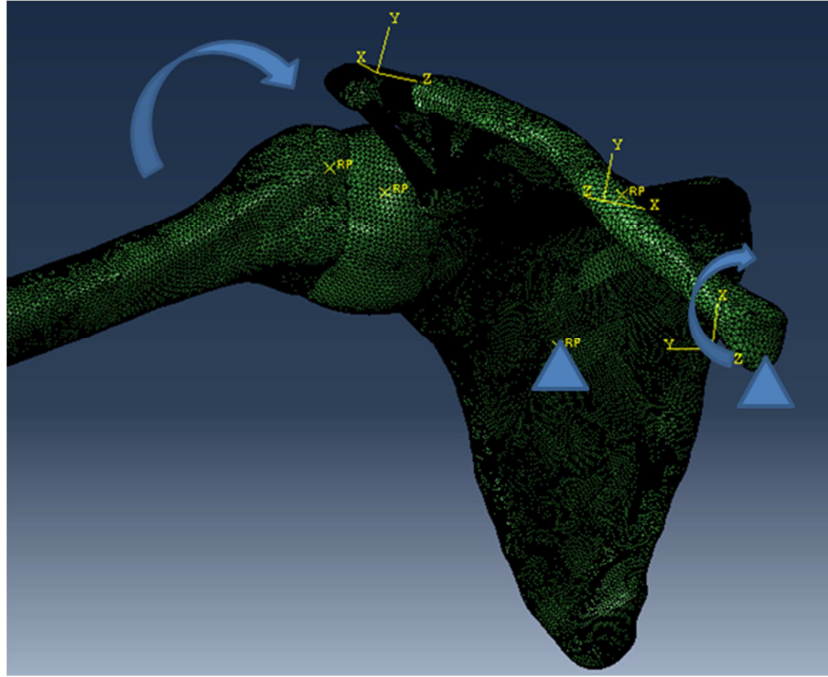


Figura 59 - Condições de fronteira aplicadas ao modelo. Os triângulos representam as articulações da clavícula e da omoplata. As setas curvas representam a rotação de 30° imposta ao úmero e as duas rotações de 8° impostas à clavícula.

3. Simulação dos 60 aos 90° considerando que a clavícula e a omoplata se encontram articuladas e o ligamento glenoumeral não é considerado como corpo rígido:

Segundo Engin e Chen [7], existe um ritmo escapulo-torácico que é diferente do ritmo umeral. Desta forma, e tendo como objectivo aproximar o modelo numérico da realidade, adoptou-se uma proporção de 2 para 3 no ritmo escapulo-umeral, em que a omoplata roda 20° durante o movimento de abdução do úmero de 30° . A cinemática da clavícula impõe-se como sendo a mesma do ponto anterior.

As estruturas anatómicas apresentam a mesma discretização apresentada anteriormente, sendo que agora não é feita a consideração de corpo rígido para o ligamento glenoumeral, visto deixar de fazer sentido. As ligações entre as estruturas são as mesmas que as referidas anteriormente, passando as ligações associadas ao ligamento glenoumeral a ser feitas por intermédio de *ties* à semelhança dos restantes ligamentos.

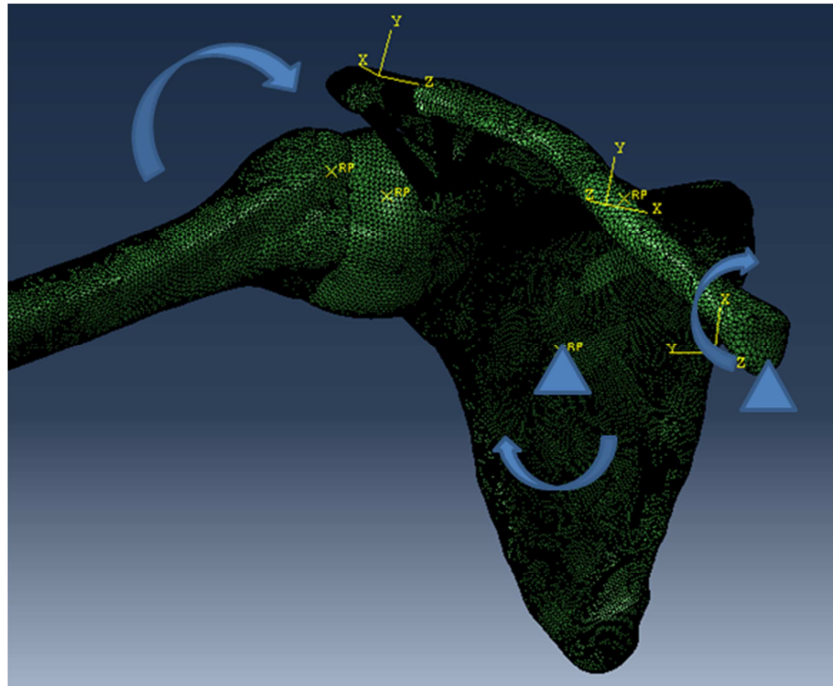


Figura 60 - Condições de fronteira aplicadas ao modelo. O triângulo representa as articulações da clavícula e da omoplata. As setas curvas representam a rotação de 30° imposta ao úmero, as duas rotações de 8° impostas à clavícula e a rotação de 20° imposta à omoplata.

3.4. Modelos Constitutivos

O princípio da admissibilidade física estipula que as relações constitutivas não podem desrespeitar qualquer lei básica da mecânica dos meios contínuos [21].

Um material hiperelástico apresenta uma relação constitutiva dada pela expressão:

$$s = \frac{\partial W}{\partial E}$$

com,

$$W(R, E) = \rho_0 \psi$$

que representa a função de densidade de energia de deformação por unidade de volume, s o 1º tensor de tensões de Piolla-Kirchhoff, E o tensor das deformações, R o vector de posição no corpo não deformado e ψ a função de energia livre

$$\psi = \psi(R, E)$$

se a deformação for isotérmica, ou seja, $\dot{T} = 0$, e ainda ρ_0 que representa a densidade do corpo indeformado que é independente da deformação que esse corpo possa vir a sofrer.

As propriedades mecânicas de materiais hiperelásticos são completamente caracterizadas por uma função de densidade de deformação escalar, W . Assim sendo, a relação constitutiva apresentada acima pode ser escrita directamente na forma de tensores de tensão Cauchy e Piola-Kirchoff (1º):

$$\sigma = J^{-1} F \cdot \frac{\partial W}{\partial E} \cdot F^T$$

$$t = \frac{\partial W}{\partial E} \cdot F^T$$

em que F representa o gradiente de deformações e J a matriz Jacobiana. Desta forma, as relações constitutivas para materiais hiperelásticos são:

$$\sigma = J^{-1} F \cdot \frac{\partial W}{\partial E} \cdot F^T$$

$$t = \frac{\partial W}{\partial E} \cdot F^T = \frac{\partial W}{\partial F^T}$$

$$s = \frac{\partial W}{\partial E}$$

É ainda possível escrever a função de densidade de energia de deformação, após alguma manipulação algébrica, em termos de invariantes de deformação:

$$W = W(I_1, I_2, I_3, I_4, I_5)$$

com,

$$I_4 = \varepsilon_{33}$$

e,

$$I_5 = \varepsilon_{31}^2 + \varepsilon_{23}^2$$

em que I_i invariantes de deformação e ε_{ij} as componentes do vector de deformação.

Quando não deformado, as propriedades de um material isotrópico são independentes da direcção. Assim sendo, trocar quaisquer dois eixos coordenados não deverá afectar a função de densidade de energia de deformação.

Em materiais isotrópicos, I_4 e I_5 não são invariantes, e então a função W vem simplesmente:

$$W = W(I_1, I_2, I_3)$$

A maior parte dos tecidos moles não são isotrópicos, porem, neste trabalho admite-se isotropia e incompressibilidade dos ligamentos, logo, $I_3=1$, levando a que:

$$W = W(I_1, I_2)$$

Em seguida serão apresentados alguns dos modelos constitutivos mais utilizados:

- Modelo constitutivo de Mooney-Rivlin:

$$W = b_1(I_1 - 3) + b_2(I_2 - 3)$$

com b_1 e b_2 constantes.

- Modelo constitutivo de Neo-Hooke:

Fazendo $b_2=0$ tem-se,

$$W = b_1(I_1 - 3)$$

- Modelo constitutivo de Rivlin:

$$W = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^n c_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j$$

com c_{ij} constantes.

- Modelo constitutivo de Rivlin e Saunders:

$$W = b_1(I_1 - 3) + f(I_2 - 3)$$

com f uma função genérica.

- Modelo constitutivo de Odgen:

$$W = \sum_{i=1}^n a_n (\lambda_1^{b_n} + \lambda_2^{b_n} + \lambda_3^{b_n} - 3)$$

com λ_i os rácios das deformações principais, e a_n e b_n constantes.

- Modelo constitutivo para materiais incompressíveis:

Na situação de estarmos perante materiais hiperelásticos incompressíveis, a função densidade de energia de deformação deverá ter em conta eventuais efeitos volumétricos que possam ocorrer ao nível do terceiro invariante. Uma expressão matemática que formula um possível modelo constitutivo para a situação em questão é apresentada abaixo:

$$W = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^n \sum_{k=0}^n c_{ijk} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j (I_3 - 3)^k$$

com c_{ijk} constantes do material.

- Modelo constitutivo de Blatz e Ko:

$$W = \frac{\alpha\mu}{2} \left[I_1 - 3 + \frac{1-2\nu}{\nu} \left(I_3^{-\frac{\nu}{2\nu-1}} - 1 \right) \right] + \frac{\mu(1-\alpha)}{2} + \left[\frac{I_2}{I_3} - 3 + \frac{1-2\nu}{\nu} \left(\frac{\nu}{I_3^{-2\nu+1}} - 1 \right) \right]$$

com, μ e α ($0 \leq \alpha \leq 1$) constantes.

Na situação dos tecidos serem sujeitos a pequenas deformações, μ toma o valor do Módulo de rigidez ao corte (G) e ν o coeficiente de *Poisson* do material.

Como na maioria dos tecidos moles ocorre perda de rigidez por aumento significativo da deformação, então surge uma outra expressão analítica para traduzir matematicamente este comportamento.

- Modelo constitutivo que contempla perda de rigidez com a deformação:

$$W = C(e^Q - 1)$$

Com,

$$Q = b_1(I_1 - 3) + b_2(I_2 - 3)$$

para tecidos incompressíveis, ou

$$Q = \frac{\alpha\mu}{2} \left[I_1 - 3 + \frac{1-2\nu}{\nu} \left(I_3^{-\frac{\nu}{2\nu-1}} - 1 \right) \right] + \frac{\mu(1-\alpha)}{2} \left[\frac{I_2}{I_3} - 3 + \frac{1-2\nu}{\nu} \left(I_3^{-\frac{\nu}{2\nu+1}} - 1 \right) \right]$$

na situação do tecido ser compressível.

3.5. Propriedades Mecânicas

A obtenção das propriedades mecânicas dos tecidos moles do complexo articular do ombro foi feita com base em estudos de sensibilidade para modelação em elementos finitos do ligamento glenoumeral inferior, realizados por *Ellis et al*, 2006 [22]. Desta forma foi adoptada a curva de tensão/deformação que resultou desse trabalho e que é apresentada na representação gráfica seguinte:

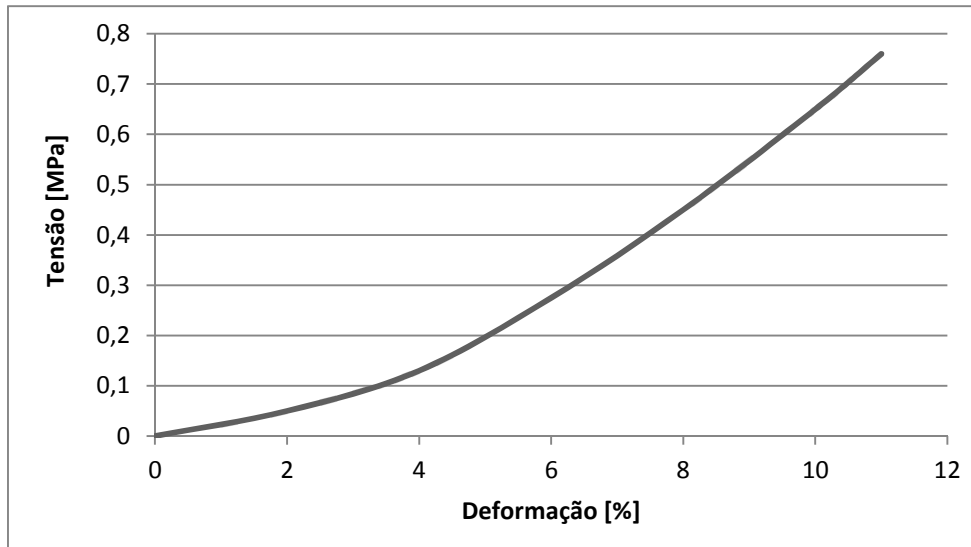


Figura 61 - Comportamento mecânico do ligamento glenoumeral inferior na direcção longitudinal (adaptado) [22]

Por forma a obter as constantes hiperelásticas dos ligamentos procedeu-se à discretização da curva tensão/deformação que caracteriza as propriedades mecânicas desse material na direcção longitudinal.

Utilizando as potencialidades do *software* de CAE, mais propriamente dizendo, recorrendo a um algoritmo de optimização interno, foi possível então obter as constantes hiperelásticas para os diferentes modelos constitutivos que o programa possui. Depois de obtidas a constante foi também necessário proceder a uma análise de convergência dos modelos constitutivos com a curva de tensão/deformação para a direcção longitudinal apresentada na Figura 61, assim como analisar a estabilidade que dos modelos nos seguintes parâmetros:

- Tracção uniaxial;
- Tracção biaxial;
- Tracção superficial;
- Tracção volumétrica;

Dos resultados obtidos só são apresentados modelos constitutivos estáveis em todos os parâmetros supra mencionados, Tabela 13. De referir que o coeficiente de *Poisson* utilizado foi 0.4.

Tabela 13 - Constantes Hiperelásticas de diferentes Modelos Constitutivos.

Modelo Constitutivo	Constantes Hiperelásticas
Neo-Hooke	$C_{10}=0.490803194$
	$D_1=0.21073436$
Odgen	$\mu_1=0.795870249$
	$\alpha_1=25.00000000$
	$D_1=0.259962666$
Polinomial Reduzido (N=2)	$D_1=0.308045120$
	$C_{10}=0.33582183$
	$C_{20}=21.1366471$
Polinomial Reduzido (N=4)	$D_1=0.353383046$
	$C_{10}=0.292736952$
	$C_{20}=40.2685166$
	$C_{30}=-1104.50185$
	$C_{40}=15523.7798$
Polinomial Reduzido (N=5)	$D_1=0.35241056$
	$C_{10}=0.293544767$
	$C_{20}=39.4902202$
	$C_{30}=-962.546130$
	$C_{40}=6839.26521$
	$C_{50}=169767.219$
Arruda-Boyce	$\mu=0.969496032$
	$\lambda_M=6.99988497$
	$\mu_0=0.981601183$
	$D=0.210774554$

Na representação gráfica da Figura 62 temos a curva experimental obtida por *Ellis et al* para o comportamento mecânico do ligamento glenoumeral na direcção

longitudinal. É possível observar que os modelos constitutivos que mais se aproximam da curva experimental são os modelos polinomiais reduzidos de quarto e quinto grau, o modelo de Odgen e de Arruda-Boyce, apresentando um comportamento marcadamente não linear na relação tensão/deformação.

Por sua vez, os modelos constitutivos de Neo-Hooke e polinomial reduzido de 2º grau são os que mais se afastam da curva experimental (a partir de cerca de 4% de deformação a diferença acentua-se cada vez mais), apresentando um comportamento aproximadamente linear (como seria expectável tendo em conta a expressão numérica).

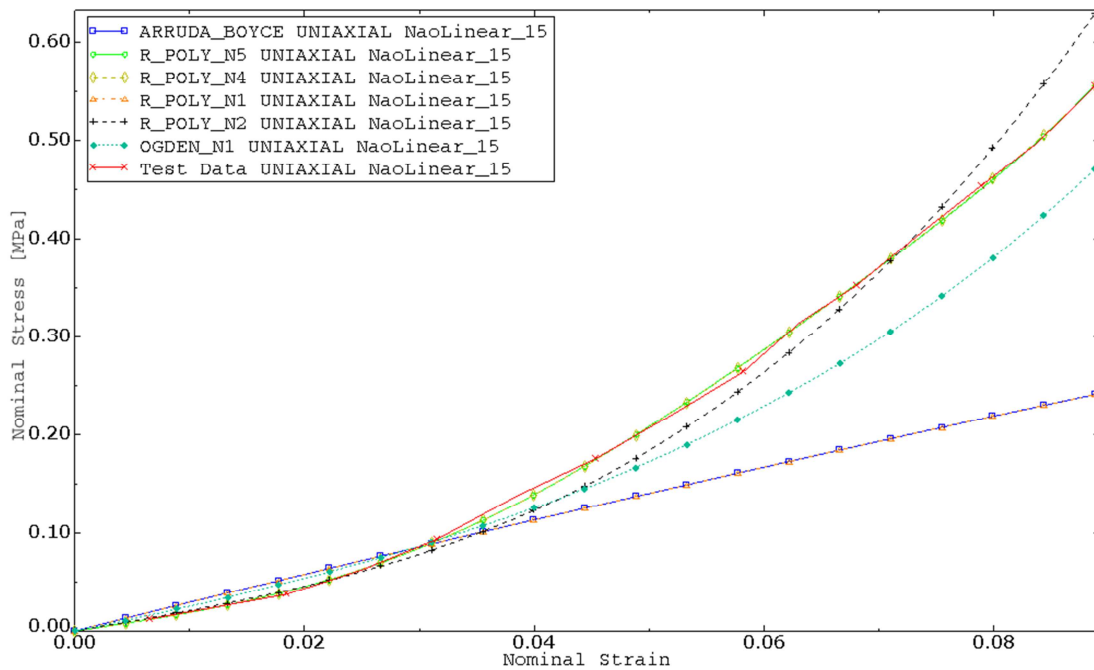


Figura 62 - Resultados obtidos para resposta do material a solitação uniaxial para os modelos constitutivos estáveis.

Quanto à resposta do material numa situação de solitação biaxial (Figura 63), é possível observar que existe uma diferenciação entre os modelos que melhor se aproximavam da resposta a solitação uniaxial. Desta forma tem-se que o modelo polinomial reduzido de quinto grau, e mesmo o de quarto grau, apresentam valores de tensão elevadíssimos quando comparados com os modelos de Arruda-Boyce e de

Odgen. Por sua vez, o modelo constitutivo hiperelástico de Neo-Hooke apresenta valores de tensão idênticos com o modelo de Odgen.

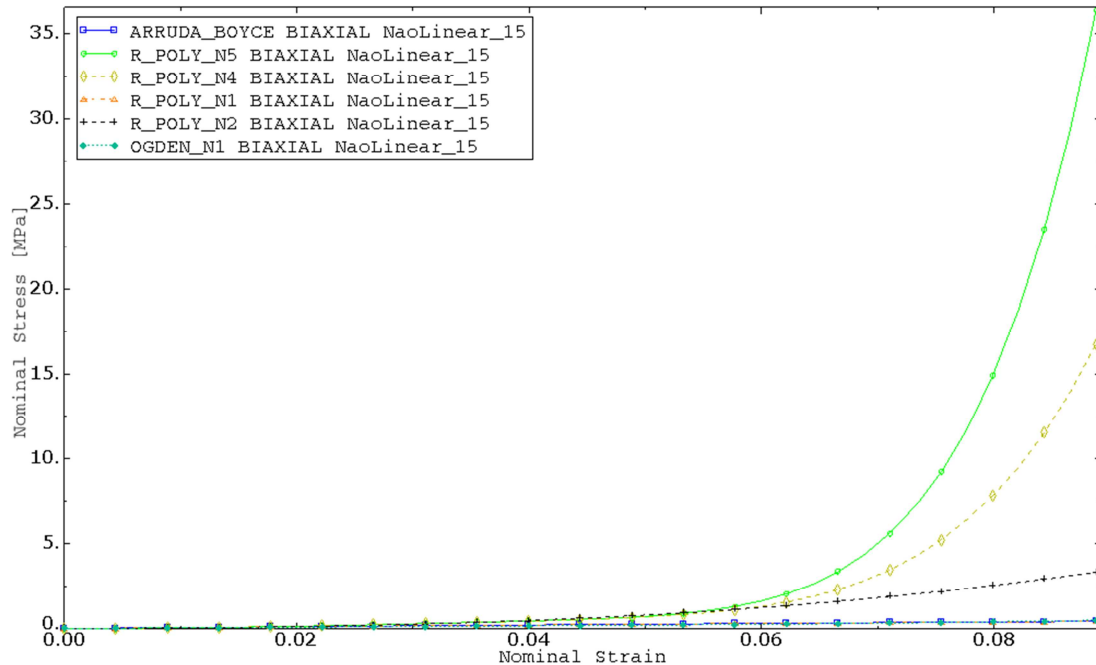


Figura 63 - Resultados obtidos para resposta do material a solicitação biaxial para os modelos constitutivos estáveis.

De seguida são apresentadas as respostas para solicitação planar e ao corte do material hiperelástico considerado, sendo que não será feita uma análise muito extensa dos valores apresentados por não ser pertinente para o trabalho que foi desenvolvido.

Como já acontecia na resposta anterior, existe uma dispersão significativa da resposta do material hiperelástico, ao nível da tensão instalada, que desta feita ocorre a partir de deformações de cerca de 4%, ver Figura 64. As respostas dos modelos constitutivos são, de uma forma geral, de carácter marcadamente não linear, com excepção dos modelos de Neo-Hooke e de Arruda Boyce cujas respostas à solicitação planar é aproximadamente linear.

É pertinente ainda salientar que ocorre uma certa aproximação por parte do modelo polinomial reduzido de ordem 2 relativamente aos modelos polinomiais reduzidos de grau 4 e 5.

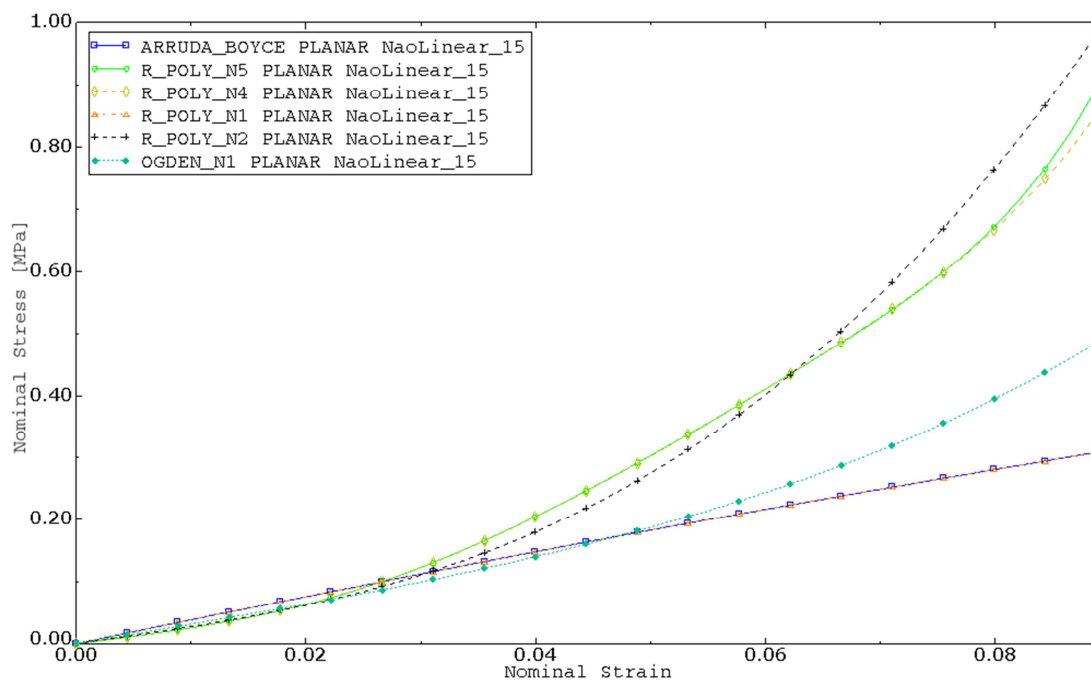


Figura 64 - Resultados obtidos para resposta do material a solitação plana para os modelos constitutivos estáveis.

Na resposta ao corte simples apresentada na Figura 65, é possível verificar que os resultados apresentam-se mais uniformes, sendo que os modelos constitutivos polinomiais reduzidos de graus 2 e 5 são os que mais que diferenciam dos demais para valores de deformação de corte acima dos 6% em módulo.

Mais uma vez é possível reparar na maior linearidade de resposta dos modelos constitutivos de Arruda Boyce e de Neo-Hooke.

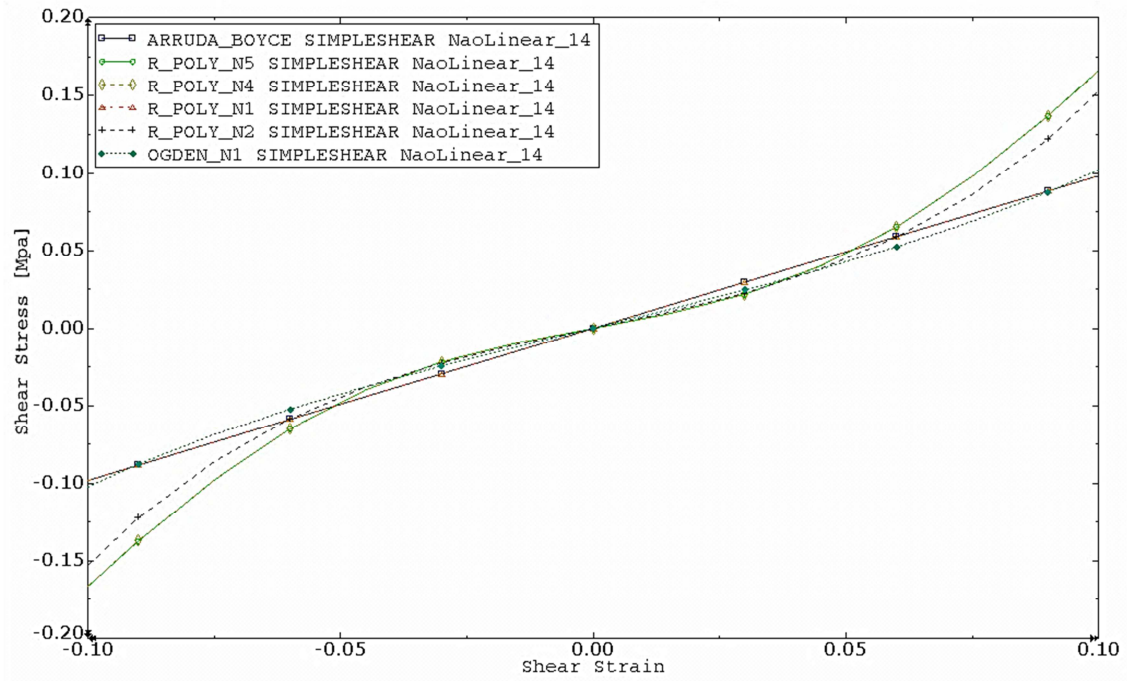


Figura 65 - Resultados obtidos para resposta do material a solicitação ao corte para os modelos constitutivos estáveis.

4. Simulações numéricas e Resultados

O propósito deste estudo foi o de analisar o comportamento mecânico dos ligamentos associados ao complexo articular do ombro em função da cinemática que é aplicada a este. Desta forma procedeu-se à realização de simulações numéricas que apresentavam diferentes combinações do binómio – condições de fronteira e cinemática – por forma a avaliar de que forma a cinemática do complexo articular do ombro influenciava a resposta mecânica dos ligamentos, sendo que fora utilizado o modelo polinomial reduzido com $N=1$, modelo de Neo-Hooke. Após a realização das quatro simulações avançou-se para a análise das respostas dos ligamentos ao nível das tensões principais máximas instaladas em função do ritmo tóraco-umeral (ângulo de abdução do úmero relativamente à coluna cervical). Para tal foram escolhidos determinados elementos das diferentes estruturas ligamentares, ver Tabela 14, por forma a termos uma análise em diferentes porções (inferior, medial e superior) dos ligamentos. Nas figuras que se seguem à Tabela 14 mostram-se as posições relativas dos elementos listados para cada ligamento.

Tabela 14 - Elementos utilizados para análise de tensões.

Estrutura ligamentar	Posição Relativa	Elemento
Ligamento Glenoumeral (Movimento de abdução dos 0-60°)	Inferior	21759
	Medial	20985
	Superior	29851

Ligamento Glenoumeral (Movimento de abdução dos 60-90°)	Inferior	55619
	Medial	69172
	Superior	68556
Ligamento Acromioclavicular	Superior	17913
	Inferior	15095
Ligamento Trapezóide	Inferior	11467
	Medial	8980
	Superior	10769
Ligamento Conóide	Inferior	8584
	Superior	4515
	Medial	8266

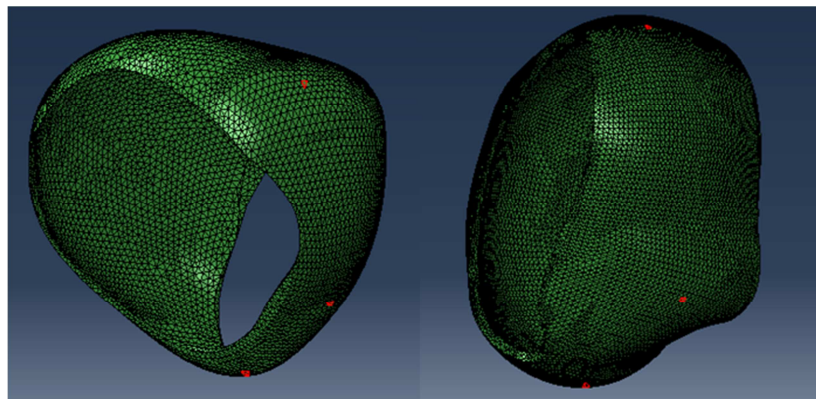


Figura 66 – Elementos utilizados na análise da tensão principal máxima nos ligamentos glenoumerais para o movimento de abdução dos 0 aos 60° (esquerda) e dos 60 aos 90° (direita).

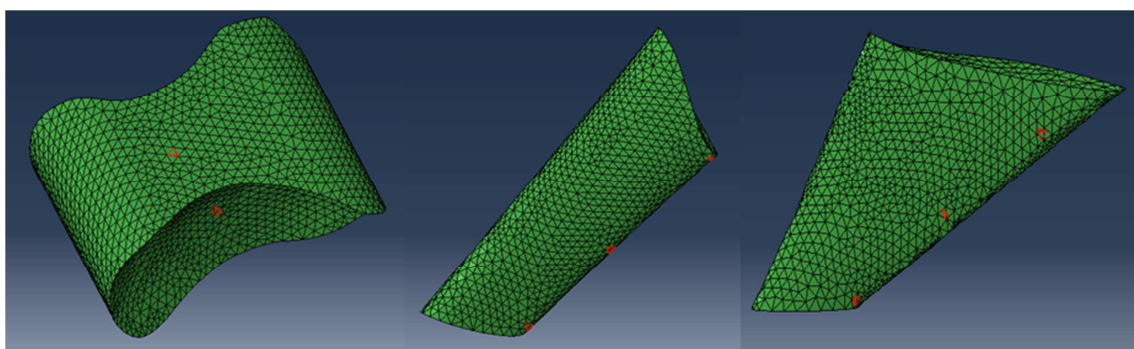


Figura 67 - Elementos utilizados na análise da tensão principal máxima nos ligamentos acromioclavicular (esquerda), conóide (centro) e trapezóide (direita).

4.1. Movimento de Abdução dos 0° aos 60°

Verificou-se ainda que o modelo geométrico do ligamento glenoumeral não seria o mais correcto, necessitando de ser remodelado visto que a simulação só correu até por volta dos 35°, sendo que o objectivo seria 60°. Tal acontecimento deveu-se a instabilidades ao nível volumétrico dos elementos, devido à distorção excessiva da malha, e ao nível do equilíbrio de forças no decorrer da rotação. Uma possível forma de colmatar esse equilíbrio de forças passaria por efectuar uma análise dinâmica do problema, ao contrário da análise quasi-estática. Tal procedimento não foi realizado por manifesta falta de tempo.

No que se refere ao contacto não ocorreram problemas até à altura pois já tinham sido feitas enumeras simulações para resolver os problemas associados ao contacto (penetração de malha) para que este problema não ocorresse até ao valor que foi simulado (cerca de 35% como já fora referido). No entanto é necessário ter em conta que este problema poderia voltar a acontecer caso a simulação prosseguisse até aos 60° de adução, de resto, como estava previsto. Para a resolução dos problemas de contacto foi necessário diminuir o tamanho dos elementos (refinação de malha) acompanhada de uma melhoria da geometria, que, não foi suficiente para resolver os problemas volumétricos que ocorreram.

Relativamente aos problemas volumétricos seria necessário remodelar o modelo do ligamento glenoumeral e proceder a uma nova discretização, eventualmente com uma malha mais refinada (tamanho mais pequeno do elemento), que não foi feito pelos mesmos motivos apresentados anteriormente.

Passando então à apresentação dos resultados remanescentes da simulação efectuada, apresentação o gráfico da Figura 68, que mostra a evolução da tensão principal máxima nas três porções que constituem o ligamento glenoumeral.

Verifica-se que a porção inferior do ligamento glenoumeral apresenta um valor de tensão cerca de três vezes superior à da porção medial e cerca de seis vezes maior quando comparado com a porção superior. A porção medial apresenta uma tensão principal máxima instalada cerca de duas vezes superior à da porção superior.

Até cerca de 12° de rotação umeral, a porção menos solicitada seria a inferior, ocorrendo uma inversão por volta desse valor, passando então a porção inferior a ser a mais solicitada. A partir desse instante observa-se uma divergência clara nos valores de tensão principal máxima instalada nas três porções que constituem o ligamento glenoumeral.

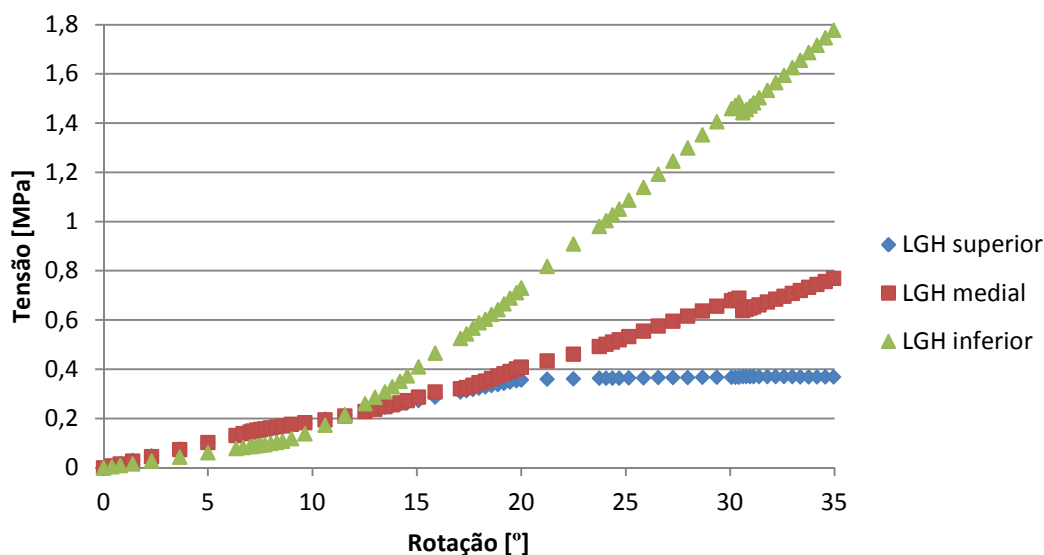


Figura 68 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento glenoumeral.

Analisando o gráfico da Figura 69 é possível ver que existe a inversão de solicitação referida acima por volta dos 12° de abdução. Até cerca de 20° as porções medial e superior apresentam valores de tensão muito idênticos, começando a divergir a partir desse valor de amplitude de abdução do úmero.

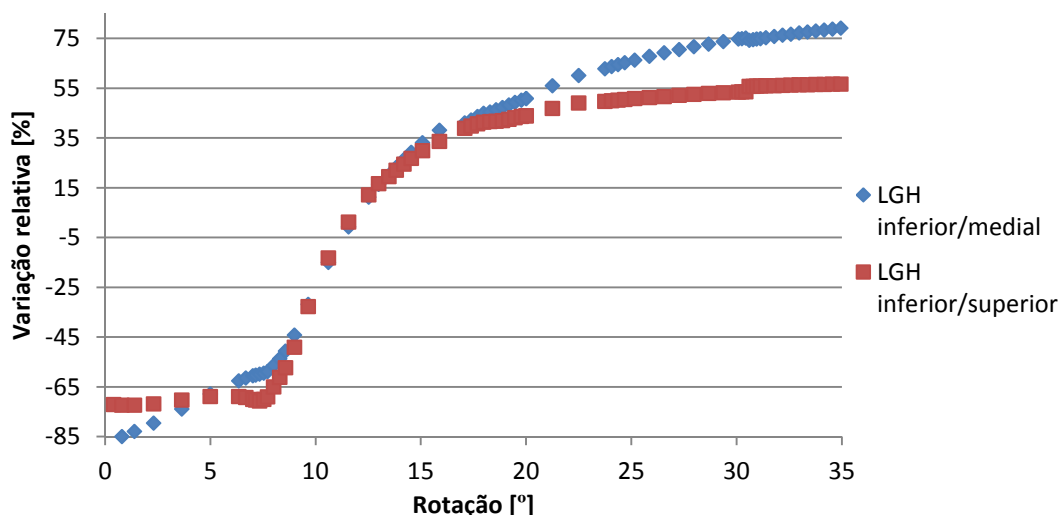


Figura 69 – Variação relativa da tensão no ligamento glenoumeral.

4.2. Movimento de Abdução dos 60° aos 90°

4.2.1 Simulação dos 60 aos 90° considerando que a clavícula se encontra encastrada e a omoplata articulada

Nas representações gráficas seguintes é possível observar a distribuição de tensões ao longo dos ligamentos ao longo do movimento do complexo articular do ombro.

Comece-se então por analisar o que acontece ao ligamento trapezóide por leitura da representação gráfica constante da Figura 70.

Assim como já acontecera no ligamento glenoumeral, a porção superior do ligamento trapezóide é a mais solicitada, apresentando uma tensão principal máxima à volta de 10.5 MPa, bastante superior ao verificado nas porções medial e inferior, que apresentavam cerca de 1.8 e 0.9 MPa respectivamente. De referir que estes valores de

tensão instalada apresentados são bastante elevados para uma situação de movimento natural do membro superior.

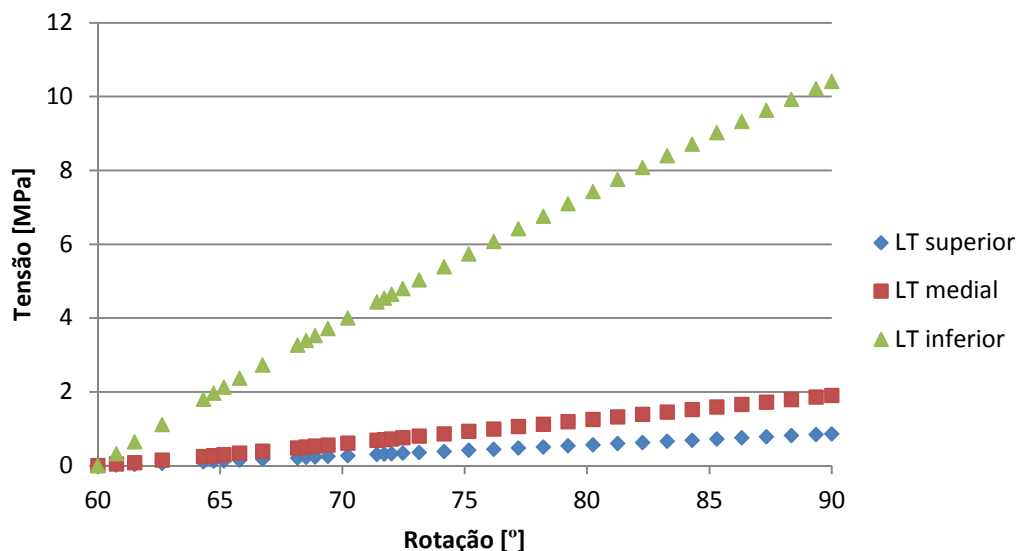


Figura 70 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento trapezóide.

Olhando agora para o que acontece ao ligamento conóide (Figura 71), verifica-se que a porção mais solicitada será a superior, contrariamente ao que acontece nos ligamentos glenoumeral e trapezóide. Tal facto deve-se essencialmente à sua orientação espacial e à cinemática da cintura escapular (estando correlacionados), que levam então a um aumento da tensão nessa zona do ligamento (cerca de 2,75 MPa), contrastando com os valores apresentados pelas porções medial e inferior cerca de 3,5 vezes menores (cerca de 0,8 MPa).

É possível também denotar mais uma vez que ocorre uma troca ao nível de maior solicitação de certas porções do ligamento. Por volta dos 85° de abdução, a porção inferior do ligamento trapezóide passa a apresentar um valor de tensão principal máxima superior à da porção medial, levando a querer que a cinemática do complexo articular do ombro provoca uma redistribuição das tensões por deformação dos ligamentos.

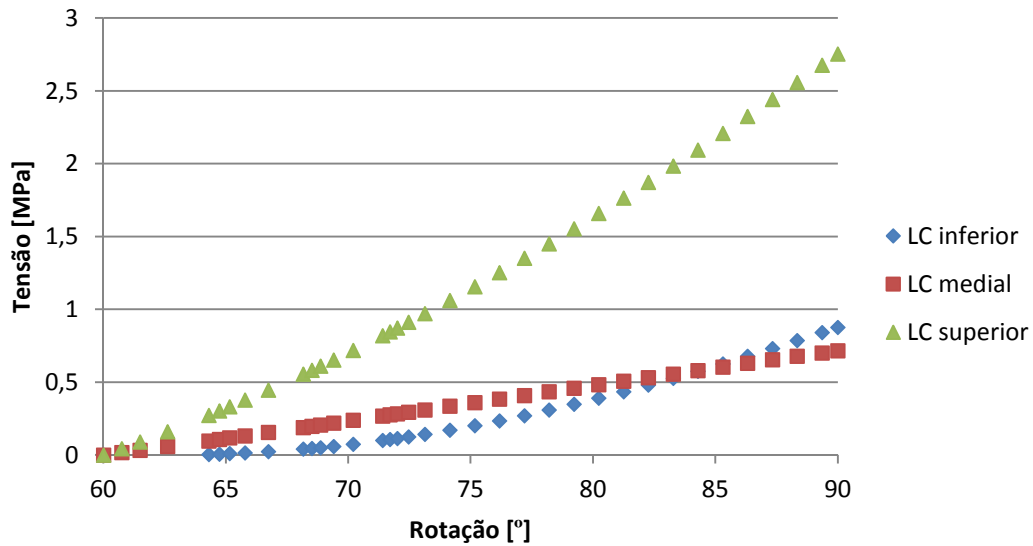


Figura 71 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento conóide.

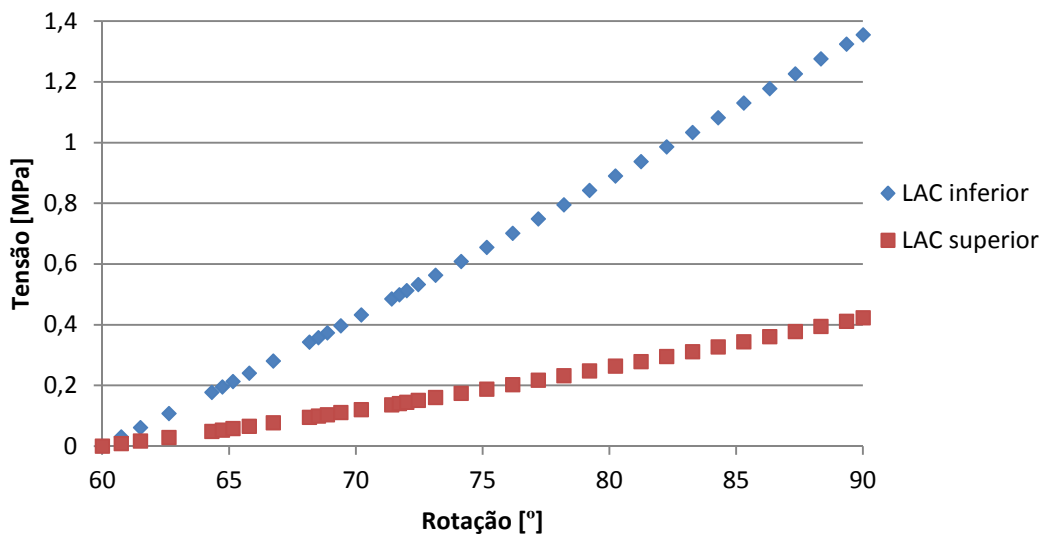


Figura 72 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento acromioclavicular.

Também poderá ser feita a mesma análise relativamente ao ligamento acromioclavicular (Figura 72), que apresenta valores de tensão cerca de três vezes superiores na porção superior relativamente à porção inferior - 1,4 MPa na porção

superior e 0,4 MPa na porção inferior. É então possível reparar, depois de ter sido feita uma análise quantitativa dos valores de tensão instalada nos ligamentos, que existe um valor que é mais ou menos uma constante em todas as simulações. A razão entre o valor da tensão máxima e mínima no mesmo ligamento é cerca de três.

4.2.2 Simulação dos 60 aos 90° considerando que a clavícula e a omoplata se encontram articuladas

Os resultados desta simulação servirão para comparar com os resultados da simulação anterior por forma a avaliar de uma forma qualitativa a relação que existe entre eles.

Comece-se por analisar o comportamento do ligamento conóide por forma a comparar com os resultados obtidos no ponto anterior.

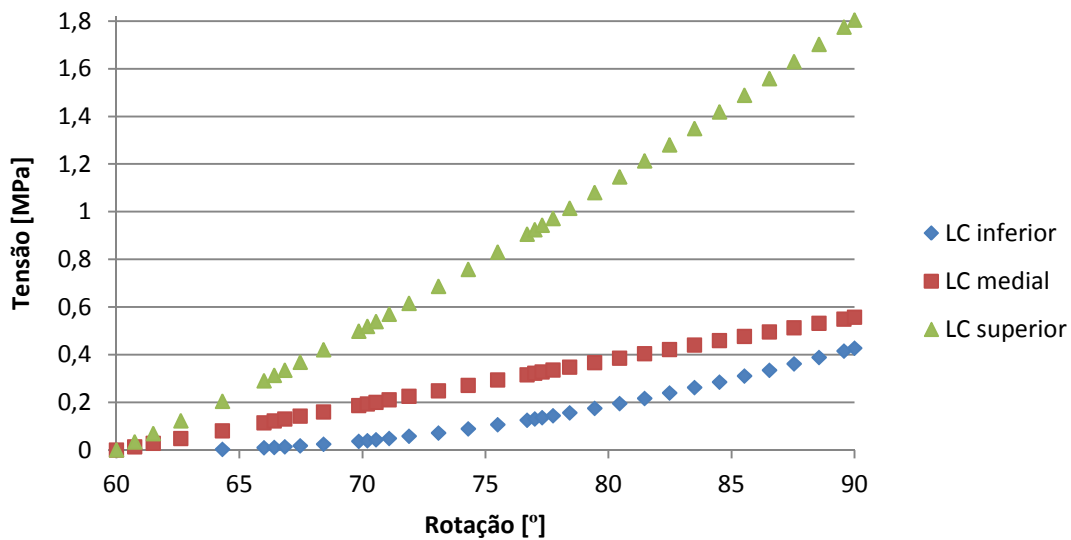


Figura 73 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento conóide.

Por leitura da representação gráfica acima exposta (Figura 73), é evidente mais uma vez, que ocorre uma divergência quanto à tensão instalada consoante a porção em análise. A porção mais solicitada é a superior, em concordância com a simulação anterior, sendo cerca de 3,5 vezes superior ao restante corpo ligamentar. Em termos numéricos estamos a falar de tensões da ordem dos 1,8 e 0,5 MPa respectivamente.

À semelhança com o que aconteceu nos resultados anteriores para o ligamento conóide, ocorre uma certa aproximação da porção inferior em termos de esforço instalado da porção medial. Porém, com as actuais condições de fronteira, essa aproximação não é suficiente para apresentar um valor de tensão superior à porção medial.

No que respeita ao ligamento trapezóide (Figura 74) mantem-se a elevada tensão instalada, se bem que o valor diminui razoavelmente, assim como se mantém a elevada diferença de esforço evidenciada entre a porção superior e inferior, que apresentam tensões de cerca de 7 MPa e 0,9 MPa respectivamente.

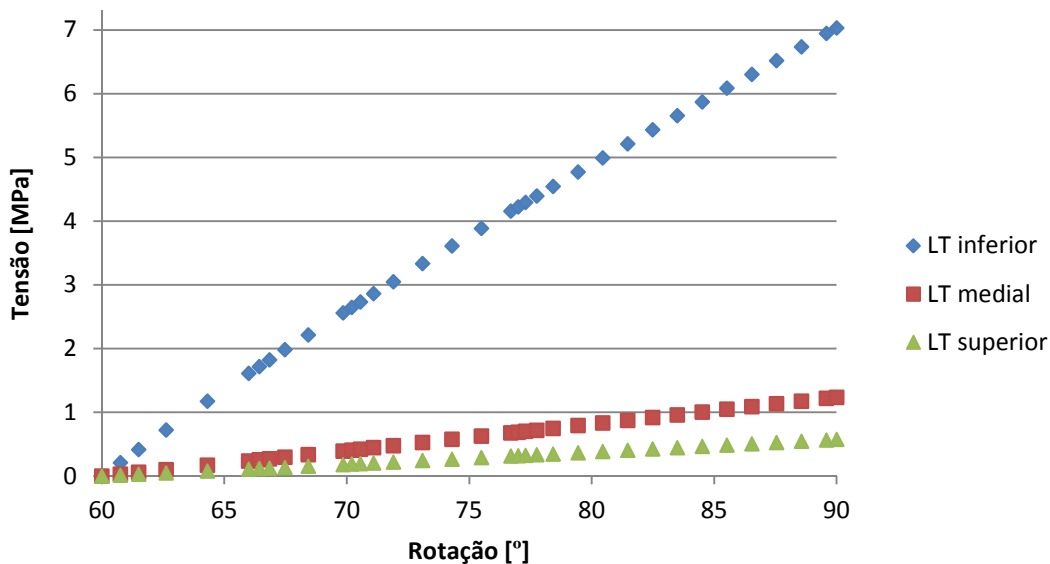


Figura 74 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento trapezóide.

Os resultados obtidos para o ligamento acromioclavicular também são relativamente positivos (Figura 75), tendo em consideração o facto de que os valores

instalados são inferiores aos que foram apresentados anteriormente. Ao contrário do que seria de esperar, a resposta do material é praticamente linear. Tal facto pode ser explicado pelo facto do modelo constitutivo utilizado ser o de Neo-Hooke, que é um modelo polinomial reduzido de primeira ordem, ou seja, não tão sensível a fenómenos de não linearidade.

A porção superior deste ligamento apresenta valores de tensão principal máxima instalada aproximadamente nulos, ao passo a porção superior apresenta cerca de 0,6 MPa. No entanto é necessário salientar que a razão entre as tensões instaladas nas porções superior e inferior aumentou consideravelmente devido ao facto de a porção superior apresentar valor próximos de zero, fugindo um pouco à tendência dos valores em volta de 3.

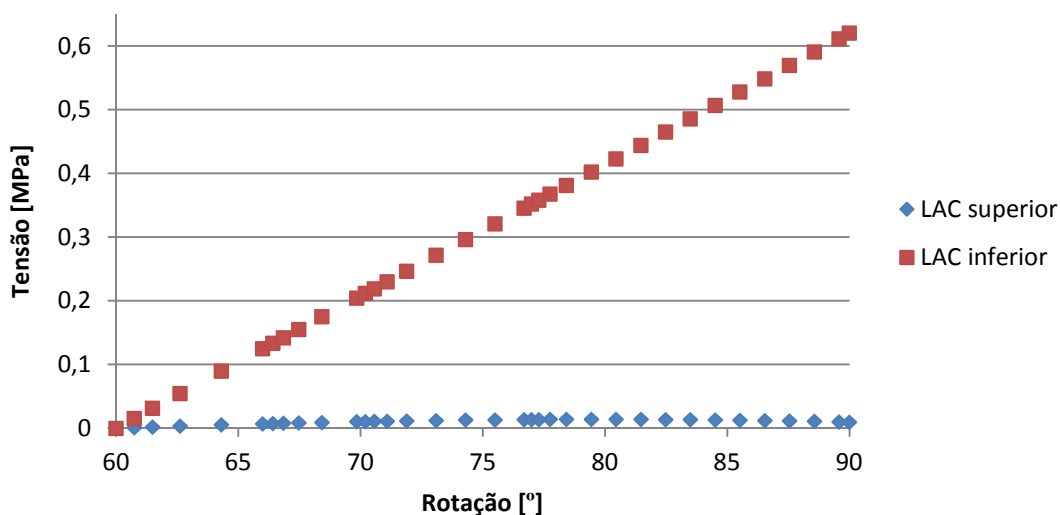


Figura 75 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento acromioclavicular.

Analisando os gráficos seguintes é possível reparar que a evolução da tensão das diferentes porções dos ligamentos relativamente à porção mais solicitada não é uniforme.

Na situação do ligamento conóide existe uma resposta claramente diferente quando se compara a porção medial e a porção superior relativamente à porção mais solicitada (porção inferior). A porção inferior vai diminuindo a diferença de tensões para a porção superior ao longo do movimento ao passo que a porção medial vai acentuando.

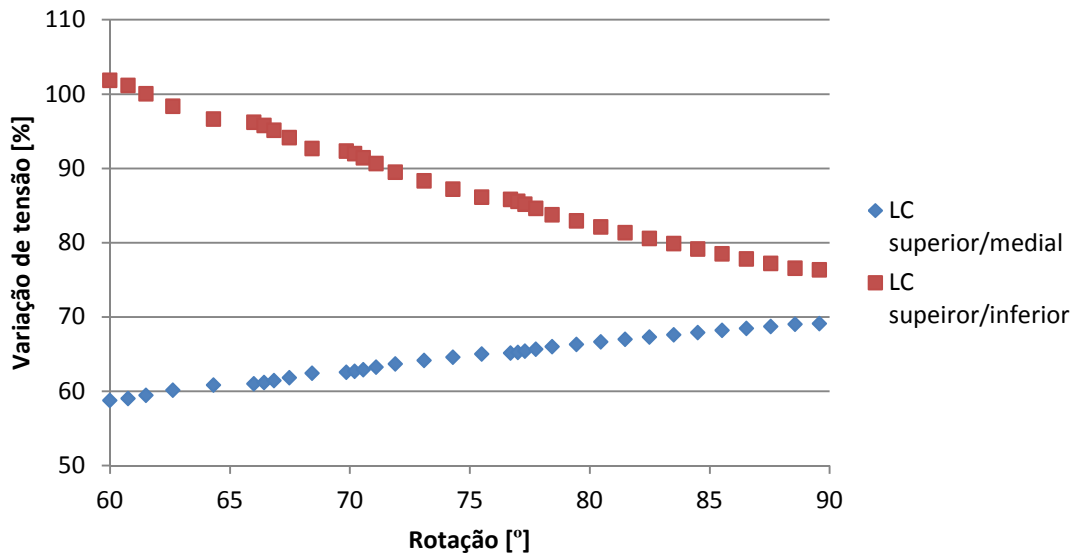


Figura 76 – Variação relativa de tensão no ligamento conóide.

Relativamente ao ligamento trapezóide, em ambas as porções (medial e superior) ocorre uma diminuição da diferença de tensões para a porção mais solicitada (inferior). As variações de tensão encontram-se dentro de uma gama de cerca de 4%, ao contrário do que acontece no ligamento conóide com variações que podem chegar aos 25%. Também se verifica que ambas as porções apresentam o mesmo sentido de variação de tensão para a porção mais solicitada, diminuindo a diferença de tensões para a porção inferior.

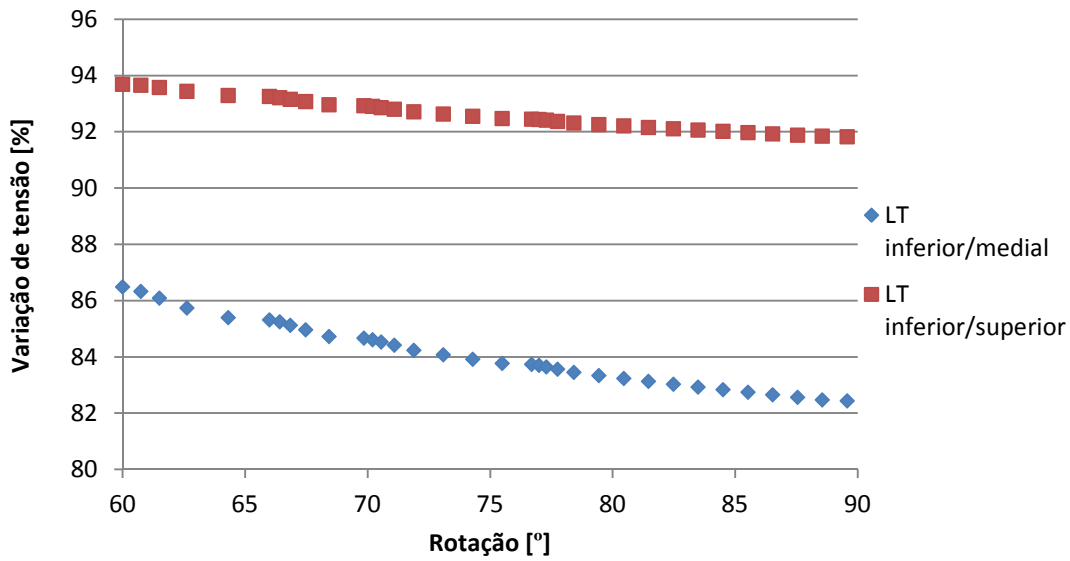


Figura 77 - Variação relativa de tensão no ligamento trapecóide.

Quanto ao ligamento acromioclavicular, tendo em conta que apenas foram analisadas as porções superior e inferior, é possível constatar que o valor de tensão instalada no ligamento é muito função da cinemática da clavícula. Desta forma temos que a tensão instalada na porção inferior representa quase a totalidade do esforço a que este ligamento se encontra sujeito.

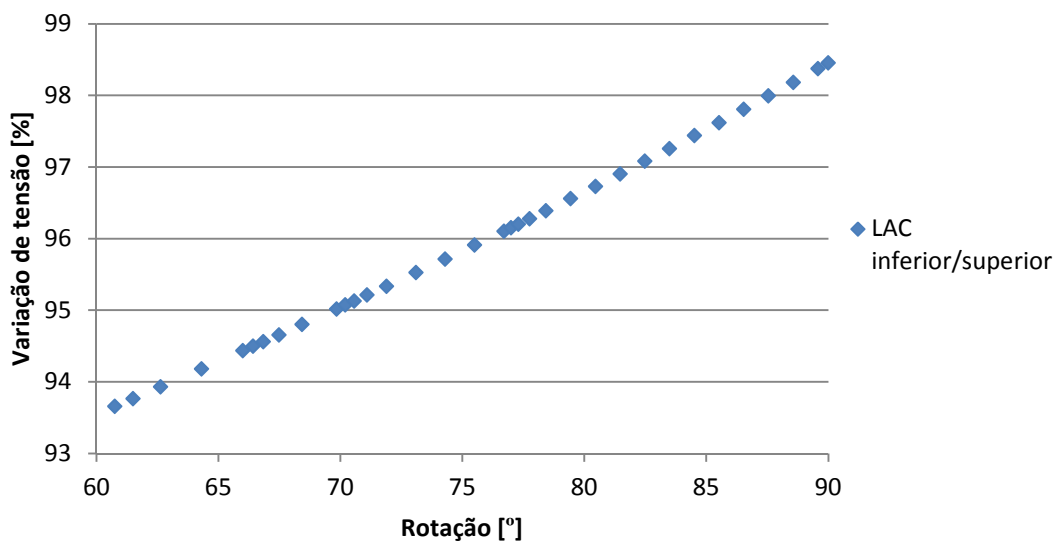


Figura 78 - Variação relativa de tensão no ligamento acromioclavicular.

4.2.3 Simulação dos 60 aos 90° considerando que a clavícula e a omoplata se encontram articuladas e o ligamento glenoumeral não é considerado como corpo rígido

Os resultados desta simulação estão de acordo com o previsto no que se refere à diminuição da tensão instalada nos ligamentos. Desta forma é credível a suposição de que a cinemática natural conduz a baixas tensões instaladas.

As representações gráficas representam em números o que foi dito no parágrafo anterior. A tensão instalada nos ligamentos é claramente inferior no modelo corrente, sendo que o ligamento trapezóide apresenta uma tensão máxima instalada de cerca de 1,5 MPa. O ligamento trapezóide é de longe o que apresenta a maior tensão instalada comparando com os restantes, como se virá mais a frente, o que leva a crer que a cinemática imposta ainda não seja a mais correcta. A variação da tensão nas diferentes porções no decorrer do movimento de abdução é bastante linear, o que mais uma vez pode ser explicado pela utilização do modelo constitutivo de Neo-Hooke.

Contudo os valores por si são bastante interessantes para avaliar o modelo numérico em questão. É possível afirmar que a cinemática está relativamente perto do movimento real, apesar de acreditar que ainda existe trabalho para a melhorar.

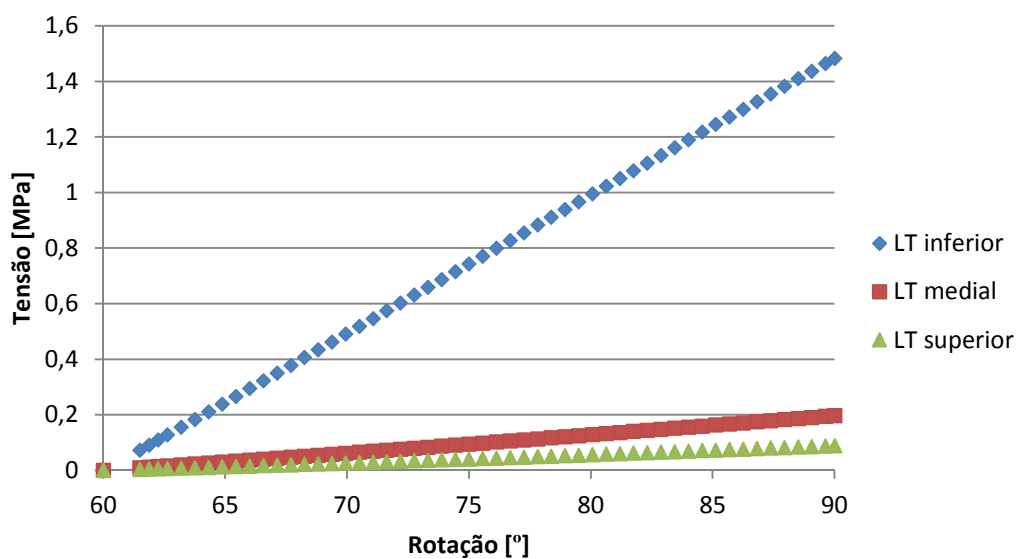


Figura 79 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento trapezóide.

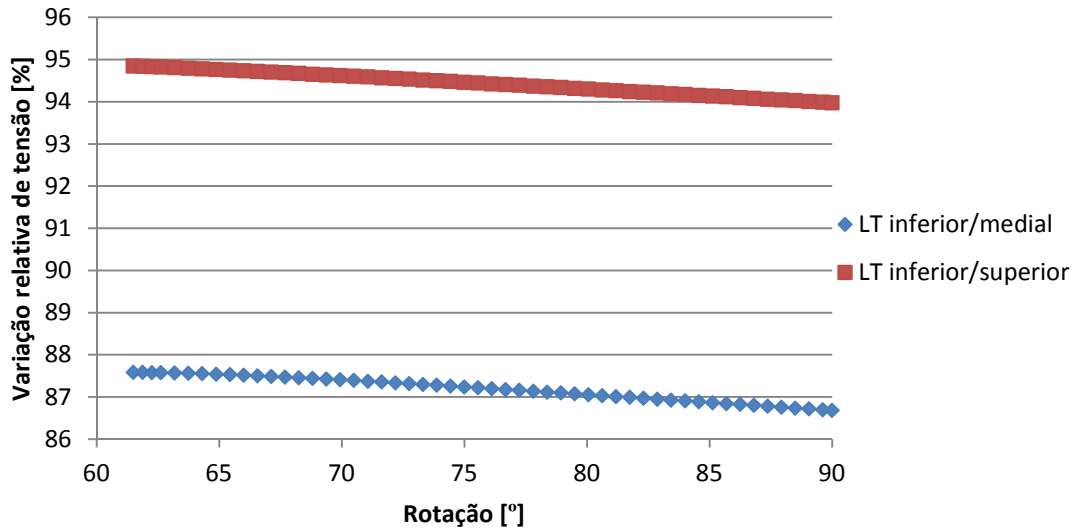


Figura 80 - Variação relativa de tensão no ligamento trapezóide.

Quanto à variação relativa da tensão instalada (Figura 80), é de notar que a variação é bastante menor, e apresenta um comportamento mais linear numa gama de cerca de 1%. Além disso destaca-se a elevada linearidade das curvas, o que mostra um comportamento, em termos de resposta mecânica, bastante uniforme.

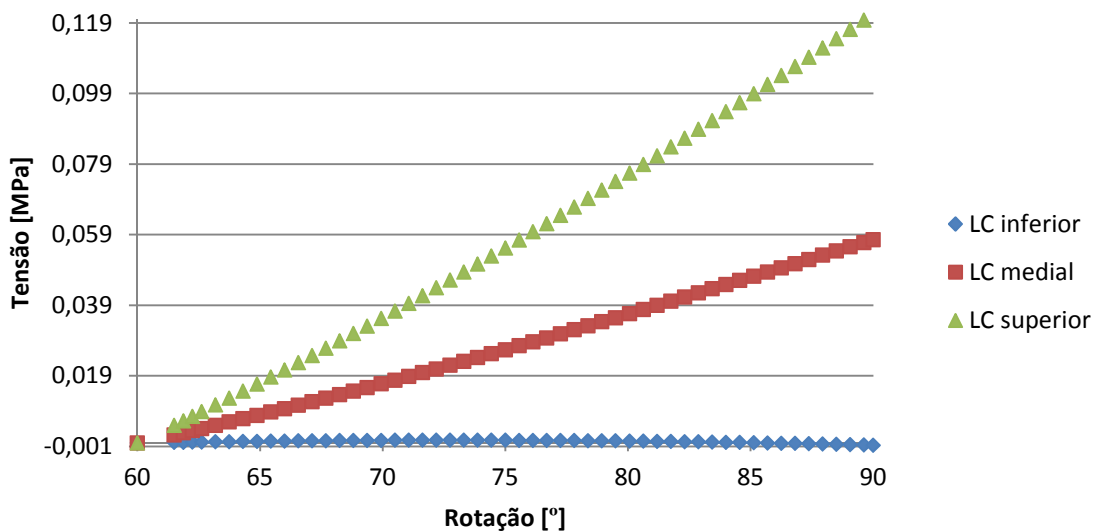


Figura 81 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento conóide.

Analisando agora a distribuição de tensão no ligamento conóide, observa-se a maior tensão principal máxima instalada na porção superior com cerca de 0,12 MPa, ao passo que tem-se cerca de 0,06 MPa na porção medial. Inferiormente a tensão é praticamente nula.

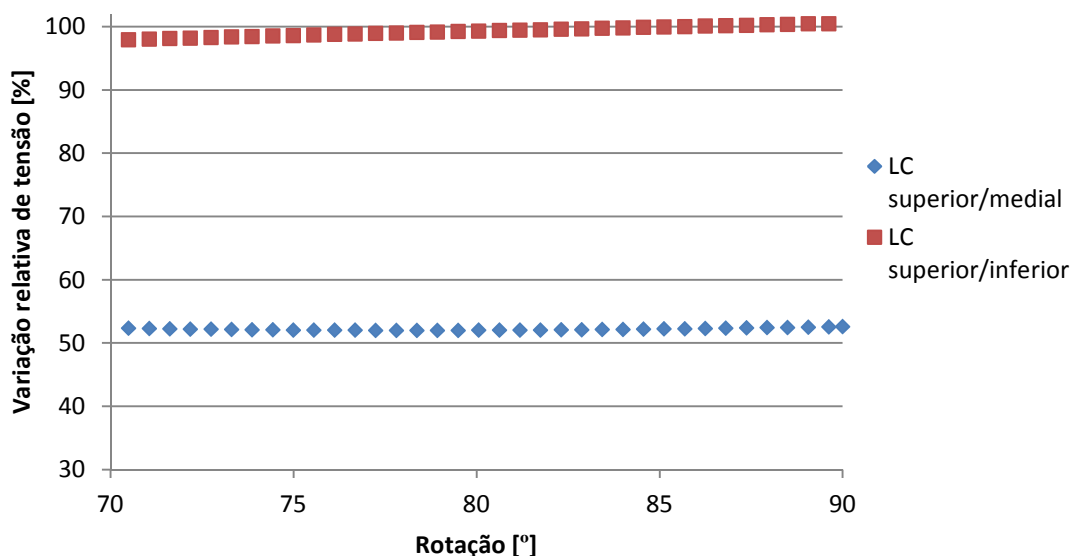


Figura 82 - Variação relativa de tensão no ligamento conóide.

Em termos relativos temos que as porções ao longo do movimento de abdução apresentam comportamentos mecânicos muito semelhantes devido à elevada linearidade apresentada na representação gráfica da Figura 82, à semelhança com o que acontecia no ligamento trapezóide.

O ligamento acromioclavicular apresenta uma diminuição drástica na tensão principal máxima instalada. Com a cinemática imposta neste caso - lembrando que é imposta a cinemática à omoplata, clavícula e úmero – a tensão instalada na porção inferior é de cerca de 0,17 MPa e porção superior cerca de 0,03 MPa.

A porção inferior apresenta bastante linearidade ao contrário da porção superior, estando mais de acordo com o que se espera que seja a resposta mecânica ao nível de tensão instalada.

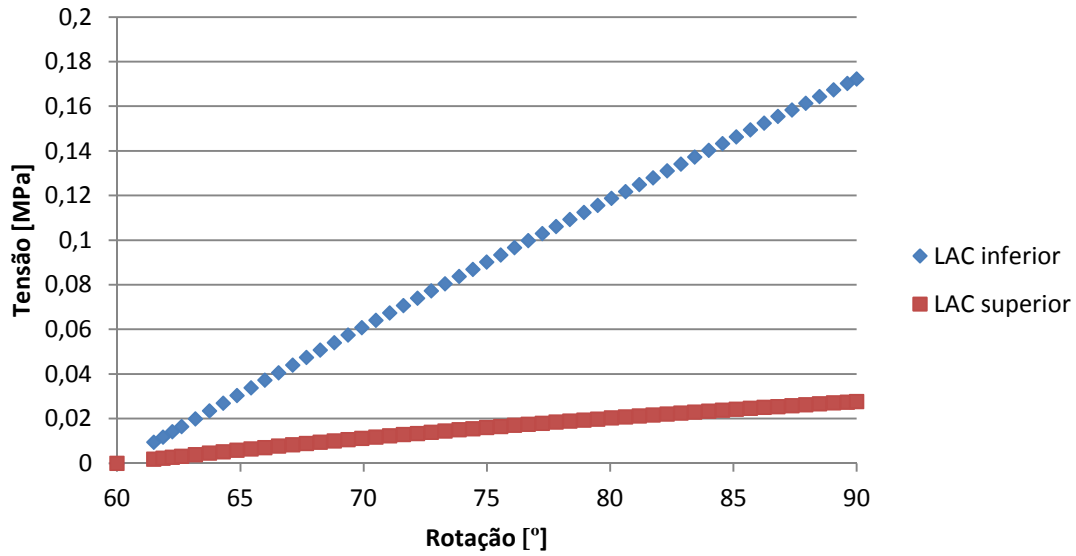


Figura 83 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento acromioclavicular.

Em termos comparativos temos que a porção inferior do ligamento acromioclavicular aumenta a tensão instalada de uma forma mais rápida que a porção superior, apesar de a primeira ser mais linear que a segunda.

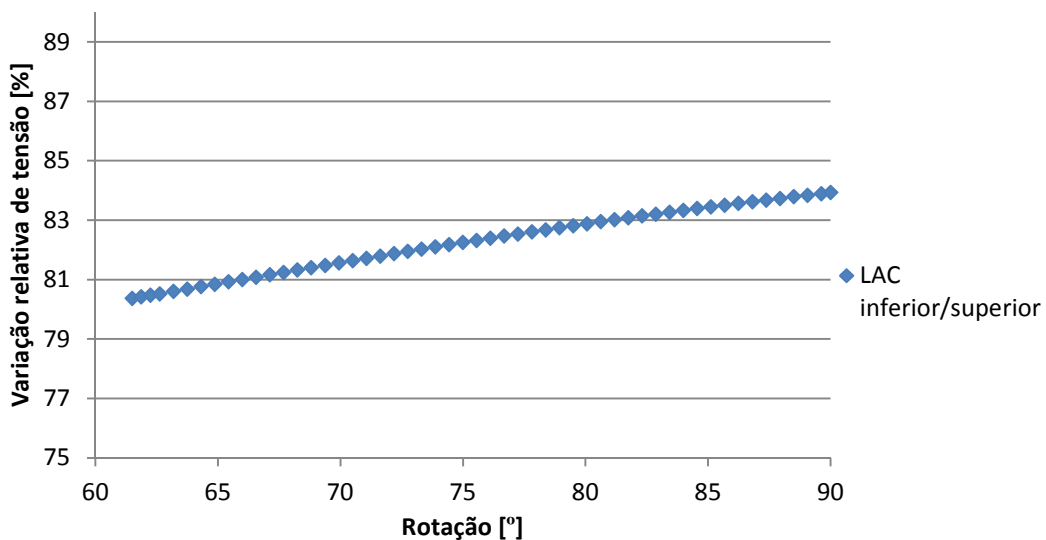


Figura 84 - Variação relativa de tensão no ligamento acromioclavicular.

O ligamento glenoumeral apresenta uma tensão principal máxima instalada de cerca de 0,065 MPa na porção inferior, e, como seria de esperar é a porção mais solicitada. A porção medial apresenta por volta de 0,02 MPa enquanto a superior apresenta um esforço desprezável.

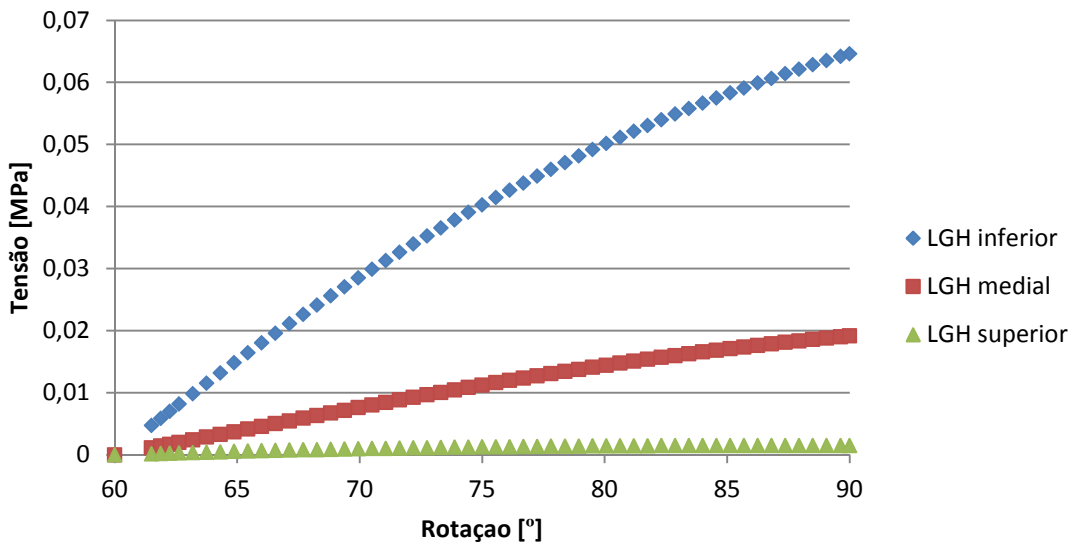


Figura 85 - Distribuição das tensões principais máximas no ligamento glenoumeral.

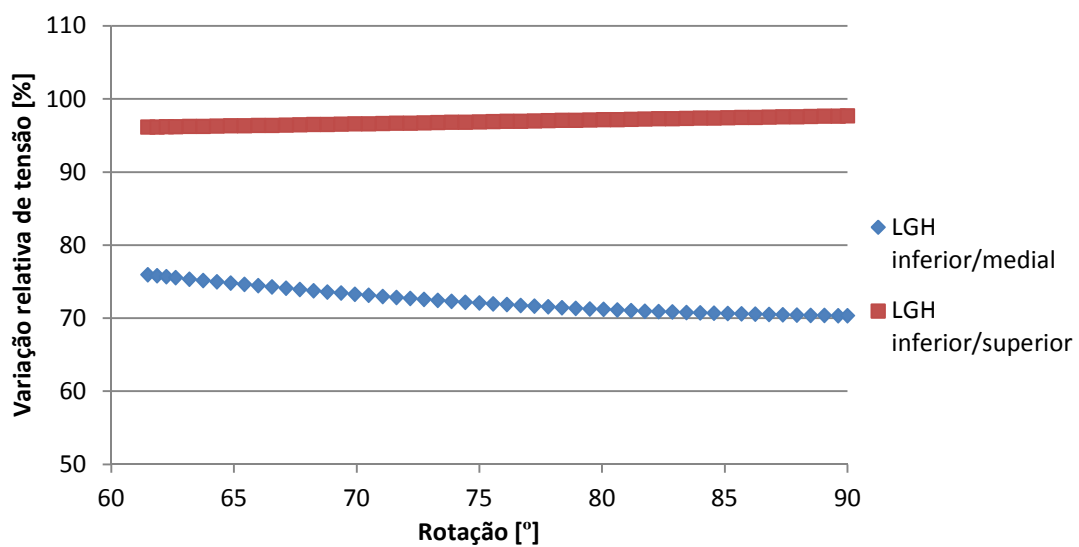


Figura 86 - Variação relativa de tensão no ligamento glenoumeral.

Relativamente à porção inferior, a porção superior apresenta mais ou menos o mesmo tipo de resposta ao longo do movimento de abdução. Já a porção medial tem um ritmo de aumento do esforço instalado menor que a porção inferior.

5 Conclusões e Trabalhos futuros

Com o objectivo de determinar a cinemática do complexo articular do ombro, por análise dos esforços instalados nos ligamentos devido à cinemática da estrutura óssea que o compõe foram realizadas simulações do movimento de abdução umeral. Foi então possível obter resultados que são inumerados de seguida:

- foram estabelecidas as constantes hiperelásticas para determinados modelos constitutivos válidos;
- os ligamentos apresentam um comportamento não linear na relação tensão-deformação, em algumas situações de modo bastante claro;
- os ligamentos glenoumerais apresentam diferentes esforços instalados, sendo que o nível de tensão apresentado aumenta significativamente da porção superior para a inferior, sendo o ligamento conóide uma excepção;
- os ligamentos do complexo articular do ombro são sujeitos a esforços elevados na situação da cinemática não natural, ou seja, se por algum motivo a cinemática for alterada, esta alteração levará certamente a lesões;
- a cinemática do complexo articular do ombro é altamente complexa devido à combinação de movimentos que varia consoante a posição umeral;

- a tensão instalada no ligamento glenoumeral no movimento de abdução dos 60° aos 90° é muito baixa, o que faz com que o principal mecanismo que origina esforço seja o movimento de abdução dos 0° aos 60°;

Como sugestões de trabalhos futuros salienta-se a necessidade de melhorar os modelos numéricos por inclusão dos efeitos produzidos pelos músculos nos esforços dos ligamentos analisados, assim como utilizar outros modelos constitutivos que foram supra apresentados. A utilização de outros elementos, nomeadamente hexaédricos, pode ser uma mais valia na resolução de alguns problemas volumétricos que ocorreram na simulação do movimento de abdução dos 0 aos 60°.

A consideração de uma grade costal também é uma questão bastante relevante no que respeita à cinemática da omoplata, podendo fazer variar também os níveis de tensão instalados. A omoplata apresenta um movimento que desliza sobre a grade costal, sendo que a cinemática imposta na última simulação uma aproximação a esta.

Também seria interessante reproduzir o complexo articular do ombro experimentalmente, desenvolvendo um equipamento para o efeito. Existem já exemplos na bibliografia que podem ser tidos em conta para levar a cabo esse trabalho.

Ao nível das propriedades mecânicas, dever-se-ia proceder à realização de ensaios de tracção biaxiais. A realização de ensaios de comportamento ao corte seria uma mais valia por forma a avaliar as respostas que foram obtidas pelo algoritmo de optimização do *software* de simulação numérica. Também seria interessante analisar as propriedades mecânicas dos diferentes ligamentos do complexo articular do ombro, visto que no presente trabalho foi admitido que estas eram iguais entre si e iguais às propriedades mecânicas apresentadas por *Ellis et al* para o ligamento glenoumeral.

Para analisar qual o papel do ligamento coracoacromial no complexo articular do ombro seria necessário não considerar as estruturas ósseas como corpos rígidos, o que por si, implicaria que fossem analisadas as propriedades mecânicas da omoplata.

Futuramente poder-se-ia analisar as lesões do complexo articular do ombro através da realização de simulações numéricas e, eventualmente, experimentais por forma a validar os resultados obtidos. Da mesma forma, pode-se simular a inclusão de próteses neste complexo por forma a analisar de que modo é que elas contribuem para colmatar as deficiências físicas provocadas por determinadas lesões, assim como avaliar em que parâmetros influenciam a biomecânica deste complexo articular.

6 Referências Bibliográficas

- [1] Williams, Peter L., Warwick, Roger; Dyson, Mary, Bannister, Lawrence H, “Gray Anatomia”, Guanabara Koogan S.A., 37ª Edição, 1989;
- [2] <http://en.wikipedia.org/wiki/Biomechanics>;
- [3] Chahal J., Kassiri K., Dion A., MacDoneld P., Leiter J., “Diagnostic and treatment differnces among experienced shoulder surgeons for instability conditions of the shoulder”, Clin J Sport Med., 17(1):5-9, 2007;
- [4] Cartucho A., Espregueira-Mendes J., O OMBRO, Lidel, 2009;
- [5] Cave E., Burke JF., “Trauma Management”, Year book Medical, Chicago, 1974;
- [6] Veegera H.E.J.,van der Helm F.C.T., “Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability”, J Biomechanics, 2119–2129, 2007;
- [7] Engin A.E., Chen S.M., “statistical data base for the biomechanical properties of the human shoulder complex – I: kinematics of the shoulder complex”, J Biomechanical Engineering, 215-221, 1986;
- [8] Rohen, Johannes W, and Yokochi, Chihiro, and Lutjen-Drecoll, “Color Atlas of Anatomy: A Photographic Study of the Human Body”, Lippincott Williams & Wilkins, 6th Edition, 2006;
- [9] Rockwood, Matsen, Wirth e Lippitt, ”Hombro”, Marbán, 1998;

- [10] Netter F.H., “Atlas of human anatomy”, Saunders, 4th Edition, 2006;
- [11] Fukuda, K., Craig, K.N., “Biomechanical study of the ligamentous system of the acromioclavicular joint”, Journal of Bone and Joint Surgery, 2010;
- [12] Maruyama K, Sano S., Saito K., Yamaguchi Y., “Trauma-instability-voluntarism classification for glenohumeral instability”, Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 1995;
- [13] Hall, Susan J., “Biomecânica Básica”, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2000;
- [14] MELLION, Morris B., “Segredos em Medicina Desportiva”, Artmed, Porto Alegre, 1997;
- [15] Iversen, Larry D. e Clawson, D. Kay), “ Urgencias en Ortopedia”, 1985;
- [16] Brown, David E. e Newmann, Randall D., “Segredos em Ortopedia”, Artmed, Porto Alegre, 2001;
- [17] Mata H., “Estudo biomecânico da articulação do joelho”, Tese de Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2009;
- [18] [http://en.wikipedia.org/wiki/STL_\(file_format\)](http://en.wikipedia.org/wiki/STL_(file_format));
- [19] <http://www.3dcadbrowser.com>;
- [20] Crisfield M.A., Finite elements and solution procedures for structural analysis, Vol. I: Linear analysis, U.K., 1986;
- [21] Taber L.A., ”Nonlinear theory of elasticity – Applications in Biomechanics”, World Scientific, Washington University, 2004;
- [22] Ellis, Benjamin J., Debski, Richard E., Moore, Susan M., McMahon, Oatrick J. e Weiss, Jeffrey A., “Methodology and sensivity studies for finite element modeling of the interior glenoumeral ligament complex”, J. Biomechanics, 2006.

Anexo A: Simulação do movimento de adução dos 0 aos 60°

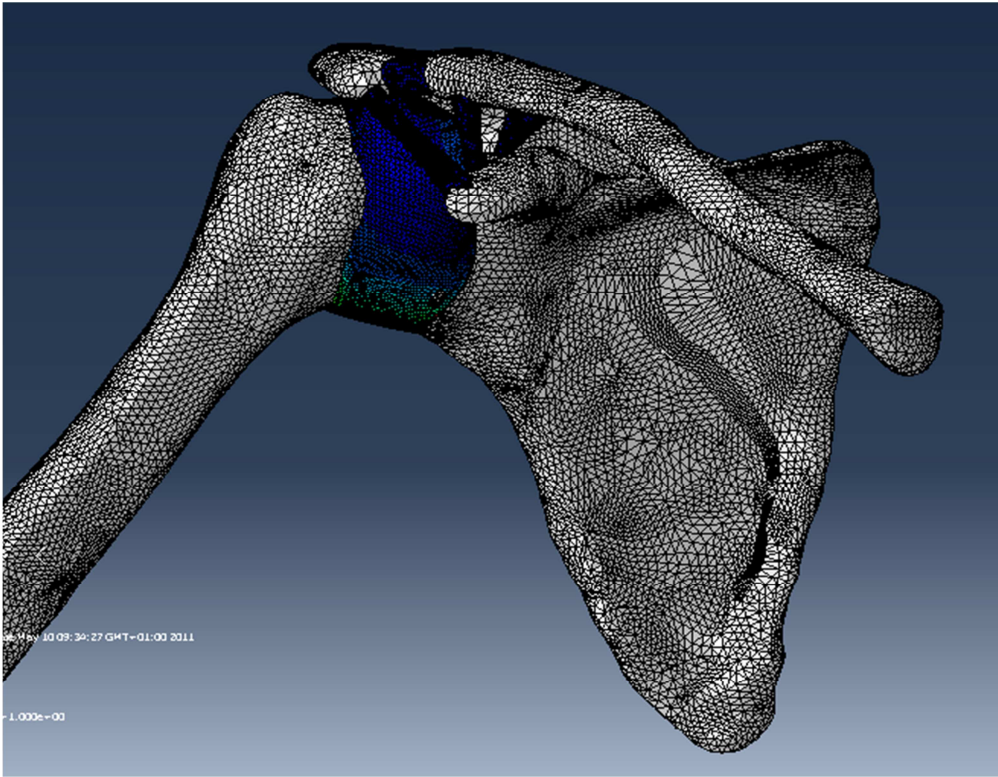


Figura 87 – Complexo articular do ombro no final da 1ª simulação.

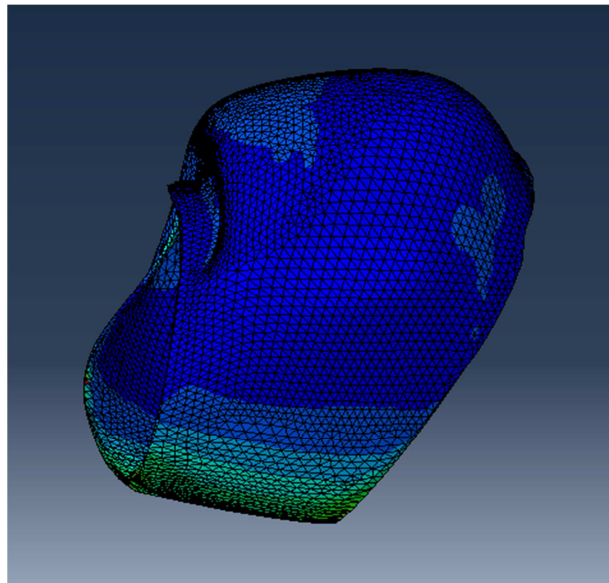


Figura 88 – Deformada do ligamento glenoumeral após a 1ª simulação.

Anexo B: Simulação dos 60 aos 90° considerando que a clavícula se encontra encastrada e a omoplata articulada

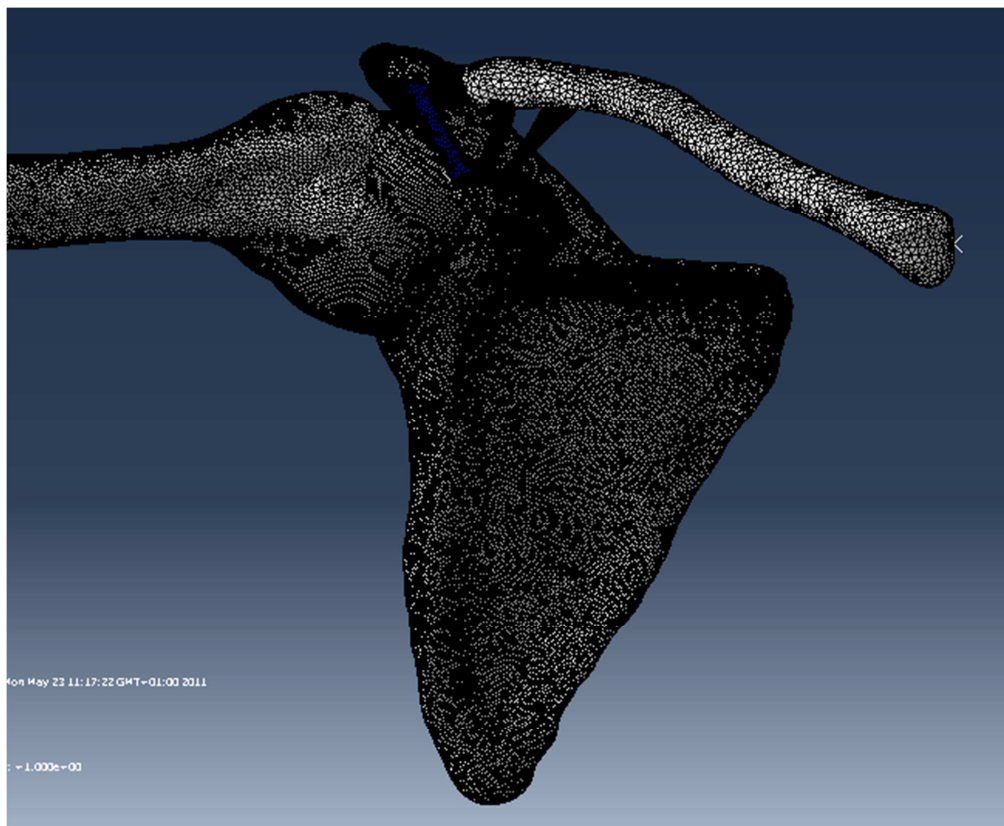


Figura 89 – Complexo articular do ombro no final da 2ª simulação.

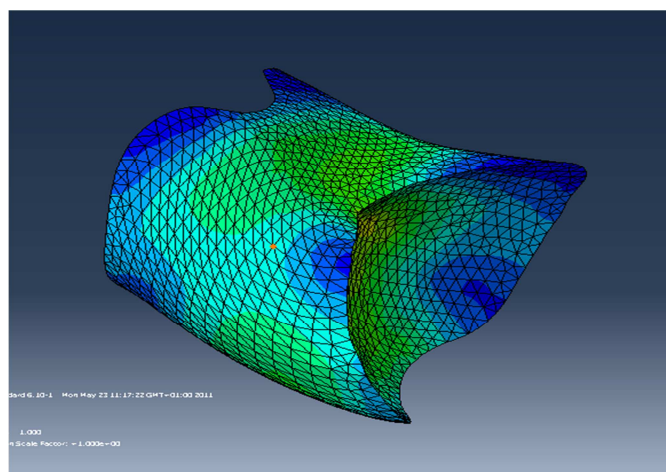


Figura 90 - Deformada do ligamento acromioclavicular após a 2ª simulação.

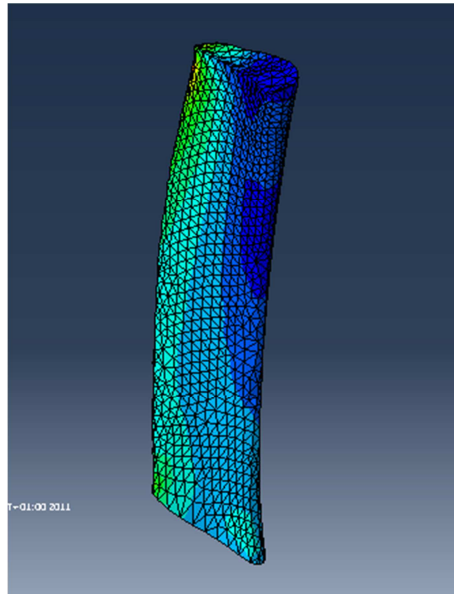


Figura 91 - Deformada do ligamento conóide após a 2ª simulação.

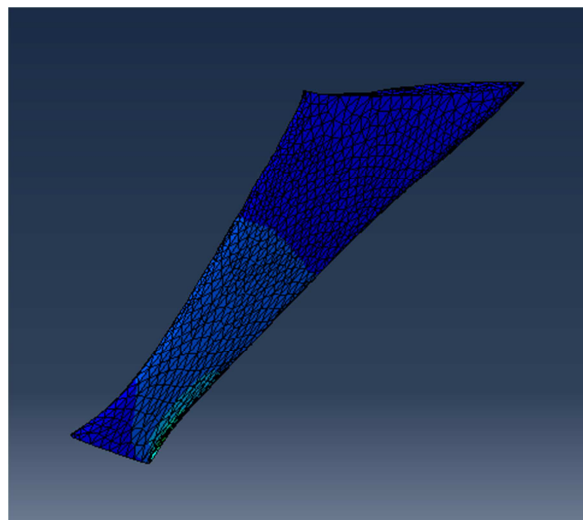


Figura 92 - Deformada do ligamento trapezóide após a 2ª simulação.

Anexo C: Simulação dos 60 aos 90° considerando que a clavícula e a omoplata se encontram articuladas

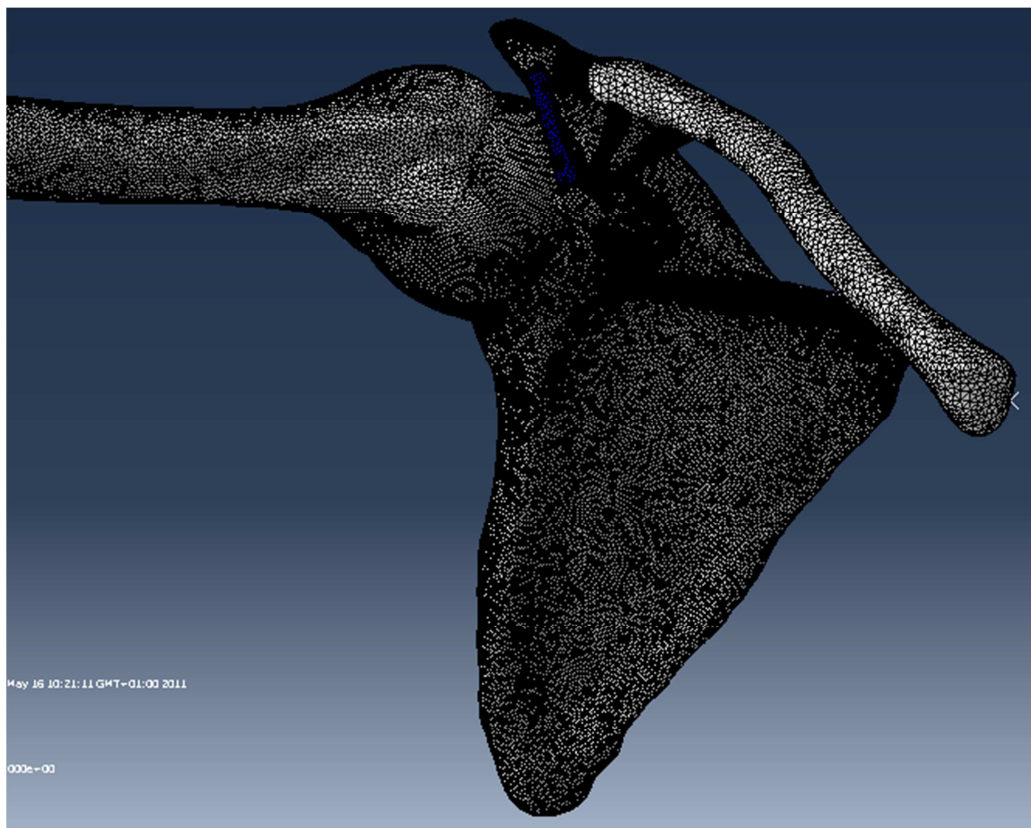


Figura 93 - Complexo articular do ombro no final da 3ª simulação.

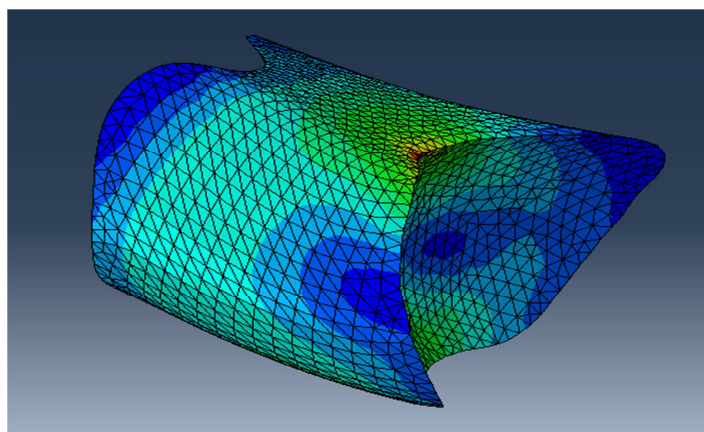


Figura 94 - Deformada do ligamento acromioclavicular após a 3ª simulação.

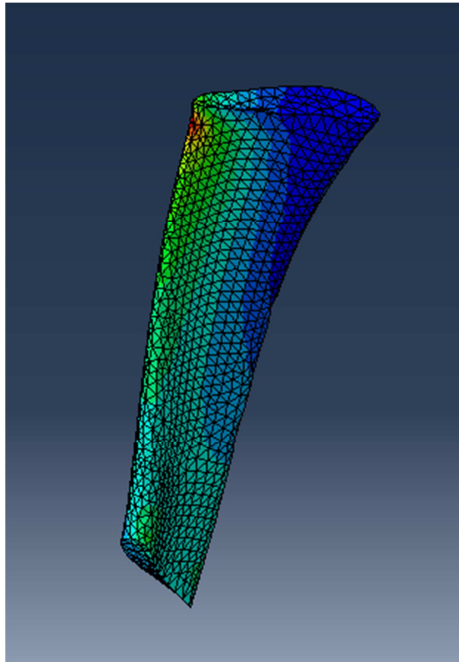


Figura 95 - Deformada do ligamento conóide após a 3ª simulação.

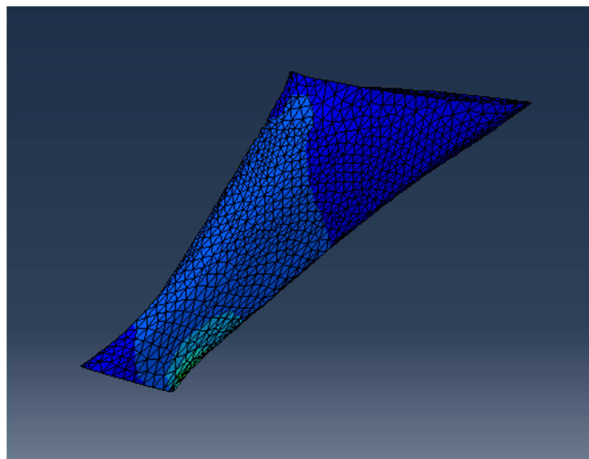


Figura 96 - Deformada do ligamento trapezóide após a 3ª simulação.

Anexo D: Simulação dos 60 aos 90° considerando que a clavícula e a omoplata se encontram articuladas e o ligamento glenoumeral não é considerado como corpo rígido

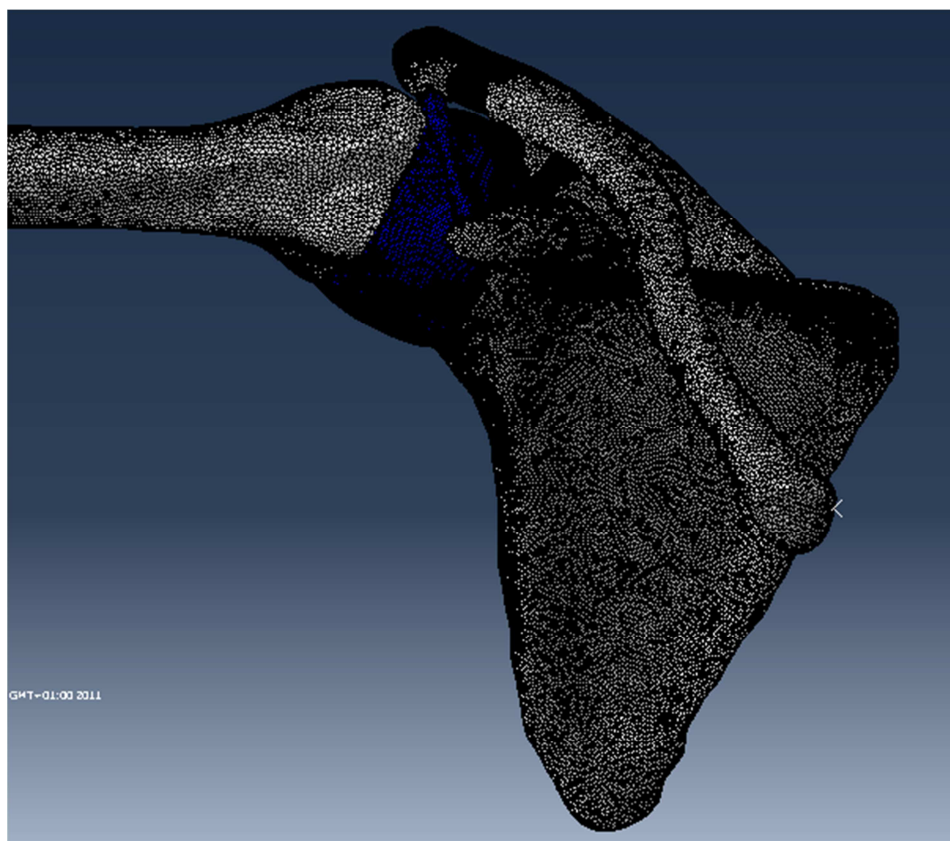


Figura 97 – Complexo articular do ombro no final da 4ª simulação.

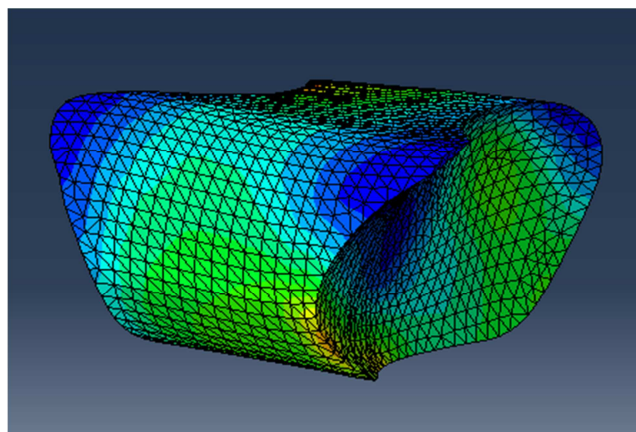


Figura 98 - Deformada do ligamento acromioclavicular após a 4ª simulação.

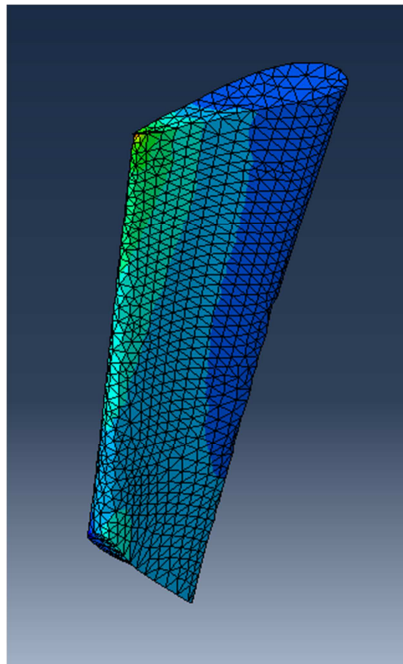


Figura 99 - Deformada do ligamento conóide após a 4ª simulação.

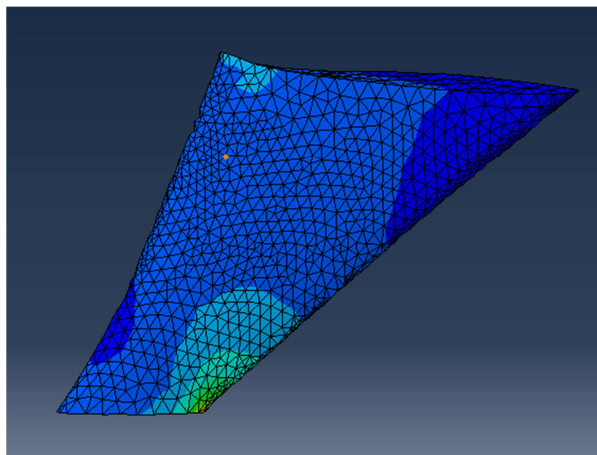


Figura 100 - Deformada do ligamento trapezóide após a 4ª simulação.

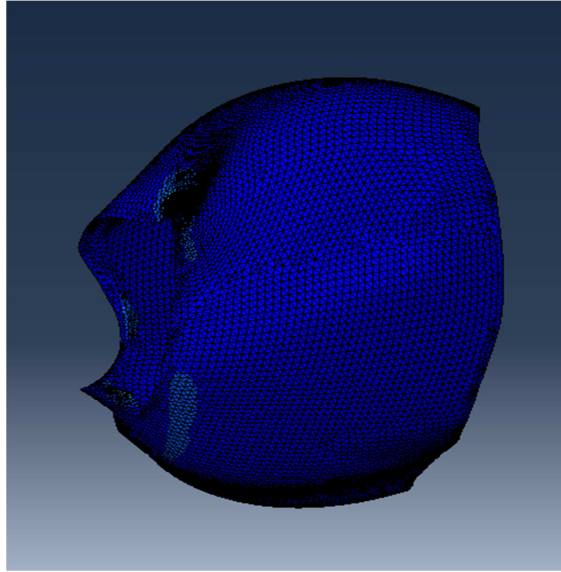


Figura 101 - Deformada do ligamento glenoumeral após a 4ª simulação.