



Universidade de Aveiro Departamento de Engenharia
2013/14 Mecânica

**Carlos
Xavier
Abrantes de
Sousa**

**Estudo da articulação ombro, análise
comparativa de prótese invertida**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, Professor Auxiliar, e do Professor Doutor Carlos Alberto Moura Relvas, Professor Auxiliar, do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

Dedico este trabalho aos meus pais, pelo incansável apoio e pelo grande esforço. Dedico-o também ao meu irmão e à Andreia, por tudo.

O júri

Presidente Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo
Professor auxiliar da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Rui Miguel Barreiros Ruben
Professor Adjunto da Escola Superior de Tecnologia e
Gestão, Instituto Politécnico de Leiria

Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro
Ramos
Professor auxiliar da Universidade de Aveiro

Agradecimentos

Ao longo desta caminhada, contei sempre com o apoio da família, namorada e amigos, cada um à sua maneira. Foram grandes as lutas que travei ao vosso lado. Quero aproveitar e particularizar uns poucos, tanto pela ajuda como pelo crescimento pessoal.

Agradeço ao engenheiro António Festas e ao professor Carlos Relvas pela disponibilidade e ajuda na conceção e fabrico das peças.

Nuno e Rui, obrigado pela amizade e por todos os momentos passados.

Agradeço aos “biomecânicos” pelo sentimento. Ricardo, obrigado pelo apoio total.

Um muito obrigado ao meu orientador, o professor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos pela maneira como me orientou e por todas as trocas de conhecimento.

Lexi e David, foram e são grandes companheiros, as aventuras continuam.

Rúben, todos os momentos contigo são únicos, és um poço de saber. Pai e mãe, são enormes.

Andreia, és um marco na minha vida, a minha âncora e as minhas asas.

Palavras-chave Biomecânica do Ombro, Prótese invertida, coifa dos rotadores, artroplastia do ombro, modelos experimentais.

Resumo O ombro é a articulação do corpo humano que possui as maiores amplitudes de movimentos, sendo uma estrutura crítica do ponto de vista biomecânico. Os pacientes com idade avançada apresentam na maioria das vezes deficiências ao nível da coifa dos rotadores, diminuindo ou impossibilitando a aplicação sucesso de uma prótese do ombro (natural). A prótese do ombro invertida destina-se também ao tratamento de fraturas umerais proximais, artrite reumatoide, dor e artroplastias de revisão. Apresentam taxas de sucesso em diferentes registos entre os 90% a 5 anos e 83% a 10 anos, valores inferiores a outras artroplastias. As taxas de complicações após a artroplastia total do ombro invertida são consideráveis, sendo ainda mais evidente nas artroplastias de revisão. Atualmente são utilizados modelos 3D músculo-esqueléticos do corpo humano com recurso ao método de elementos finitos, sendo uma ferramenta poderosa no estudo anatómico e estrutural.

De forma a estudar as consequências da implantação da prótese invertida do ombro e potenciais razões de insucesso, procedeu-se à avaliação experimental *in vitro* comparativa das respostas mecânicas entre o úmero nativo e implantado, sendo também criados modelos numéricos que replicam os resultados obtidos. No processo de modelação, a estrutura óssea foi obtida através de scanner laser 3D sendo posteriormente tratados com a implementação da prótese do ombro invertida (componente umeral) e simulação muscular para abdução a 90°. As medições das extensões principais observadas experimentalmente permitiram avaliar as alterações impostas com a implementação da prótese invertida na resposta mecânica do úmero, bem como para validar os modelos numéricos desenvolvidos. Posteriormente os modelos numéricos permitiram determinar o comportamento biomecânico do úmero para uma condição de carga fisiológica com atuação dos principais grupos musculares. Os resultados experimentais e numéricos revelam a alteração do comportamento mecânico com a implementação da prótese, sendo que também conseguem replicar as complicações umerais existentes no uso deste tipo de próteses tais como *stress-shielding*, *loosening* e remodelações ósseas. Concluiu-se assim que o uso deste tipo de prótese deve ser bastante ponderado, daí o seu uso direcionado para uma população mais idosa. Independentemente da grande presença de complicações, esta é a melhor opção para o tratamento de várias patologias, principalmente a deficiência ou mesmo ausência da coifa dos rotadores, sendo por isso aceite o seu uso, embora este seja extremamente ponderado.

keywords

Shoulder biomechanics, reversed prosthesis, rotator cuff , shoulder arthroplasty , experimental models.

abstract

The shoulder is the joint in the human body with the highest range of motion and is a critical structure from the biomechanical point of view. Older patients with have mostly deficiencies in the rotator cuff, reducing or preventing the success in the use of a shoulder prosthesis (natural). The reverse shoulder prosthesis is also intended to proximal humeral fracture treatment, rheumatoid arthritis, pain and revision arthroplasty. Have success rates in different registers between 90% after 5 years and 83% after 10 years, showing lower values than other arthroplasty. The rates of complications after total reverse shoulder arthroplasty are considerable, and even more evident in the revision arthroplasties. Currently, 3D musculoskeletal models of the human body using the finite element method are used, being a powerful tool in the structural and anatomical analysis of the joint. In order to study the consequences of the implementation of the reverse shoulder prosthesis and potential reasons of failure, experimental comparative evaluation of the mechanical responses of the native and implanted composite humerus, accompanied by numerical models that replicate the results. In the modeling process, the bone structure was obtained by 3D laser scanning and subsequently treated with the implementation of the reverse prosthesis and shoulder muscle simulation for 90° abduction. Experimental measurements of the observed principal strain allowed to assess the mechanical changes in the humeral response, imposed with the implementation of the reverse prosthesis, as well as to validate the developed numerical models. Subsequently, the numerical models were used to determine the biomechanical behavior of the humerus to physiological loading with the principal muscular implementation. The experimental and numerical results reveal changes in the mechanical behavior with the implementation of the prosthesis. They are also able to replicate existing humeral complications that arise from the use of this type of prostheses such as stress-shielding, loosening and bone remodeling. Thus, it was concluded that the use of this type of prosthesis should be fairly weighted, hence targeting older patients. Regardless of the presence of complications, this is the best option for the treatment of various diseases, especially the deficiency or absence of the rotator cuff. Therefore, its use is accepted, although this is highly weighted.

Índice

Índice de figuras	xvii
Lista de tabelas.....	xxi
Lista de abreviaturas.....	1
Introdução.....	3
1. Estado da arte.....	7
1.1 O membro superior.....	7
1.2 Complexo articular do ombro - Mobilidade.....	8
1.3 Complexo articular do ombro - Composição	9
1.3.1 Complexo articular do ombro – Ossos.....	9
1.3.2 Articulações no complexo do ombro	13
1.3.3 Ligamentos.....	16
1.3.4 Músculos	17
1.3.5 Origens e inserções musculares.....	25
1.4 Modelos Biomecânicos do Ombro – Forças de contacto e musculares	26
2. Prótese do ombro invertida (POI)	29
2.1 Resenha histórica.....	29
2.1.1 História da evolução da prótese do ombro invertida.....	30
2.1.2 A artroplastia do ombro e evolução protética	30
2.1.3 Era pós Grammont.....	34
2.1.4 Abordagens cirúrgicas.....	35
3. Registos clínicos	41
3.1 Objetivos.....	41
3.1.1 Procedimentos para a recolha e análise de dados.....	42
3.1.2 Medidas de análise de resultados.....	42
3.2 Registos clínicos.....	43
3.2.1 Registo clínico da Austrália (2007-2011)	43
3.2.2 Registo clínico da Nova Zelândia (2000-2011)	45
3.2.3 Registo clínico da Dinamarca (2006-2008).....	48
3.2.4 Registo clínico da Coreia	50
3.2.5 Registo clínico da Noruega (1994-2009)	51
3.2.6 Registo clínico de Portugal (2010-2011).....	52
3.2.7 Comparação.....	53
3.3 Resultados, previsões e consequências	54
4. Modelo prótese <i>Anatomical Shoulder Inverse/Reverse System</i>	57

4.1	Preparação óssea para inserção da Prótese do ombro invertida – <i>Zimmer protocol</i>	58
4.1.1	Avaliação da prótese do ombro invertida com componentes de ensaio	62
4.1.2	Encerramento do procedimento cirúrgico	62
4.2	Pós-operatório – Recuperação do paciente	62
4.2.1	Complicações pós-operatório	63
4.2.2	Desenlace das complicações	71
4.3	Alterações introduzidas pela prótese do ombro invertida	71
5.	Modelos experimentais do úmero	77
5.1	Modelo úmero intacto	77
5.1.1	Sistema de Cargas e condições de fronteira	78
5.2	Modelo implantado do úmero	79
5.2.1	Realização da cirurgia <i>in vitro</i>	80
5.2.2	Colocação dos extensómetros no modelo intacto	81
5.2.3	Metodologia de ensaio	81
5.3	Resultados das deformações principais	83
5.3.1	Modelo intacto vs. Modelo implantado	83
5.4	Influência das condições de fronteira	85
6.	Modelos numéricos	87
6.1	Materiais e Métodos	87
6.1.1	Modelo CAD do úmero intacto	87
6.1.2	Modelo CAD do úmero implantado	88
6.2	Condições de fronteira dos modelos numéricos	88
6.3	Convergência do modelo	90
6.4	Validação dos modelos numéricos/experimentais	90
6.5	Discussão/Conclusões	92
7.	Modelos numéricos com ações musculares	95
7.1	Ações musculares aplicadas	95
7.2	Comparação dos modelos	96
7.2.1	Comparação Nativo vs. Implantado	96
7.2.2	Comparação Nativo vs. Implantado com coifa dos rotadores inexistente	97
7.2.3	Comparação de ambos os modelos sem a presença da coifa dos rotadores (Nativo vs. Implantado)	99
7.3	Conclusões dos modelos numéricos com ações musculares	102
8.	Correlação dos resultados numéricos com dados clínicos	105
9.	Conclusões gerais e futuros desenvolvimentos	109
	Bibliografia	111

Índice de figuras

Figura 1 – Movimento no plano sagital: flexão (antepulsão) de 0° a 180°; Extensão (retropulsão) de 0° a 60° [18]	7
Figura 2 - Movimentos no plano frontal Abdução de 0° a 180° [18]	8
Figura 3 - Adução de 0° a 45° [18]	8
Figura 4 - Movimentos no plano Transverso: Flexão horizontal de 0° a 135°; Extensão horizontal de 0° a 45° [18]	8
Figura 5 – Movimentos do ombro sobre o tórax: elevação do ombro; abaixamento do ombro; afastamento do ombro da coluna vertebral (abdução) [19]	9
Figura 6 – Movimento do ombro sobre o tórax: aproximação da coluna vertebral (adução); rotação medial (inferior); rotação lateral (superior) [19]	9
Figura 7 - O processo coronoide da escápula: (15) assemelha-se, na forma, a um dedo curvado; projeta-se para a frente, por baixo da clavícula e na direção da cabeça do úmero. A superfície articular do acrômio recebe a clavícula, já a superfície do ângulo lateral (a glenoide), recebe a cabeça do úmero [33]	10
Figura 8 – Vista anterior e posterior da clavícula [17]	11
Figura 9 – Vista anterior e posterior do úmero [17]	12
Figura 10 - Corte de alguns elementos do ombro no plano frontal [28]	14
Figura 11 - Movimento da articulação escápula-torácica [30]	16
Figura 12 - Vista frontal dos ligamentos do ombro [30]	17
Figura 13 – Músculo peitoral menor [31]	17
Figura 14 – Músculo subescapular [31]	17
Figura 15 – Músculo supraespinal [31]	18
Figura 16 – Músculo infraespinal [31]	18
Figura 17 – Vista que mostra a diferenciação dos músculos romboide maior e menor [32]	19
Figura 18 – Vista esquemática do músculo serrátil [31]	19
Figura 19 – Representação de alguns dos músculos situados na região do ombro[33]:	20
Figura 20 – Músculo redondo maior [31]	20
Figura 21 – Músculo redondo menor [31]	20
Figura 22 – Representação do músculo elevador da escápula [32]	21
Figura 23 – Músculo bicípite braquial [32]	21
Figura 24 – Músculo coracobraquial [31]	22
Figura 25 - Vista frontal do músculo peitoral maior [31]	22
Figura 26 – Vista frontal de algumas estruturas da anatomia do corpo humano para localização do músculo reto abdominal [34]	22
Figura 27 – Vista anterior e posterior do corpo humano para visualização do músculo deltóide [36]	23
Figura 28 – Localização do músculo subclávio [31]	23
Figura 29 – Vista anterior do músculo trapézio [37]	23
Figura 30 – Músculos constituintes da coifa dos rotadores [31]	24
Figura 31 - Origens e inserções musculares na clavícula, escápula, úmero. Vista anterior [17]	25
Figura 32 – Origens e inserções musculares na clavícula, escápula, úmero. Vista posterior [17]	26

Figura 33 – Alterações no complexo articular do ombro:.....	32
Figura 34 – Componentes da Prótese Delta III: metaglenoide, glenosfera, tacícula e colo umeral. [6].....	32
Figura 35 – Classificação de Sirveaux para o impacto entre o recetor polietilénico e a borda axilar da escápula [66]:	34
Figura 36 – Componentes da <i>REVERSE prothesis</i> [69].....	35
Figura 37 – Componentes da <i>UNIVERSAL ARROW SYSTEM</i> [70].....	35
Figura 38 – Esquema comparativo entre a abordagem Antero-superior e a abordagem Deltapeitoral	36
Figura 39 – Corte transversal na altura dos ombros mostrando a elevação causada, medial à escápula direita permitindo maior rotação externa do ombro e distendendo a capsula glenoumeral anterior [75]	37
Figura 40 – Posição “cadeira de praia” [77]	38
Figura 41 – Gráfico representativo da SPOI por idade e género. [55].....	44
Figura 42 – Implantes usados nas artroplastias do ombro entre janeiro de 2006 e 2008 e respetivos diagnósticos. [82].....	49
Figura 43 – Comparação da prótese <i>Anatomical Shoulder System</i> e <i>Inverse/reverse System</i> [77].....	57
Figura 44 – Modelos da haste umeral cimentada e <i>press-fit</i> [77]	57
Figura 45 – Ilustração das guias de corte, para o corte da cabeça umeral [77]	59
Figura 46 – Corte da cabeça umeral com a serra vibratória [77].....	59
Figura 47 – Localização para inserção da broca [48]	59
Figura 48 – Abertura do furo para receção da raspa [48].....	59
Figura 49 – Colocação da raspa no manípulo [73]	59
Figura 50 – Raspa para preparação do úmero [77]	59
Figura 51 – Marcador da glenoide à esquerda e raspa da glenoide, à direita, que irá ser anexado ao próprio marcador para preparação da glenoide [48]......	60
Figura 52 – Abertura da localização dos furos de fixação na glenoide [48]	61
Figura 53 – Ferramenta guia para preparar o furo na glenoide [77].....	61
Figura 54 – Esquema da fixação do arco de 30gaus com os parafusos de bloqueio [48]	61
Figura 55 – Fixação dos componentes, por ordem:.....	61
Figura 56 – Articulação da POI <i>Bayley-Walker</i> (a) e o implante no ombro de um paciente (b) [50]......	67
Figura 57 – Deslocamentos são resultados indesejados que podem dever-se a [39]:	69
Figura 58 - Representação do eixo de abdução num ombro saudável:	72
Figura 59 - Representação do eixo de abdução na SPOI:	72
Figura 60 - A geometria da DELTA altera o centro de rotação da articulação glenoumeral e afeta significativamente o momento do deltóide em comparação com a anatomia normal [23]......	73
Figura 61 - Configuração diferente testada no modelo de prótese:.....	73
Figura 62 - Máxima de forças conjuntas de contato.	74
Figura 63 – Divisão das seis porções do deltoide tabelado, com C – clavícula, Ac – acrómio, HH – cabeça umeral, e S – espinha escapular [24].....	75
Figura 64 – Modelo experimental do úmero.....	77
Figura 65 – Vista da caixa maquinada para fixação	78
Figura 66 – Vista da cavidade interior antes do seu enchimento com cimento ósseo ..	78
Figura 67 – Áreas de transferência de cargas para o movimento de abdução [96]	78
Figura 68 – Reações presentes na articulação glenoumeral, sendo o ângulo de elevação θ e o ângulo de desvio ϕ [72]......	78
Figura 69 – Esquema representativo dos ângulos usados na replicação do movimento de abdução a 90 graus e as duas peças constituintes do bloco de alumínio.....	78
Figura 70 – Máquina de ensaios e posicionamento do modelo à esquerda.....	79

Figura 71 – Raspa para a abertura do canal de colocação da POI usada na artroplastia	80
Figura 72 – Utilização da ferramenta, cavidade obtida para receção do cimento ósseo e implante cimentado	80
Figura 73 – Localização das rosetas no úmero nativo	81
Figura 74 – Representação das regressões lineares entre os vários níveis de carregamentos para estudo da linearidade do material	82
Figura 75 – Comparação das deformações principais obtidas entre o modelo nativo e implantado	84
Figura 76 – Comparação de $\mu\epsilon$ entre o modelo intacto cuja aquisição de dados foi feita sem rolamento e modelo intacto cuja aquisição de dados foi feita com o uso do plano deslizando no úmero experimental nativo	85
Figura 77 - Vista em corte do resultado final do tratamento exercido ao úmero.	88
Figura 78 – Modelo obtido pela modelação da prótese o-retro (CATIA V5R20). Componentes na posição final (esquerda) e explodidos (direita)	88
Figura 79 – Esquema representativo das condições usados (esquerda para o modelo nativo e direita para o modelo implantado)	89
Figura 80 – Curva de convergência de malha	90
Figura 81 – Correlação entre os modelos nativos	92
Figura 82 – Correlação entre os modelos implantados	92
Figura 83 – Ilustração dos locais Considerados para as inserções musculares de todos os modelos	95
Figura 84 – Vista anterior (esquerda) e vista posterior (direita) dos três modelos usados para comparação (deformações principais máximas)	97
Figura 85 – Vista lateral (esquerda) e vista medial (direita) dos três modelos comparados (deformações principais máximas)	97
Figura 86 – Corte posterior-anterior (esquerda) e corte medial-lateral (direita) para o estudo do comportamento do osso trabecular dos modelos (deformações principais máximas)	97
Figura 87 – Vista anterior (esquerda) e vista posterior (direita) dos três modelos usados para comparação (deformações principais mínimas)	98
Figura 88 - Vista lateral (esquerda) e vista medial (direita) dos três modelos comparados (deformações principais mínimas)	98
Figura 89 - Corte posterior-anterior (esquerda) e corte medial-lateral (direita) para o estudo do comportamento do osso trabecular dos modelos (deformações principais mínimas)	98
Figura 90 - Resposta óssea à introdução da POI no aspeto posterior	99
Figura 91 – Resposta óssea à introdução da POI no aspeto Anterior	100
Figura 92 - Resposta óssea à introdução da POI no aspeto lateral	100
Figura 93 - Resposta óssea à introdução da POI no aspeto medial	101
Figura 94 – Corte na vista medial para estudo da resposta mecânica dos modelos	101
Figura 95 – Corte na vista anterior para o estudo da resposta mecânica dos modelos	102
Figura 96 – Vista posterior do úmero implantado (experimental) com especial destaque para o desgaste da componente de polietileno à direita.	105
Figura 97 – Localização da previsão de fratura prevista pelo modelo	106
Figura 98 – Deslocamentos da prótese <i>Aequalis reverse total shoulder system</i> (Tornier Inc, Eden Prairie, MN) sem perda de osso umeral (A) e com perda de osso (B) [13]	106
Figura 99 – Representação do eixo usado para aplicação de carga na máquina de fadiga. No lado direito é apresentado um aumento para facilidade de compreensão do eixo, mostrando o eixo z positivo para o interior da imagem	107
Figura 100 – Valores de deslocamento na componente de polietileno, segundo o eixo representado na Figura 99	107

Figura 101 – Resultado de deslocamentos obtido para o modelo nativo com implementação das forças musculares para abdução a 90 graus..... 108

Lista de tabelas

Tabela 1 – Relação do peso corporal e forças de contacto presentes no movimento de abdução a um ângulo de 90 graus, com o braço esticado, sem adição de peso exterior	27
Tabela 2 – Comparação dos dados dos pacientes entre Austrália e Nova Zelândia	43
Tabela 3 – Comparação referente aos dados do diagnóstico primário entre Austrália e Nova Zelândia	44
Tabela 4 - Quantidade de modelos do componente umeral usado na SPOI. [55]	44
Tabela 5 - Quantidade de modelos do componente glenoide usado na SPOI. [55].....	45
Tabela 6 - Taxas de revisão de SPOI pelo primeiro diagnóstico. [55]	45
Tabela 7 - Razões da revisão da SPOI. [55]	45
Tabela 8 – Tipos de cirurgias anteriores à SOI. [56].....	46
Tabela 9 – Modelos de próteses usadas para SOI para o ano de 2011. [56]	46
Tabela 10 – Número de revisões registadas entre o período de 2000 e 2011. [56].....	47
Tabela 11 – Razões para as revisões representadas na Tabela 10. [56]	47
Tabela 12 – Análise das próteses para cirurgia de revisão. [56]	48
Tabela 13 – Taxa de revisão da Prótese do ombro vs. Tipo de artroplastia. [56]	48
Tabela 14 – Comportamento das patologias com seguimento de 10 anos [56].....	48
Tabela 15 – Causas da revisão. [82].....	49
Tabela 16 – Medidas da parte glenoidal inferior na população normal Coreana. [83] ..	50
Tabela 17 – Causas das complicações na SOI. [83]	50
Tabela 18 – Artroplastias primárias, revisões e causas para a artroplastia [84]	51
Tabela 19 – Uso de cimento nas artroplastias [84]	51
Tabela 20 – Causas que conduziram à revisão [84]	52
Tabela 21 – Causas que conduziram à artroplastia do ombro [85]	52
Tabela 22 – Variação da documentação de dados durante os registos clínicos em diversos países [61].	53
Tabela 23 – Comparação das artroplastias realizadas entre ombro, anca e joelho [85]	55
Tabela 24 – Materiais dos modelos experimentais nativo e implantado.....	79
Tabela 25 – Sequencia usada para a aquisição de dados nos carregamentos experimentais	82
Tabela 26 – Tabela de dados obtidos após os ensaios experimentais para o modelo nativo	83
Tabela 27 – Tabela de dados obtidos após os ensaios experimentais para o modelo implantado	84
Tabela 28 – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados nos modelos numéricos	89
Tabela 29 – Erro relativo referente ao estudo de convergência de malha	90
Tabela 30 – Comparação do modelo experimental nativo com o modelo numérico nativo	91
Tabela 31 – Comparação do modelo experimental implantado com o modelo numérico implantado	91
Tabela 32 – Forças musculares presentes no úmero considerando a abdução a 90 graus [44].....	95
Tabela 33 – Características dos modelos desenvolvidos	96

Lista de abreviaturas

POI – Prótese do Ombro Invertida

SOI – Substituição do Ombro Invertida

SPOI – Substituição Primária do Ombro Invertida

AITO – Artroplastia Invertida Total do Ombro

OSS – Oxford Shoulder Score

OES – Oxford Elbow Score

WOOS – Western Ontario Osteoarthritis of the Shoulder

EQ – EuroQol

ASA – American Society of Anesthesiologist

ASES – American Shoulder and Elbow Surgeons

UCLA – University of California Los Angeles shoulder rating scale

KSS – Knee Society Score

Introdução

O presente trabalho visa a criação de modelos numéricos que repliquem o comportamento do osso úmero nativo e implantado (com a prótese *Anatomical Shoulder Reverse/Inverse System* da *Zimmer*). O osso experimental é um úmero artificial, compósito, do fabricante Sawbones. Pretende-se com este estudo que os modelos numéricos sejam capazes de prever fenómenos ou complicações existentes com a introdução deste tipo de próteses (invertidas) ou ausências de grupos musculares.

Além de elementos que fazem a sustentação do corpo, os ossos possuem a característica de regenerar, reparar e modificar a sua microestrutura durante o tempo, possuindo a capacidade de se auto adaptar [1]. A este processo dá-se o nome de remodelação óssea, [2] sendo ele um processo ainda não totalmente compreendido [1]. O osso como um material anisotrópico, possui características cujos valores e direções principais de rigidez variam, não apenas ponto a ponto, mas também com o tempo [1], não podendo a literatura avançar com um valor de densidade óssea específico já que esta poderá ser alterada em resposta a doenças, tratamento das mesmas, ou vícios como tabagismo e consumo de café, além do tempo como antes dito, que terá o efeito de alterar estruturas articulares ou até mesmo a função delas [3].

Das atividades desenvolvidas pelo ser humano resultam grandes esforços internos e sendo estruturas de suporte às quais os músculos se inserem, os ossos têm função de suporte de esforços. Mesmo parecendo atividades normais, estas trazem repercussões sobre as mais variadas estruturas do corpo humano. As elevadas ações musculares correspondem a elevadas taxas de transferência de carga, que poderá danificar as cartilagens, mas também os movimentos repetitivos o podem fazer [4]. Daí, o conhecimento de variáveis dessas atividades como magnitude e direção dos movimentos, poderem auxiliar estas áreas, indo desde professores de educação física, por exemplo, a fisioterapeutas e médicos. Tal é possível pelo facto de os professores de educação física poderem guiar os seus alunos em atividades orientadas de modo saudável, passando pelos fisioterapeutas que poderão melhorar a sua relação com a recuperação dos seus pacientes em fase de recobro e os médicos, no diagnóstico e tratamento de várias lesões (trauma, osteoporose, desgaste articular, implantação de próteses, ou mesmo síndrome de *overuse*). Outra área que poderá ser melhorada com estes conhecimentos é a de projeto de dispositivos implantáveis, na qual os designers e engenheiros necessitam de dados que permitam diferenciar os materiais a usar, bem como as geometrias e design dos componentes que as constituem.

Em última análise, a magnitude dos esforços bem como outras características das atividades, significa melhoria da qualidade do serviço prestado por qualquer área referida, com implicações diretas sobre a saúde dos envolvidos.

A medição direta de esforços internos ao corpo humano tem sido realizada através de sensores colocados em próteses, sendo que estes sensores são cirurgicamente inseridos com as próteses, ossos ou articulações [5]. No entanto, estas técnicas apresentam aplicações limitadas, ora por questões éticas ora por questões operacionais. Em alternativa, avança-se com estimativas destas forças através do processo: “modelamento de segmentos articulados”. Este processo baseia-se no conhecimento de variáveis cinéticas (lineares e angulares) e os dados antropométricos dos segmentos em questão, sendo obtido como retorno forças e momentos resultantes. Também de referir, que quando estamos perante representações musculares, as forças musculares necessárias para tarefa também podem ser retribuídas, por “solução inversa” ou engenharia inversa [5].

A natureza tridimensional dos movimentos dos membros superiores, bem como o grande número de graus de liberdade revela-se em desafios de elevada dificuldade.

O uso de próteses tem já bastantes anos de estudo, embora todo esse estudo não preveja na totalidade os resultados obtidos nos pacientes. Muitos destes resultados não são totalmente entendidos e encontram-se em discordância na literatura existente, principalmente pelas características de remodelação óssea, que responde aos estímulos da prótese com crescimento ósseo, bem como reabsorção óssea que poderá ocorrer em locais não desejados.

As artroplastias do ombro, ditas convencionais (prótese total e hemiartroplastias) revelam resultados insatisfatórios no que toca ao tratamento de coifas que apresentam deficiências ou mesmo, que se apresentem gravemente deficitárias. Nestes casos clínicos, o uso das próteses invertidas apresenta melhores resultados graças às suas propriedades Biomecânicas inovadoras [6].

A prótese do ombro invertida, embora usada desde que Paul Grammont a inventou nos anos 70, tem sofrido várias evoluções até à data presente [7]. Comparada com outros tipos de prótese, não possui ainda literatura em abundância suficiente para prever todos os resultados, embora tenha taxas de sucesso com provas dadas, para a população mais idosa, à qual se destina. Esta solução fora específica para o tratamento de deficiências na coifa dos rotadores, sendo depois aplicada também em casos de artrite reumatoide na articulação glenoumeral, osteoporose e fraturas proximais umerais. Tem como característica principal a inversão da articulação natural, que altera toda a biomecânica do ombro. Esta alteração é também a causa de algumas das suas falhas, já que todo o conhecimento adquirido até então era insuficiente para responder às mudanças introduzidas. Este tipo de prótese mostrou-se também muito bom no tratamento de falhas da prótese do ombro naturais, na revisão de cirurgia, embora a possibilidade de complicações seja mais presente quando comparada com a cirurgia primária [6].

O uso desta prótese possui também contraindicações, com os casos em que existe deficiência marcada no músculo deltóide (visto que irá comprometer seriamente as possibilidades de sucesso no pós-operatório, bem como o seu uso em doentes com menos de 65 anos, cuja cirurgia deverá ser seriamente e cuidadosamente equacionada) e peca em relação aos resultados e taxas de complicação, já que estes são desconhecidos no longo prazo [6]. No entanto, o número de artroplastias do ombro aumenta todos os anos. Com este aumento, surge também um número crescente de cirurgias de revisão [8]. A artroplastia total do ombro é, hoje em dia, uma solução terapêutica válida, sendo amplamente difundida nos casos de artroplastia glenoumeral resistente ao tratamento conservador [6].

O sucesso de uma revisão da artroplastia do ombro (com uma prótese não limitada) depende da integridade da coifa dos rotadores e qualidade óssea satisfatória. Já a artroplastia inversa do ombro pode estabilizar a articulação glenoumeral, mesmo em pacientes com deficiências a nível da coifa dos rotadores bem como a nível ósseo [8]. Apesar de ter sido desenhada inicialmente como solução para a artroplastia do ombro nos casos de deficiências do manguito, mostrou uma eficácia que alterou o seu uso direcionado para tais deficiências, alargando as indicações cirúrgicas [6] sendo agora um tratamento com bons resultados a curto e médio prazo em relação à mobilidade e à satisfação apresentada pelo paciente [9]. No entanto, este tipo de próteses serve também para tratar de patologias variadas, tais como, falha da artroplastia total do ombro, fraturas no complexo proximal do úmero ou fraturas mal cicatrizadas, artrite reumatoide com lesões a nível da coifa dos rotadores, entre outras patologias [7], [8], [10]–[12], [13], [14].

No caso de deficiências ósseas graves, pode-se proceder a um enxerto ósseo na zona glenoidal. Os enxertos ósseos estruturais na zona glenoidal são uma maneira fiável e com sucesso de gerir grandes defeitos ósseos nesta zona, obtendo resultados similares ou até melhores quando comparado com pacientes com *bone loss* [8]. O resultado final foi de 96,6% dos pacientes com uma prótese estável. Os pacientes com o uso de enxertos ósseos para a reconstrução da escápula não registaram diferenças relativamente aos pacientes que não

necessitaram deste tipo de intervenção cirúrgica, no entanto o resultado ASES (*American Shoulder and Elbow Surgeons*) para a dor mostrou ser melhor neste caso [8].

1. Estado da arte

1.1 O membro superior

O membro superior é constituído pelo ombro, cotovelo e mão. A sua anatomia é descrita através dos ossos constituintes, ligados entre si através de articulações, músculos e tendões [15]. Estes são classificados através da sua origem, inserção, função e enervação.

“O ombro – uma obra extraordinária de engenharia, devido à sua complexidade.

Imagine, por um momento, uma estrutura mecânica capaz de executar todos os movimentos do ombro: adução, abdução, flexão (elevação anterior) e extensão (retropulsão) num arco superior ao de uma hemiesfera!”

de REUMATOLOGIA PRÁTICA, Silva, José Antonio Pereira da Silva [16]

Não obstante, o ombro é uma estrutura mecânica que possui rotação interna e externa (sobre si mesmo), e capaz de realizar grandes esforços, considerando que está suspenso apenas pela extremidade proximal do úmero, e que esse suporte é feito por estruturas moles de suporte, de onde resulta um grande risco de instabilidade [16].

O cotovelo é uma articulação complexa do tipo *gínglimo* (“dobradiça”), cuja relevância funcional deriva essencialmente da sua importância no posicionamento e uso completo da mão. O cotovelo reúne três ossos, úmero, rádio e cúbito. A reunião destes três ossos é feita através da zona distal do úmero, da cabeça do rádio e do cúbito proximal [17]. O cotovelo é uma articulação que permite movimentos de grande importância no desempenho de atividades diárias.

O pulso é uma articulação complexa que liga a mão ao antebraço. É na realidade um conjunto múltiplo de ossos e articulações. Os ossos que formam o pulso incluem a zona distal do rádio e do cúbito, oito ossos do carpo e também a zona proximal de cinco ossos do metacarpo [17]. O pulso completa assim a grande amplitude de movimentos do membro superior, aumentando os graus de liberdade do mesmo, permitindo ainda mais precisão a este membro.

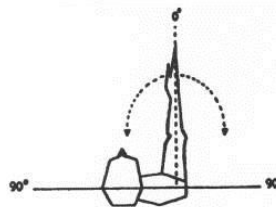


Figura 1 – Movimento no plano sagital: flexão (antepulsão) de 0° a 180°; Extensão (retropulsão) de 0° a 60° [18]

1.2 Complexo articular do ombro - Mobilidade

A mobilidade do complexo articular do ombro é uma das suas características primordiais, no entanto esta é também uma das articulações mais estáveis do esqueleto humano [15]. Para garantir uma função normal no quotidiano, é necessário a existência de um balanço entre mobilidade e estabilidade para a tentativa de evitar lesões. A grande variedade de movimentos permitida pelo complexo, bem como a grande disponibilidade angular são necessárias para realizar as tarefas do dia-a-dia [15]. Assim podemos realizar movimentos de extensão e flexão no plano sagital (Figura 1), abdução (Figura 2) e adução (Figura 3) do ombro no plano frontal, bem como rotação interna e externa do ombro no plano transversal e flexão e extensão horizontal (Figura 4) [4].

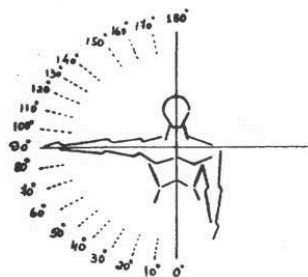


Figura 2 - Movimentos no plano frontal Abdução de 0° a 180° [18]



Figura 3 - Adução de 0° a 45° [18]

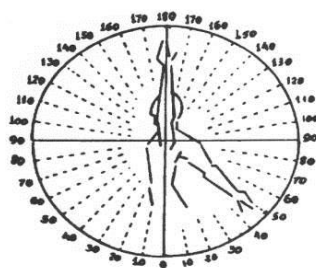


Figura 4 - Movimentos no plano Transverso: Flexão horizontal de 0° a 135°; Extensão horizontal de 0° a 45° [18]

De notar que a sua complexidade não é inerente apenas aos amplos movimentos, mas também (e extremamente importante) ao seu controlo, dotado de uma destreza enorme e movimentos claros, dando extrema precisão a esta articulação [16].

Os movimentos gerais do ombro são de dois tipos, já que para os efetuar existem duas regiões funcionais que podem movimentar-se em conjunto ou separadamente. Estão então classificados os movimentos do ombro sobre o tórax (Figura 5 e Figura 6) e os movimentos que envolvem o braço em relação a escápula (Figura 1, Figura 2, Figura 3 e Figura 4) [19].

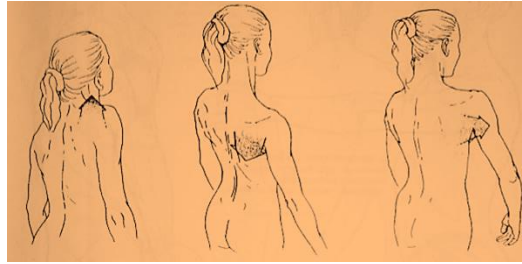


Figura 5 – Movimentos do ombro sobre o tórax: elevação do ombro; abaixamento do ombro; afastamento do ombro da coluna vertebral (abdução) [19]



Figura 6 – Movimento do ombro sobre o tórax: aproximação da coluna vertebral (adução); rotação medial (inferior); rotação lateral (superior) [19]

1.3 Complexo articular do ombro - Composição

O ombro é composto por três ossos e três articulações. Na extremidade proximal do úmero, encontram-se com o mesmo, a escápula e a clavícula. Deste conjunto de três ossos, resultam as articulações escápula-umeral; articulação acrómioclavicular e escápula-torácica [15], [17], [19]–[21].

O conjunto de movimentos individuais destas três articulações permite a enorme quantidade de movimentos do ombro podendo por isso ser classificado como a parte mais móvel do corpo humano [15], [17], [19], [20].

1.3.1 Complexo articular do ombro – Ossos

Escápula

A escápula é uma estrutura de extrema importância na articulação do ombro, sendo também um osso dotado de uma forma geométrica perfeita para o trabalho a que é submetido, sendo o local de fixação muscular e base das funções do membro superior, podendo em alguns casos aumentar a mobilidade do mesmo [22].

É um osso grande, apresentando uma forma próxima à de um triângulo, localizado na porção pósterio-superior do tórax que, juntamente com a clavícula forma a cintura escapular ou espádua. No plano coronal ou frontal, devido ao seu formato, possui três ângulos (ângulo inferior, ângulo lateral e ângulo superior), duas faces (anterior e posterior) e três contornos (superior, interno e externo), como está representado na Figura 7 [23], [24].

Na sua face posterior, encontra-se a espinha da omoplata, ou escápula, que termina numa apófise volumosa, a que se chama acrómio. Possui também o processo coracóide, que tem o formato de um dedo fletido, localizando-se inferiormente ao acrómio, tendo o propósito de servir para inserção muscular [24]. O acrómio pode ser classificado entre três tipos: liso/chato (superfície inferior lisa ou chata, com elevado ângulo de inclinação), curvo (superfície

inferior curva, com baixo grau de inclinação), ou em forma de gancho (curvo anteriormente, com ângulo de inclinação baixo) [21].

No ângulo externo da omoplata, apresenta-se a cavidade glenoide, localizada pósterolateralmente, a qual se articula com a cabeça do úmero. Há também uma diferenciação escapular em três fossas [19]:

- Subescapular;
- Infraespinal;
- Supraespinal.

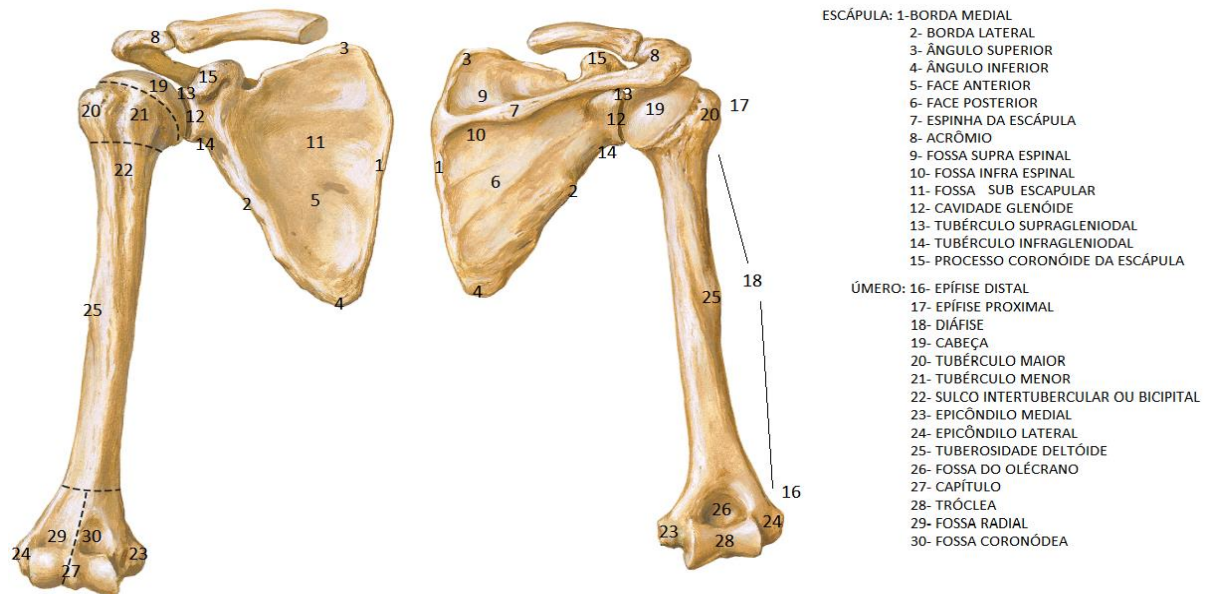


Figura 7 - O processo coronoide da escápula: (15) assemelha-se, na forma, a um dedo curvado; projeta-se para a frente, por baixo da clavícula e na direção da cabeça do úmero. A superfície articular do acrômio recebe a clavícula, já a superfície do ângulo lateral (a glenoide), recebe a cabeça do úmero [33].

Os principais músculos que se inserem (distal ou proximalmente) na escápula são [20]:

- Músculo peitoral menor (processo coracóide)
- Músculo subescapular (fossa subescapular)
- Músculo infraespinal e músculo supraespinal
- Músculo romboide maior e músculo romboide menor (borda medial posterior)
- Músculo serrátil anterior (borda lateral anterior)
- Músculo redondo maior e músculo redondo menor (borda lateral posterior)
- Músculo levantador da escápula (borda superior posterior)
- Músculo bíceps braquial
- Músculo coracobraquial

De notar que toda a musculatura envolvente da escápula, impede o contacto direto desta com o conjunto costal, encontrando-se intermédias no conjunto.

Espinha da escápula

Com grande importância estrutural na escápula, temos a espinha escapular (Figura 7, legenda número 7), localizada na face dorsal da escápula, cuja terminação coincide com o achatado acrômio. A espinha da escápula faz também a divisão da escápula, sendo que acima da espinha fica a fossa supraespinal, e abaixo, a fossa infraespinal. [20]

Em suma, a escápula [19], [20]:

- É dotada de uma face côncava, chamada de fossa subescapular. Ao ser côncava permite uma ligação anatomicamente adaptada com a parte posterior das costelas;
- Possui a espinha da escápula, que dá rigidez ao osso, na face posterior;
- Articula-se com o úmero pela cavidade glenoide, situada na parte lateral. Também nesta parte está localizado o acrômio.
- Possui ainda contornos superiores, mediais e laterais, bem como ângulos superiores, inferiores e acromial.

De notar que a escápula possui duas saliências importantes para esta articulação, nomeadamente o acrômio e processo coracóide da escápula, que são estruturas para o suporte dos tendões e conseqüentemente dos músculos, permitindo e participando nas amplitudes de movimento características do ombro [21].

Clavícula

Estamos perante um osso relativamente longo, que se estende do contorno superior do manúbrio esternal ao acrômio da escápula, ligando dessa forma o tronco ao membro superior indiretamente através da escápula, formando a parte ventral da cintura escapular [17].

Os seus dois terços mediais são convexos anteriormente, enquanto que o terço lateral é côncavo, dando-lhe assim a forma característica de um “s” deitado [19], [21]. A sua extremidade acromial é achatada e a extremidade esternal possui a forma de um prisma triangular, possuindo uma face rugosa voltada inferiormente e sua face lisa está voltada superiormente, possuindo uma articulação do tipo “selar” [19].

É um osso subcutâneo e facilmente palpável, que possui a peculiaridade de não possuir medula óssea, ou cavidade medular. Possui partes corticais e parte trabecular ou osso esponjoso. Este osso pode existir com grandes variações na sua forma desde curvaturas extremas a uma forma quase reta [21].

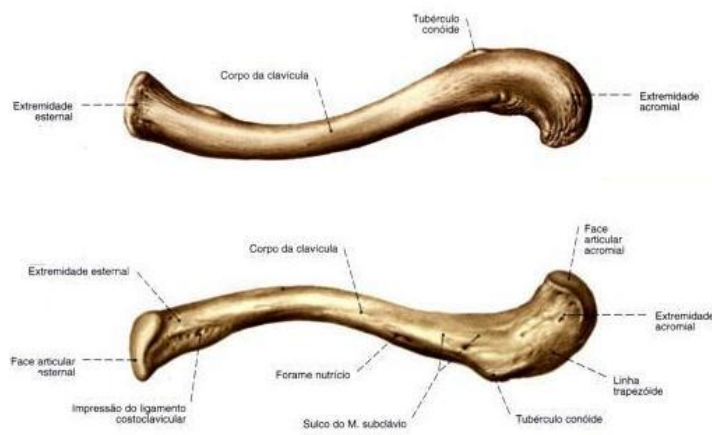


Figura 8 – Vista anterior e posterior da clavícula [17]

Os principais músculos que se fixam neste osso são divididos em dois grupos:[17]

Originados:

- Músculo peitoral maior
- Músculo esternocleidomastóideo
- Músculo deltóide

Inseridos:

- Músculo subclávio
- Músculo trapézio

Úmero

O úmero é um osso comprido que compõe a porção esquelética do braço humano sendo muito similar ao fêmur, um osso bastante mais estudado em termos acadêmicos e científicos.

Sendo o osso mais longo na parte superior do corpo humano e o único osso do braço, o úmero liga-se à escápula e aos ossos do antebraço, rádio e ulna (este último também conhecido por cúbito) [20].

A sua articulação com a escápula, na extremidade proximal, é do tipo esférica, sendo então uma articulação feita através da cabeça do úmero, que se encaixa na cavidade glenoide da escápula. A cabeça umeral é inteiramente envolta em superfície articular (cartilagem) e direcionada superior e medialmente. Esta articulação permite grande liberdade de movimentos, daí se dizer que a mesma possui 3 graus de liberdade (permite a flexão, extensão, adução abdução e rotação do braço). Já na extremidade distal, na região conhecida como cotovelo, há uma articulação através da tróclea do úmero e do olecrano do cúbito/ulna enquanto que o capitulo se articula com a cabeça do rádio [17], [20]. A cartilagem envolvente da cabeça umeral mostra-se uma estrutura critica, devido à sua espessura, que em média é de 1,07 mm em ressonâncias magnéticas e 1,24 mm em espécimes secos [21].

Pode ser dividido em três partes importantes, duas epífises e uma diáfise [17], [25].

Epífise Proximal:

- Cabeça do Úmero (articula-se com a cavidade glenoide da escápula);
- Tubérculo Maior (situa-se lateralmente à cabeça e ao tubérculo menor);
- Tubérculo Menor (projeta-se medialmente logo abaixo do colo);
- Colo Anatômico (forma um ângulo obtuso com o corpo);
- Colo Cirúrgico (divisão imaginária entre a cabeça do úmero e o seu corpo);
- Sulco Intertubercular (sulco profundo que separa os dois tubérculos);

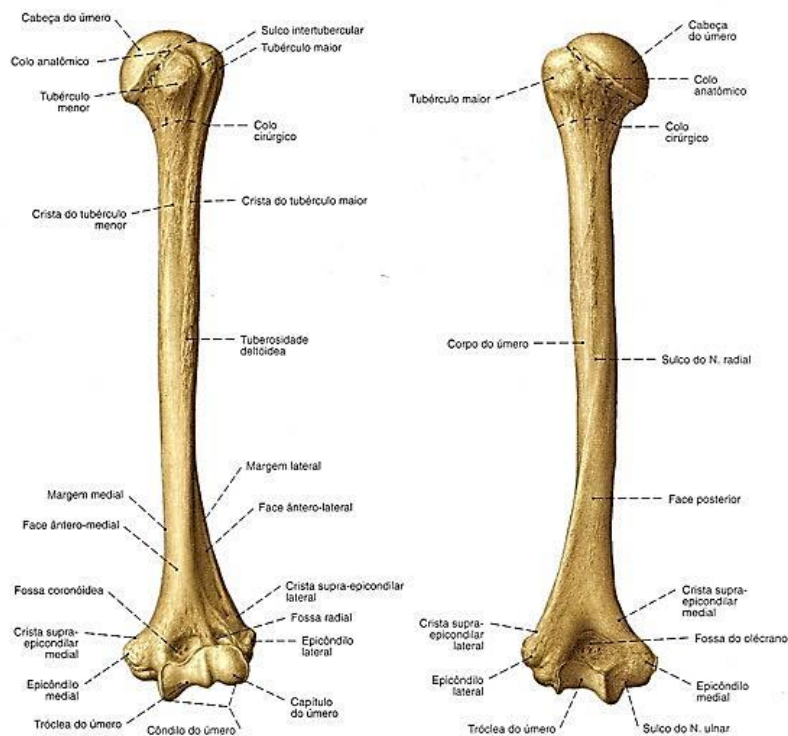


Figura 9 – Vista anterior e posterior do úmero [17]

Epífise Distal:

- Tróclea (onde se dará o contato e articulação com a ulna);
- Capítulo (eminência lisa e arredondada que se articula com o rádio);
- Epicôndilo Medial (que se localiza medialmente à tróclea);
- Epicôndilo Lateral (uma pequena eminência tuberculada localizada lateralmente ao capítulo);
- Fossa Coronóide (uma pequena depressão que recebe o processo coronoide da ulna na flexão do antebraço);
- Fossa Radial (caracterizada por ser uma pequena depressão);
- Fossa do Olecrano (depressão triangular profunda que recebe o olecrano na extensão do antebraço);
- Sulco do Nervo Ulnar (depressão localizada inferiormente ao epicôndilo medial, que irá albergar o nervo ulnar);

Diáfise:

- Tuberosidade Deltóidea (elevação triangular áspera para inserção do músculo deltóide);
- Sulco do Nervo Radial (depressão oblíqua, ampla e rasa);

Existem vários estudos sobre a superfície articular umeral, sendo que estes mostram que a retroversão é extremamente variável, não só entre indivíduos mas também entre os ombros dos próprios indivíduos (direito e esquerdo). A retroversão poderá encontrar-se medida entre os 0° e 55°. Estes estudos também mostram diferenças entre as medições, mais concretamente entre as referências de eixo usadas [25].

O eixo proximal é definido pelo plano da superfície articular, uma linha que conecte o centro de rotação e o ponto central da superfície articular, ou uma linha entre a grande tuberosidade e o ponto central da superfície articular [25].

1.3.2 Articulações no complexo do ombro

As articulações do corpo humano são locais onde dois ou mais ossos se encontram. Normalmente tem a função de permitir mobilidade entre os ossos, embora nos possamos deparar com casos de articulações que permitam movimentos extremamente limitados ou até inexistentes.

Sendo um conjunto de enorme versatilidade e amplitude de movimento é legítimo dizer que o complexo articular do ombro apresenta uma complexidade que apenas uma articulação não poderia oferecer, o que é verdade pois este complexo articular possui cinco articulações, divididas em dois grupos:

- Articulações sinoviais, inserindo-se as articulações acrómioclavicular, esternoclavicular, e a principal delas, a articulação escapula-umeral [26];
- Articulações fisiológicas, as quais fazem parte as articulações escapula-torácica e a subacromial [26].

Destas articulações será dado mais atenção a três articulações, que serão a escapula-umeral, a acrómioclavicular e a escapula-torácica.

De notar que muita da literatura apenas tem em consideração três destas articulações, sendo elas a escapula-umeral, a acrómioclavicular e a esternoclavicular [27]. A perda de características móveis de qualquer uma das articulações presentes neste complexo articular, pode repercutir-se na perda de grande parte da mobilidade de todo o membro superior [20].

Articulação Escapula-umeral

O contacto do movimento entre úmero e escápula, dá-se entre a superfície glenóide da escápula (superfície concava) e a cabeça do úmero (convexa), ou parte dela, devido às limitações impostas por tendões e músculos consequentes da fixação, sendo que o movimento da mesma articulação possuindo três graus de liberdade devido ao formato esférico multiaxial.

Esta articulação é ampliada por um debrum cartilágneo, dotado de líquido sinovial e é fixa por uma cápsula fibrosa e ligamentos (Figura 10).

Encontramo-nos perante a articulação mais móvel e menos estável de todas as articulações do corpo humano. Os movimentos permitidos por esta são a flexão e extensão, adução e abdução, adução e abdução horizontal, rotação interna e rotação externa [26].

A glenóide corresponde a 40% da superfície articular da grande cabeça do úmero e é muito rasa, mas o lábio da glenóide aumenta a superfície e a concavidade glenóide, estabilizando a articulação em conjunto com os ligamentos glenoumerais e os tendões do manguito rotador [21].

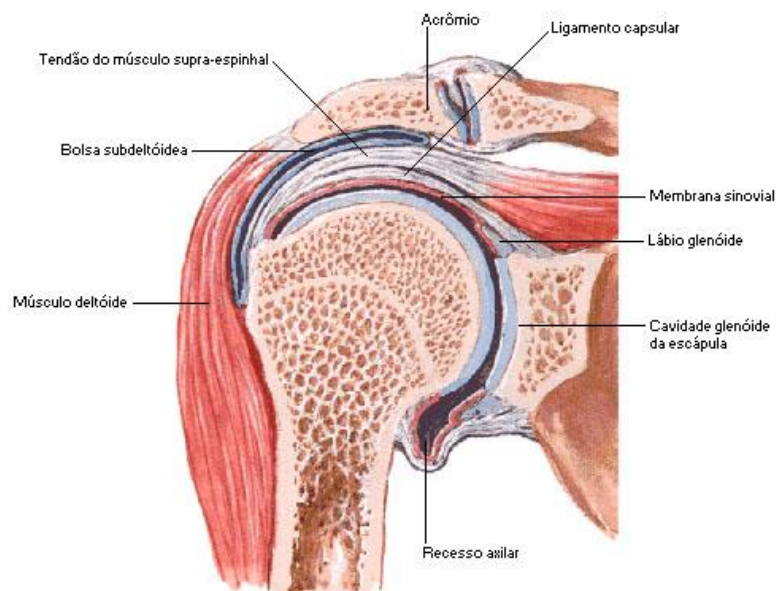


Figura 10 - Corte de alguns elementos do ombro no plano frontal [28]

Acima desta articulação, sedeia a articulação acrómioclavicular, representada também na Figura 10.

A articulação em estudo é formada pelas seguintes estruturas [26]:

- Cápsula articular, envolvente de toda a cavidade glenóide e a cabeça do úmero (desde o colo da glenóide até ao colo do úmero). Por ser extremamente fraca, a capsula contribui para uma ampla mobilidade articular e a enorme instabilidade na articulação.
- Ligamento coracoumeral que fortalece a parte superior da cápsula, que limita a rotação externa abaixo dos 60° de abdução;
- Ligamentos Glenoumerais, robustos que espessam a cápsula articular sobre a parte ventral da articulação. Este grupo de ligamentos é constituído pelos ligamentos glenoumerais superior, médio e inferior. Estes ligamentos formam um “Z” sobre a capsula articular. Cada uma destas porções fica tensa e constitui um limite físico para certos movimentos do úmero, como por exemplo a rotação externa.
- Ligamento Transverso do Úmero que se assemelha a uma lâmina estreita, formada por fibras curtas e transversais que unem o tubérculo maior e menor e também com a função de manter o tendão longo do bíceps braquial no sulco intertubercular;

- Lábio (Labrum) Glenoidal, orla fibrocartilaginosa inserida ao redor da cavidade glenoide. Bastante importante pois estabiliza esta articulação. Tem a agravante de quando danificado (rompido) causar grande instabilidade articular causando o deslocamento anterior ou posterior do úmero (luxação).

A força dos músculos do manguito rotador é o principal elemento para a estabilização glenoumeral dinâmica. Estas fibras musculares encontram-se em grande proximidade da articulação e dos seus tendões, que se fundem à capsula articular. A função primária dos músculos estabilizadores consiste em comprimir a cabeça do úmero contra a cavidade glenoide e neutralizar outras forças no complexo. Além destes músculos é de importante relevância as ações da cabeça longa do bíceps e determinadas porções do deltóide na estabilização da articulação [26].

Ao redor da articulação glenoumeral, estão localizadas as bolsas/bursas subacromiais e subdeltóide. Estas possuem a função de permitir que o tendão do supraespalhal bem como o tendão da cabeça longa do bíceps braquial possam deslizar suavemente debaixo do acrómio. Não obstante, estas estruturas proporcionam nutrientes aos músculos constituintes do manguito rotador [26].

Articulação Acrómioclavicular

Esta articulação sinovial plana é composta pela extremidade distal da clavícula e o contorno interno do acrómio (Figura 12), situado na escápula. Ela permite o movimento da escápula em três direções.

É composta por [28]:

- Cápsula articular, a qual envolve toda a articulação acrómioclavicular;
- Ligamento acrómioclavicular, que é constituído por fibras paralelas que se estendem da extremidade acromial da clavícula até o acrómio;
- Disco articular que geralmente está ausente nesta articulação;
- Ligamento coracoclavicular que tem como função unir a clavícula ao processo coracóide da escápula, sendo este formado por dois ligamentos: ligamento trapezoide e ligamento conóide.

Pode-se ainda identificar outros ligamentos importantes no complexo do ombro, como é o caso dos ligamentos coracoacromial e o ligamento transversal superior. Estes ligamentos também são importantes na estabilização do ombro, nomeadamente o ligamento coracoacromial que tem a forma triangular, que se estende entre o acrómio e o processo coracóide, evitando a saída do úmero da cavidade glenoide e a elevação nos movimentos acima dos 90 graus.

De notar que os movimentos que ocorrem na articulação esternoclavicular são opostos aos movimentos na articulação acrómioclavicular para elevação, depressão, protração e retração. Isto não é válido para a rotação, pois a clavícula gira na mesma direção ao longo de todo o seu comprimento [26].

A articulação esternoclavicular é a articulação presente entre o esterno e a clavícula, na qual os ossos estão separados por um disco intra-articular, que suporta o conjunto resistindo à elevação e deslocamento da extremidade medial da clavícula [20].

Em muitos pacientes, a articulação acrómioclavicular é facilmente palpável, sendo então identificado o processo coracóide que estabelece o ponto de partida para as marcações de algumas operações cirúrgicas [29].

Articulação escápula-torácica

Embora não sendo uma articulação verdadeira, mas sim fisiológica, esta articulação é de extrema importância na integridade da mobilidade deste complexo, consistindo num par de planos fasciais que permitem o movimento entre a escápula e a parede torácica [20]. Esta

articulação contribui de forma decisiva para os movimentos globais do ombro dependendo dele a abdução entre os 120° e os 180° e tem o papel de amplificar os movimentos de extensão e rotação externa e interna [26].

Os músculos da parede posterior do tórax e o músculo infraescapular permitem que a escápula deslize sobre os mesmos e assim se poderá ampliar os movimentos originais de extensão e rotação [20]. É suspensa por músculos que também lhe imprimem movimentos de elevação e deslizamento interno e externo. Exemplos destes músculos são: elevador da escápula, serrátil anterior, trapézio, romboides, entre outros. O movimento da escápula ocorre como consequência de ações nas articulações acrómioclavicular e esternoclavicular [26]. Embora ligada ao tronco por meio destas articulações, é permitida à escápula uma variedade de movimentos. Fazem parte destes movimentos a translação superior (elevação) ou inferior (depressão), movimento lateral (abdução) ou medial (adução). Pode também rodar sobre o eixo ântero-posterior originando o movimento para cima do ângulo lateral. A escápula pode também rodar sobre um eixo vertical, originando o movimento da sua face lateral, que se poderá mover anteriormente (protração) ou posteriormente (retração) [20], movimentos estes representados na Figura 11.

1.3.3 Ligamentos

A clavícula está fixa na escápula pelos ligamentos trapezoide e conoide e pelos ligamentos acrómioclaviculares superiores. Estes ligamentos rompem quando ocorre luxação acrómioclavicular. A cápsula articular junto com os ligamentos glenoumerais superior, médio e inferior estabilizam a articulação do ombro permitindo um grande arco de movimento, sem que esta articulação sofra por luxação. A insuficiência destes ligamentos pode tornar o ombro instável. É importante referir de novo, que a ligação e suspensão do úmero ao tronco, além dos músculos que dão o movimento, são feitas pelos ligamentos. Sendo estes ligamentos uma estrutura de suporte, o rompimento ou danificação dos mesmos é algo a evitar a todo o custo, até porque além desta ação de suspensão, também fazem parte na ação de estabilização do ombro, característica intrínseca a este membro com foi referido anteriormente, limitando os movimentos [15], [17], [20], [26], [28].

A cápsula fixa-se na escápula, ao redor da cavidade glenoidal. Superiormente estende-se até ao processo coracoide e engloba o tendão da cabeça longa do bíceps braquial. Já no úmero esta fixa-se ao redor da cabeça do úmero, formando numerosas pregas, sobretudo na parte inferior, permitindo uma boa amplitude de movimentos durante a flexão e abdução.[19] Esta cápsula é reforçada superior e anteriormente pelos ligamentos coracoumeral e glenoumerais, respetivamente [19].

Já na escápula, estendendo-se do acrómio ao processo coracóide, encontra-se o ligamento coracoacromial, que protege o tendão supraespinal. Porém, quando o úmero é demasiado elevado, este ligamento é friccionado contra esse mesmo tendão, tornando-se paradoxalmente a causa de desgaste do mesmo [19].

A posição que permite o máximo descanso ligamentar, ou posição de descanso ligamentar é aquela na qual o braço se encontra em leve abdução, flexão e rotação medial [19].

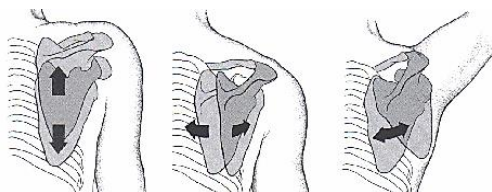


Figura 11 - Movimento da articulação escápula-torácica [30]

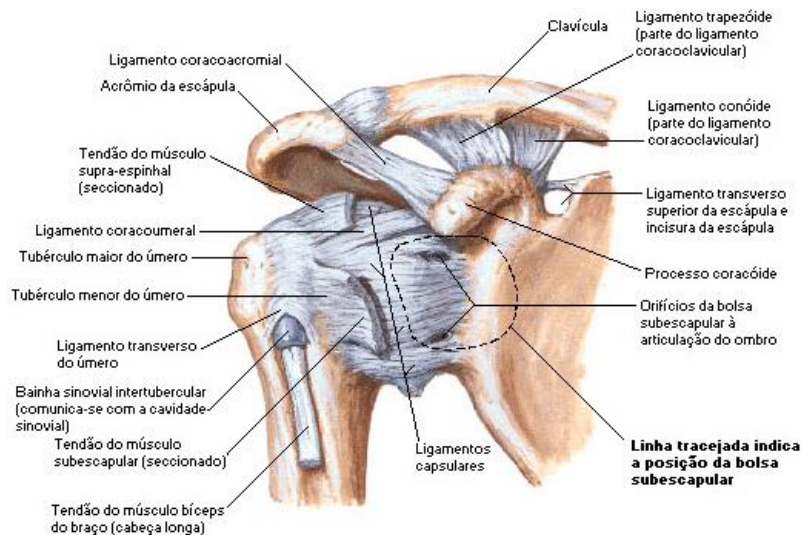


Figura 12 - Vista frontal dos ligamentos do ombro [30]

1.3.4 Músculos

A literatura revela as características musculares dos principais grupos ativos no complexo do ombro que seguidamente são descritos [15], [17], [19], [20], [28].

Músculo peitoral menor

O músculo peitoral menor é um músculo magro triangular, situado na parte superior do peito, por baixo do peitoral maior no corpo humano. Este surge a partir das margens superior e superfícies exteriores da terceira, quarta e quinta costelas, perto de suas cartilagens e das aponeuroses¹ que cobrem os espaços intercostais, como mostrado na imagem seguinte.

As fibras passam superior e lateralmente, convergindo para formar um tendão achatado, que é inserido na margem medial e superfície superior do processo coracóide da escápula. A sua ação é estabilizar a escápula, deslocando-a para baixo e para a frente contra a parede torácica, e elevar as costelas quando a escápula está fixa. Este movimento é necessário para o corpo empurrar para baixo algo, usando os braços.



Figura 13 – Músculo peitoral menor [31]



Figura 14 – Músculo subescapular [31]

¹ As aponeuroses são membranas fibrosas que envolvem os músculos ou grupos musculares. Têm uma cor branco-nacarado, cujo aspeto é bem documentado durante a cirurgia. A sua espessura varia e mesmo finas, são muito resistentes. Funcionam como um invólucro ao redor dos músculos, criando resistência. Aderem à superfície da região do osso ao qual o músculo se prende, funcionando como um tendão com forma achatada. São formadas por tecido conjuntivo denso e têm a característica de, tal como os tendões, serem pouco irrigadas.

Músculo subescapular

O músculo subescapular é um músculo largo e triangular que ocupa a parte posterior da cavidade escapular. Destaca-se do contorno da espinha da omoplata para terminar na pequena tuberosidade do úmero. Tem como ação a adução e rotação interna do braço. Provoca a rotação da cabeça do úmero medialmente (rotação interna). Quando o braço está levantado, move o úmero para frente e para baixo. É uma poderosa defesa da ligação frontal do ombro, prevenindo que a cabeça do úmero não saia do lugar, na articulação úmero-escapular.

O músculo subescapular é inervado pelos nervos subescapular superior e inferior, partes do seguimento posterior do plexo braquial.

Músculo infraespinal e músculo supraespinal

O músculo supraespinal é um músculo relativamente pequeno da face superior dorsal da escápula, que tem seu nome devido à fossa supraespinal da escápula, onde ele se encontra.



Figura 15 – Músculo supraespinal [31]



Figura 16 – Músculo infraespinal [31]

É um dos quatro músculos do manguito rotador. A sua contração leva à abdução do braço, na articulação do ombro. Ele determina, de maneira predominante, a direção do movimento. Está inserido na face superior do tubérculo maior do úmero, sendo enervado pelo nervo supraescapular. O músculo supraespinhal também ajuda a estabilizar a articulação do ombro ao manter a cabeça do úmero firmemente próxima à cavidade glenoide da escápula.

O músculo infraespinhal é um músculo grosso e triangular da região posterior do ombro. Destaca-se da fossa infraespinosa da omoplata e termina na cabeça do úmero, como se vê na Figura 16. Tem como ação a rotação do úmero, sendo o causador da rotação lateral da articulação glenoumeral e um adutor do braço.

O infraespinhal faz a rotação da cabeça do úmero "para fora", (lateralmente), embora também ajude na movimentação do braço para trás.

Músculos Romboides Maior e Menor

O músculo romboide menor, de uma maneira geral, tem uma diferenciação imprecisa do músculo romboide maior, devido ao facto de se situarem extremamente perto um do outro. Não obstante, as suas fibras podem por vezes acabar fundidas. Está situado no mesmo plano, porém superior ao músculo romboide maior. Tem origem nas vertebrae C7 a T1 e inserem-se na borda medial da escápula.

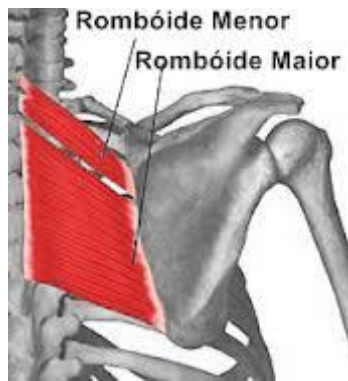


Figura 17 – Vista que mostra a diferenciação dos músculos romboide maior e menor [32]

O músculo romboide maior é plano e quadrangular (Figura 17). Está situado na parte superior do dorso, entre as escápulas e é recoberto pelo trapézio. Advém das vertebbras T2 a T5 encontrando o contorno medial da escápula.

Ambos são inervados pelo nervo dorsal da escápula tendo como finalidade a adução e levantamento da escápula.

Músculo serrátil anterior

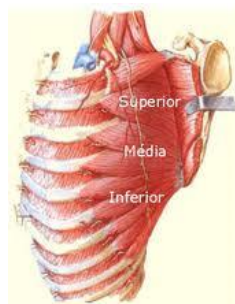


Figura 18 – Vista esquemática do músculo serrátil [31]

O serrátil anterior é um músculo que tem origem na superfície da segunda à nona costela do lado do peito e insere-se ao longo de todo o comprimento da borda anterior medial da escápula entre os ângulos superiores e inferiores, sendo dividido em três partes dependendo dos seus pontos de inserções:

- Serrátil anterior superior (inserido perto do ângulo superior);
- Serrátil anterior intermediário (inserido ao longo da borda medial);
- Serrátil anterior inferior (inserido perto do ângulo inferior).

O serrátil anterior possui grande importância na protração da escápula, ou seja, empurrar a escápula para frente e em volta da caixa torácica além de ter a função de ajudar a estabilizar a escápula, auxiliando também na rotação da escápula para cima.

Músculo redondo maior e músculo redondo menor

O músculo redondo maior é um músculo espesso da extremidade superior. A sua inserção tendinosa, localizada inferiormente ao tendão do músculo latíssimo do dorso, (Figura 19) do qual está separado por uma bolsa sinovial. Embora separados, ambos os tendões possuem uma pequena porção dos mesmos unidos até à sua inserção.

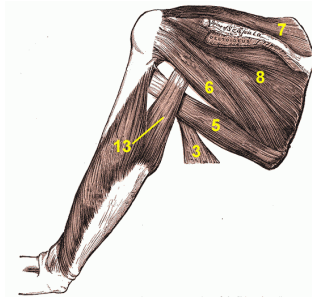


Figura 19 – Representação de alguns dos músculos situados na região do ombro[33]:

- 3 – Músculo latíssimo do dorso
- 5 – Músculo redondo maior
- 6 - Músculo redondo menor
- 7 – Músculo supraespinal
- 8 – Músculo infraespinal
- 13 – Cabeça longa do músculo tríceps braquial

Tem origem na área oval da face superficial do ângulo inferior da escápula, sendo inserido no lábio medial do sulco intertubercular do úmero, por meio de um tendão largo.

O redondo maior ajuda o músculo latíssimo do dorso na adução do braço, assim como auxilia a rotação medial.



Figura 20 – Músculo redondo maior [31]



Figura 21 – Músculo redondo menor [31]

O músculo redondo menor é um músculo estreito e alongado do manguito rotador, nascendo na área oval da face superficial do ângulo inferior da escápula. O tendão deste músculo passa através da parte posterior da cápsula da articulação do ombro e está ligado a ela. A rotação lateral dos braços e a adução dos mesmos são funções nas quais este músculo participa, ajudando também na estabilização do úmero.

Ambos se separam em septos fibrosos que por sua vez, os separam do músculo infraespinal.

Músculo elevador da escápula

Estamos perante um músculo cilíndrico alargado que se situa na região lateral e posterior do pescoço, estando recoberto pelo músculo trapézio. Os Tubérculos posteriores dos processos transversos das quatro primeiras vértebras cervicais ligam-se à margem antero-medial da escápula, entre o ângulo superior e a espinha da escápula por meio deste músculo, que é enervado pelo nervo dorsal da escápula. Eleva o ângulo superior da escápula e quanto esta está fixa, puxa o pescoço lateralmente.



Figura 22 – Representação do músculo elevador da escápula [32]



Figura 23 – Músculo bicípите braquial [32]

Bicípите braquial

Músculo de forma cilíndrica e fusiforme. É formado por duas cabeças (uma cabeça longa que se origina no tubérculo supraglenoidal da escápula e possui um tendão de origem maior e mais fino; outra curta, que se origina no processo coracóide da escápula e se localiza medialmente a cabeça longa). As duas cabeças têm origem num único tendão de inserção. Sendo assim, este músculo parte de dois locais distintos (tubérculo supraglenoidal da escápula e processo coracóide da escápula) para se unir com a tuberosidade do rádio. Tem como enervação o nervo musculocutâneo.

Estamos perante um músculo que participa em bastantes movimentações do braço e antebraço, nomeadamente abdução, rotação medial e anteversão do braço; adução, flexão e supinação do antebraço.

O termo “biceps brachii” é uma frase em latim que significa “duas cabeças de um braço”, em referência ao facto de este músculo consistir em duas estruturas com um ponto de inserção comum próximo ao cotovelo. O bíceps braquial é um dos músculos mais conhecidos do corpo, já que ele aparece superficialmente e frequentemente está bem definido mesmo em pessoas que não são atletas ou praticam qualquer tipo de atividade física.

Músculo coracobraquial

O Coracobraquial é plano e relativamente curto. Está recoberto pelo músculo peitoral maior na região axilar anterior e cruza posteriormente o bíceps braquial ao caminhar para o úmero. Tendo origem no processo coracóide da escápula, insere-se no úmero, na parte distal da crista do tubérculo maior. Tal como o bíceps braquial, é enervado pelo nervo musculocutâneo, no entanto tem a particularidade de ser perfurado por este nervo. Participa na rotação medial, adução e anteversão do braço e é o menor dos três músculos se fixam no processo coracóide da escápula.

Músculo peitoral maior

É um músculo espesso, triangular e plano que recobre a região ântero-superior do tórax. Possui origem ampla e inserção única no úmero, adotando assim uma forma de leque. Esta ampla origem deve-se ao facto de ele partir de varias estruturas, tais como a clavícula, manúbrio e corpo do esterno, cartilagens costais da 2ª a 6ª e bainha do músculo reto abdominal (representado na Figura 26), inserindo-se unicamente na crista do tubérculo maior do úmero. Nervos peitorais mediais e laterais servem este músculo como enervação, permitindo assim ações como rotação medial, flexão e adução do braço.

O músculo peitoral (Figura 25) maior é um músculo localizado no tórax. Apresenta três inserções proximais, nas cartilagens costais, no esterno e na clavícula. As inserções nas

costelas e esterno formam a cabeça esternocostal. A inserção na clavícula forma a cabeça clavicular. A inserção distal dá-se no lábio lateral do sulco intertubercular do úmero. As suas ações principais são a rotação medial e adução do braço, mas também estão envolvidos na flexão e extensão deste membro. A sua inervação faz-se, essencialmente, pelos nervos peitorais lateral e medial, provenientes de fascículos do plexo braquial.



Figura 24 – Músculo coracobraquial [31]



Figura 25 - Vista frontal do músculo peitoral maior [31]

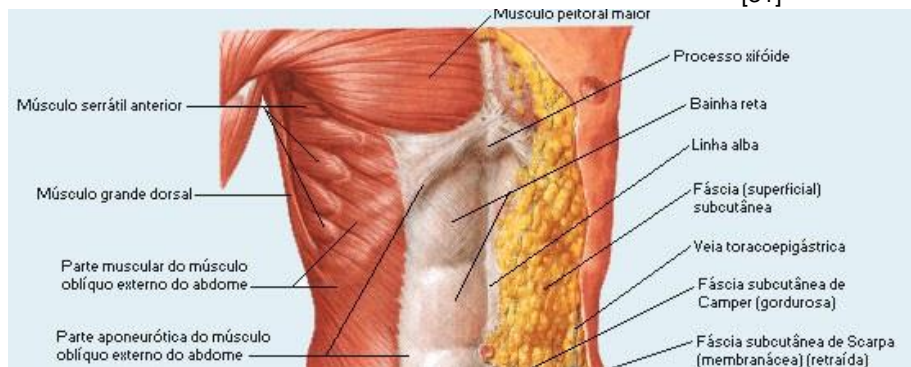


Figura 26 – Vista frontal de algumas estruturas da anatomia do corpo humano para localização do músculo reto abdominal [34]

Músculo deltóide

O deltóide (Figura 27) é um músculo volumoso e em forma de triângulo, que cobre a cintura escapulo-umeral e a estrutura do ombro. Apresenta um formato triangular, semelhante ao delta do alfabeto grego, advindo daí o seu nome. Situado na região da espádua, constitui-se como o seu músculo mais volumoso, estando localizado próximo da zona superficial, logo abaixo da pele, modelando o formato arredondado do ombro. Tem um formato côncavo, estando a face convexa voltada para o exterior.

Neste músculo podem-se distinguir três partes, devido aos diferentes pontos de inserção e de fixação dos feixes que o formam: clavicular (de onde saem as fibras musculares anteriores), acromial (origem das fibras musculares externas) e escapular (fixação das fibras musculares posteriores). Na clavícula, insere-se na metade externa do lábio inferior do contorno anterior, enquanto que na escápula se fixa ao longo do lábio inferior da espinha. Os vários feixes unem-se num tendão que se fixa um pouco acima da zona média do úmero, na zona da impressão rugosa deltóide.

O tendão de inserção no úmero, na região proximal deste, apresenta-se dividido em cinco bandas, que se unem às fibras provenientes dos diversos pontos de fixação do músculo. O deltóide é enervado por um ramo do plexo braquial, o nervo axilar ou circunflexo.

A ação deste músculo permite a elevação lateral do braço, até aos 90 graus. Com fixação também no úmero e na escápula, existem outros quatro músculos que vão, em

conjugação com o deltóide, permitir o movimento para a frente e para trás do braço: supraespinal, infraespinal, redondo maior e redondo menor. Os feixes anteriores do deltóide permitem o movimento frontal do úmero e os posteriores a movimentação oposta, para trás.

O deltóide está dividido em 3 partes, sendo elas a anterior (cabeça clavicular), médio (cabeça acromial) e posterior (cabeça da espinha da escápula posterior).[35]



Figura 27 – Vista anterior e posterior do corpo humano para visualização do músculo deltóide [36]



Figura 28 – Localização do músculo subclávio [31]

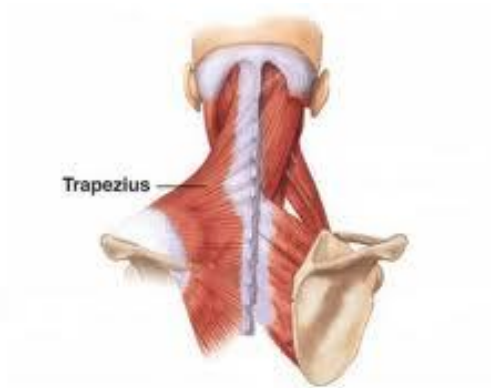


Figura 29 – Vista anterior do músculo trapézio [37]

Músculo subclávio

O músculo subclávio é um músculo estreito e cilíndrico. Está situado entre a clavícula e a 1ª costela, como mostra a Figura 28. Partindo da 1ª costela, liga-se à extremidade acromial da clavícula, sendo enervado pelo nervo subclávio. Ajuda na estabilização e movimento descendente da clavícula.

Músculo trapézio

É um músculo amplo, plano e triangular. É chamado em latim por “trapezius”, recebendo este nome por causa do seu formato. Estende-se desde o osso occipital até a 12ª vértebra torácica (representada na Figura 29) revestindo, desta forma, a parte posterior do pescoço, superior e dorsal dos ombros e parte superior do dorso. Partindo então dos processos espinhosos da C4 a C7 e de T1 a T12 chega ao terço externo da borda posterior da clavícula,

acrômio e borda interna da espinha da escápula onde se insere. A inervação é feita pelo nervo acessório. Este músculo possui a capacidade de elevação e adução da escápula.

É o músculo mais superficial de todos os presentes na região posterior do tronco e do pescoço. Divide-se em Trapézio Superior, Médio e Inferior, tendo cada um deles a sua origem, inserção e movimentos específicos:

- Trapézio Superior: tem origem no occipital e nas primeiras vértebras cervicais. Insere-se no contorno posterior da clavícula e o faz a elevação dos ombros.
- Trapézio Médio: tem origem nas apófises espinhosas da 7ª vértebra cervical e das primeiras dorsais, inserindo-se no contorno interno do acrômio e no contorno posterior da espinha da omoplata. Faz adução da omoplata e retração do ombro.
- Trapézio Inferior: tem origem nas apófises espinhosas das últimas vértebras dorsais e a inserção na extremidade interna da espinha da omoplata. Faz a adução e depressão da escápula.

Coifa dos rotadores

A Coifa dos Rotadores ou manguito rotador, é um conjunto de quatro músculos, sendo eles o supraespal, o infraespal, o redondo menor e o músculo subescapular.

Estes músculos que apresentam menores dimensões quando comparados com outros músculos do complexo (peitoral maior e deltóide), desempenham um papel fundamental nos movimentos do ombro funcionando como uma convergência de tendões, em redor da cabeça do úmero ao unirem-se com a cápsula articular da articulação glenoumeral.

Este conjunto de músculos apresenta como principais funções a centralização e baixamento da cabeça umeral e estabilização da articulação glenoumeral, além de ajudarem em alguns dos movimentos do ombro.

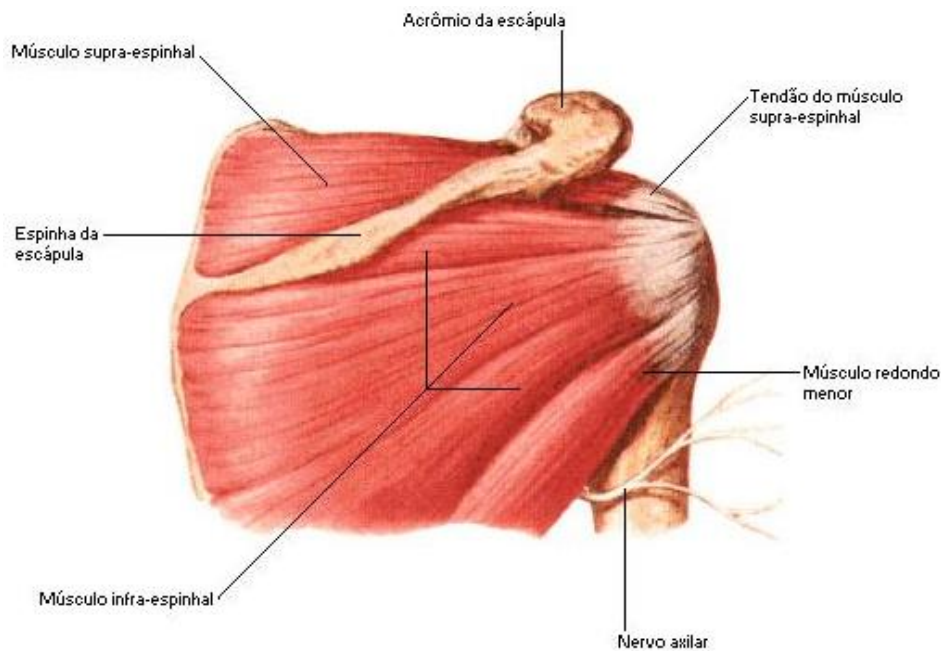


Figura 30 – Músculos constituintes da coifa dos rotadores [31]

1.3.5 Origens e inserções musculares

Como visto até agora, todas as características relativas ao movimento deste complexo provêm de várias articulações bem como de vários músculos. A Figura 31 e Figura 32 mostram a vista posterior e anterior desta região com as origens e inserções musculares presentes.

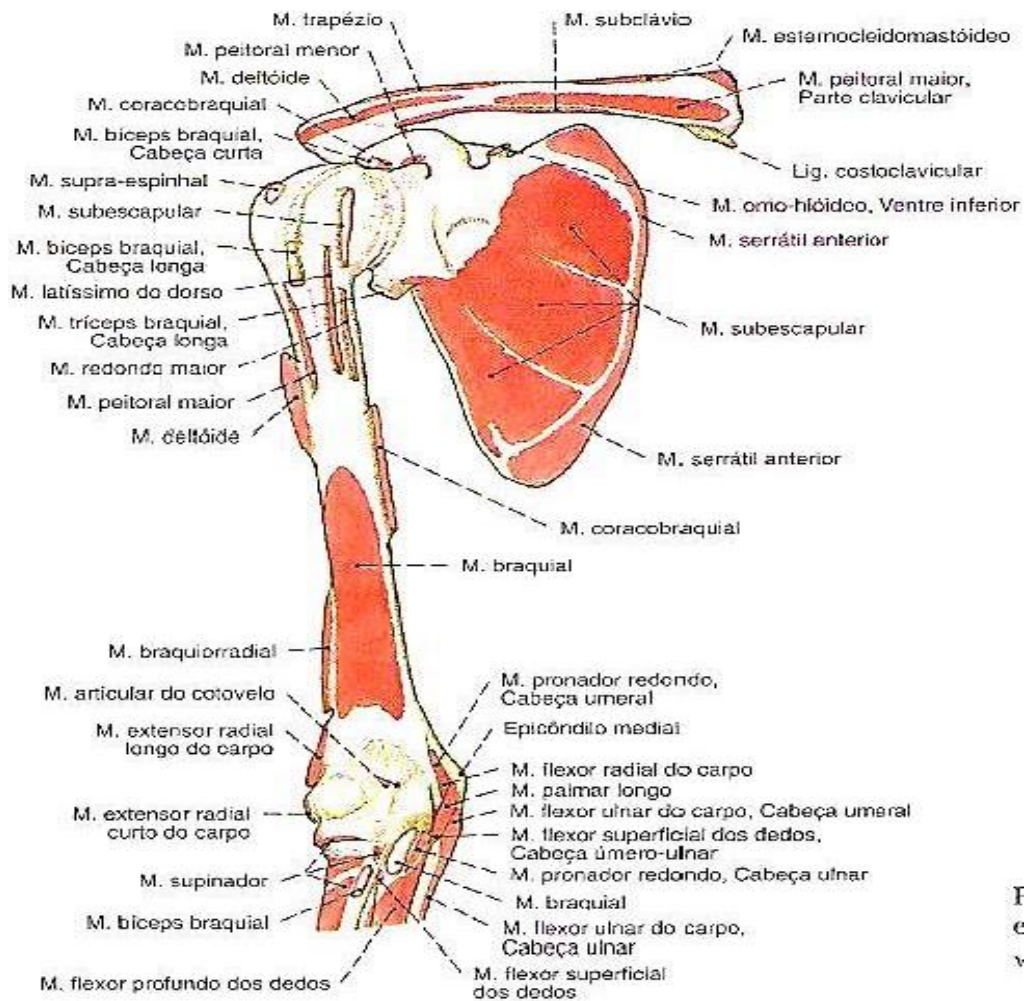


Figura 31 - Origens e inserções musculares na clavícula, escápula, úmero. Vista anterior [17]

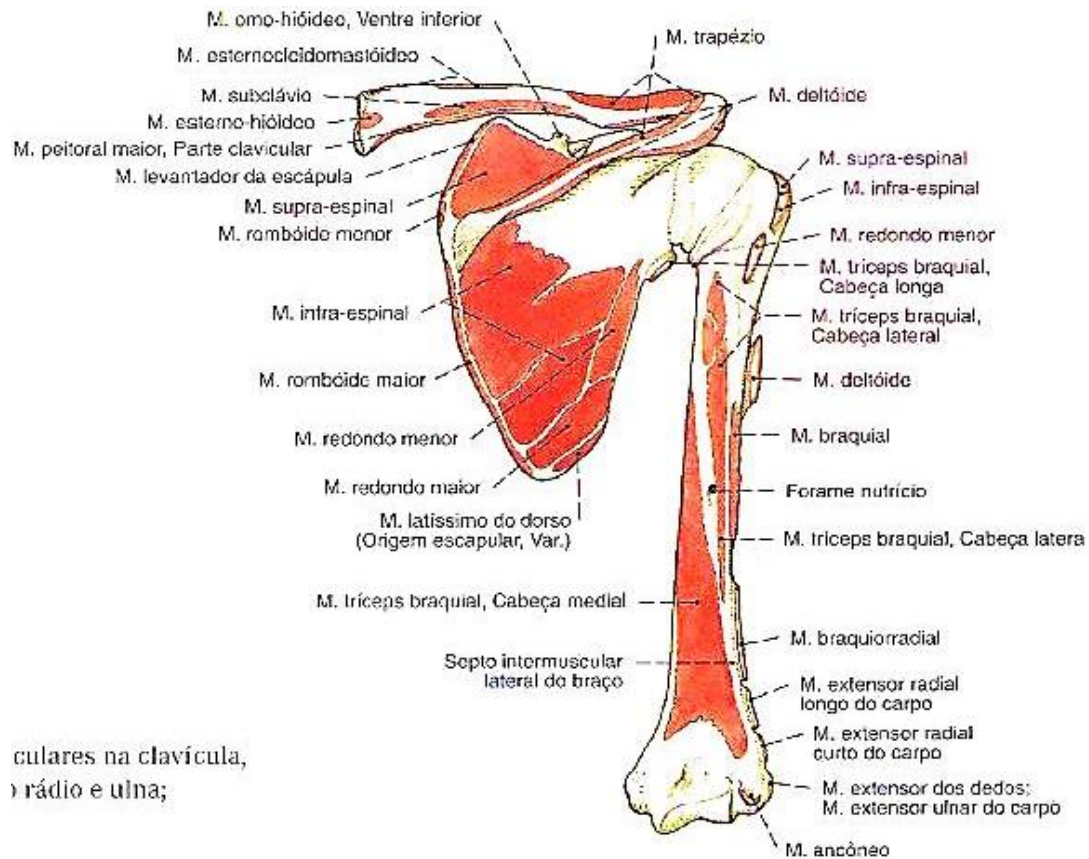


Figura 32 – Origens e inserções musculares na clavícula, escápula, úmero. Vista posterior [17]

1.4 Modelos Biomecânicos do Ombro – Forças de contacto e musculares

O ombro representa uma estrutura biomecânica extremamente complexa, consistindo em três ossos, mas mais de duas dezenas de músculos bem como um conjunto surpreendente de ligamentos, que permitem a sua estabilização.

As forças de contacto da articulação do ombro já têm sido calculadas tanto no plano a 2D como a 3D, usando o recurso a modelos músculo-esqueléticos [38] revelando uma dificuldade acentuada em prever as forças internas individuais. Nas últimas décadas vários modelos foram desenvolvidos, destacando-se o modelo sueco [38], o modelo *SIMM* [39], o *Newcastle shoulder model* [40] e o *Delft Shoulder and Elbow Model* (DSEM) [41]. Este último foi utilizado em 1998, por Van der Helm [42] para estudar a deficiência na coifa dos rotadores no movimento de abdução, e comparado com o uso da prótese invertida.

Os avanços permitiram efetuar medições *ex vivo*, principalmente na replicação de movimentos complexos. No entanto, os resultados obtidos possuem altas taxas de variação, devido à complexidade estrutural desta articulação [43]. Referente aos movimentos executados por este complexo articular, o movimento de abdução é o movimento que possui as maiores tensões principais, sendo estas obtidas quando atinge os 90 graus de abdução [44], [45].

Referente à prótese invertida, os movimentos de abdução e flexão do braço são de extrema importância, visto que esta prótese se destina a pacientes com a coifa dos rotadores deficiente e que muitas vezes só possuem o músculo deltóide em bom estado (o suficiente) para os movimentos de elevação do braço.

Os primeiros estudos [46] tinham como objetivo calcular as forças segundo o plano escapular no movimento de abdução, sendo então a força decomposta em dois componentes

(compressão e corte), tendo como resultados um aumento linear até aos 90 graus de abdução (0,89 % do peso corporal), decrescendo então até atingir os 150 graus de abdução (0,4 % do peso corporal). Outro estudo publicado nesse ano [47], semelhante ao anterior, revela uma força de 420 N a 90 graus de abdução sem carga externa, passando a apresentar uma força de contacto glenoumeral de 2070N com a adição de um peso exterior de 11kg.

A literatura revela alguns avanços, no que refere a medições das forças existentes no complexo articular do ombro, destacando-se Bergmann [48], com os estudos em que participou. A primeira pesquisa na qual mediu as forças “in vivo” data do ano de 2007 [48], sendo que os seus resultados diferiam com os modelos matemáticos usados até então.

Em alguns dos seus estudos, foi utilizada uma prótese instrumentada para medir as forças de contacto entre esta e a zona glenoide, bem como os momentos de forças presentes. Esta prótese, modificada a partir da *Biomodular shoulder implant* (Biomet Deutschland GmbH), permite efetuar as medições e enviar os dados para uma interface computacional através de uma antena incorporada na própria prótese. [43] Estes estudos revelam uma variedade de força de contacto entre a prótese e a glenoide que se compreende entre um intervalo de 36 a 128 % de peso corporal, apresentado na Tabela 1.

Tabela 1 – Relação do peso corporal e forças de contacto presentes no movimento de abdução a um ângulo de 90 graus, com o braço esticado, sem adição de peso exterior

Referência	Peso do paciente (N)	Força a 90 graus (N)	BW%
S1R_210206_1_42	1010	846,79	83,84
S2R_150506_1_122	850	583,32	68,63
S2R_150506_1_123	850	522,56	61,48
S2R_150506_1_124	850	556,15	65,43
S2R_150506_1_125	850	567,02	66,71
S2R_040408_1_2	910	453,2	49,80
S2R_040408_1_11	910	583,48	64,12
S3L_190308_1_48	706,3	904,48	128,06
S3L_190308_1_55	706,3	759,17	107,49
S4R_140207_1_68	500	540,71	108,14
S4R_140207_1_69	500	545,2	109,04
S4R_140207_1_70	500	622	124,40
S5R_131108_1_39	1030	508,8	49,40
S5R_131108_1_40	1030	455,9	44,26
S5R_131108_1_41	1030	373,66	36,28
S8R_161208_1_16	830	767,26	92,44
S8R_161208_1_17	830	739,55	89,10

Com a análise dos estudos de Bergmann [48], ficou demonstrado uma grande variedade quer no peso corporal do sujeito estudado, quer nas forças presentes no contacto prótese-superfície glenoumeral e as relações entre peso corporal e forças de contacto. Também é notório a diferença entre as forças presentes quando o movimento de abdução é feito de forma lenta ou de uma forma rápida, sendo as forças de contacto visivelmente menores na segunda opção.

Outros métodos referem um intervalo de força de reação compreendido entre 50% e 90% do peso corporal para o mesmo movimento a 90 graus [49] sem cargas externas.

As variações presentes nos estudos, ocorrem principalmente através das simplificações necessárias para o estudo desta complexa estrutura do ombro, devendo-se ao elevado número de músculos e tendões [43].

2. Prótese do ombro invertida (POI)

2.1 Resenha histórica

Charles Neer [7] foi o pioneiro na procura de uma solução para próteses do ombro para artropatias glenoumerais com severos estragos na coifa dos rotadores. O seu trabalho encorajou outros, que também procuravam a resolução deste problema. Destaca-se Paul Grammont, que revolucionou esta temática com a alteração dos princípios aplicados às próteses inversas do ombro até à altura.

A proposta estudada com a artroplastia invertida total do ombro (AITO), tem um papel estabelecido no tratamento de lesões degenerativas ou traumáticas do ombro, bem como casos de insuficiência dos tecidos moles constituintes do complexo articular, em particular o manguito rotador, de extrema importância para a estabilização do complexo [7], [50].

Desenhada inicialmente como solução para a artroplastia do ombro com rotura extensa da coifa dos rotadores, a sua utilização já se alargou à patologia glenoumeral avançada de origem reumática, traumática ou osteocrômica com rotura irreparável da coifa dos rotadores [6], [51] sendo também considerada um bom tratamento para fraturas umerais proximais [52].

Charles Neer [53] não encontrou respostas capazes de solucionar o problema de deficiência estrutural, fragilidade ou ausência das estruturas peri-articulares. Foram testados implantes limitados e semi-limitados dos quais fizeram parte implantes com forma anatómica natural e invertida [54]. No entanto todos revelaram resultados pouco promissores concluindo em falha do implante com estrangimentos excessivos causando perda do componente glenoidal, bem como fracos resultados funcionais [54].

Paul Grammont [7] reformula o problema existente em 1985. Alterando a biomecânica e baixando o centro de rotação da POI, cria uma nova filosofia para esta temática. Grammont foi capaz de desenhar/projetar um implante bem-sucedido e criar os princípios conhecidos como regra de ouro para o tratamento de artroplastia degenerativa do ombro associada à situação do manguito rotador [7], [55], entre outras patologias [6], [55]. O princípio da prótese invertida é que a cabeça que forma a parte esférica da prótese é fixa à glenoide e o par recetor, no qual esta se articula, é fixo no local da cabeça do úmero (que é substituído pela prótese).

Desde esta data (1985) numerosas modificações foram feitas aos implantes invertidos do ombro, existindo agora em grandes quantidades. Estas inovações, que abrangem rigorosos estudos da anatomia do ombro, partem inicialmente da Europa, em França e incorporados na *Tornier Aequalis prothesis* (Tornier, St. Ismeir, França) [25]. Com este conhecimento os países vizinhos também avançam com a criação de novos designs, ficando associada uma explosão no conhecimento e criação de implantes aos anos 90 [7].

A incompetência da coifa dos rotadores e perda de pressão e líquido sinovial promove a instabilidade mecânica no complexo articular do ombro [6]. Esta instabilidade conduz à migração superior da cabeça umeral e *impingment* nas estruturas acrómioclaviculares [6], mas também ocorrem alterações nutricionais e bioquímicas na superfície glenoumeral, revelando-se a atrofia cartilaginosa e colapso do osso subcondral [6].

No momento atual, a reabilitação dos doentes deve ter em conta as particularidades características das cirurgias da POI [6]:

- Desenho dos componentes protésicos
- Alterações biomecânicas
- Diferentes técnicas cirúrgicas utilizadas.

2.1.1 História da evolução da prótese do ombro invertida

Em 1893 foi realizada a primeira artroplastia [54]. Consistiu na inserção de um implante desenhado pelo cirurgião Jules-Émile Péan com materiais como platina, couro (ambos pertenciam à haste umeral) e borracha coberta por parafina (cabeça do implante). Destinava-se a tratar um caso de tuberculose, mas os resultados foram díspares revelando-se razoável na parte funcional mas com tempo de vida curto (retirada dois anos mais tarde sendo causa de infeções).

No meio século seguinte não está referenciada nenhuma tentativa de trabalho com a prótese de ombro, até que surge Charles Neer [7], que realizou o tratamento do primeiro caso de fratura da cabeça do úmero com uma prótese umeral não-limitada. Era caracterizada por ser uma reprodução natural da cabeça umeral com o material vitallium (liga com 60% de cobalto, 20% de crómio e 5% de molibdénio), num único bloco (*Neer 1*). Os indicadores do uso de artroplastia do ombro são mais visíveis nos seguintes anos com ênfase entre 1950/1970.

Como resultado de alguns dos tecidos moles estarem danificados, fragilizados ou não existirem, eram precisas novas respostas, pois as existentes não eram suficientemente adequadas e especializadas para estes casos [6], [7]. Estes pequenos problemas na coifa do rotador, possuem grandes repercussões quando se tem uma prótese umeral, tais como migração da prótese com impacto da parte superior da mesma [6] (e consequente desgaste e libertação de partículas com tamanho considerável devido à frequente subluxação superior causada pelas elevadas forças de corte sobre a superfície glenoide [6]), perda da glenoide ou uma parte funcional extremamente fraca [7]. Para contornar os problemas apresentados pelo estado da coifa, Neer desenhou várias próteses umerais, com o intuito de criar um resultado que elevasse a estabilidade do implante, descurando a limitação dos seus componentes.

A modelação da glenoide no acetábulo foi usada na prótese *Neer Mark II*² [53], *English MacNab* e *DANA*. [7]. No entanto, estes implantes sofriam de tempo de vida curto por perda da componente glenoide em médio ou curto tempo, tornando-as frágeis e conduzindo ao seu abandono. Noutras tentativas (novas), tentou-se imitar a natureza desta articulação, sendo implantado na glenoide o recetor (parte concava da prótese) e na cabeça do úmero a parte esferoide, com centro de rotação fixo e com ponto de apoio (fulcro) também fixo. Neste caso específico, os componentes da prótese eram totalmente fixos. As próteses iniciais deste tipo revelaram-se inapropriadas em casos de artropatia do ombro com lesões do manguito irreparáveis [7] mas com esta restrição nascem os princípios da artroplastia inversa do ombro.

2.1.2 A artroplastia do ombro e evolução protética

A artroplastia do ombro começou em 1970 com a prótese intitulada *Mark I* [56]. A ideia de prótese invertida nasce pela dificuldade de implantar um componente glenoide suficientemente grande para estabilizar a prótese e prevenir a sua migração. Esta dificuldade era específica em casos com uma área glenoide de pequena dimensão e um osso de suporte inadequado e o tamanho do componente glenoide não permitia a sua ligação com o manguito ou o que restava dele já que Neer sentia que a reconstrução à volta da prótese era muito importante. Esta filosofia precedeu o conceito de Grammont, que tinha como princípio a substituição do manguito rotador pelo deltóide, pois este era o único músculo intacto que poderia fazer a elevação do ombro.

O problema do tamanho do componente glenoide leva Neer a criar a *Mark II*. Esta é constituída por três elementos protésicos, cuja glenosfera de menor diâmetro permitia uma

² A *Neer Mark II* era uma estrutura não-modular [18]. Possuía poucos tamanhos de haste bem como duas espessuras para a cabeça, sendo que estas eram baseadas na curvatura de valor de 1-in (25,4mm) com a base da cabeça umeral inclinada em 50 graus relativamente ao eixo da haste umeral [7].

melhor reconstrução peri-protética. No entanto, o seu pequeno raio de curvatura de esfera limitava a sua funcionalidade ao aumentar as limitações de movimentos [7].

Foi então desenvolvida a *Mark III* (também por Neer). Esta possuía uma glenosfera ainda mais pequena e foi também introduzida uma permissão de rotação axial entre a haste umeral e a diáfise para vencer a limitação de movimentos permitida pela *Mark II* mas Neer acaba por abandonar as próteses limitadas (1974), concluindo que as limitações impostas não eliminavam a necessidade do manguito rotador, particularmente o supraespinatos [7].

Em 1972 surgiram as próteses invertidas, que permanecem experimentais, com a particularidade de manter o centro de rotação da anatomia natural [57]. Surge também a *Gerard Lannelongue Prothesis*, usada em 22 casos específicos pois incluíam a reconstrução após remoção de tumor, revisão cirúrgica e reconstrução pós-traumática. Estes 22 casos tiveram um enorme número de complicações, incluindo três deslocações, quatro implantes partidos e dois casos de infeções (não sendo estas atribuídas apenas ao desenho/design da prótese).

Conservar o centro de rotação da anatomia natural foi o mal da primeira geração das POI, conduzindo a horrendas falhas, particularmente o efeito de loosening na glenoide [12].

Um ano depois, surge o implante limitado Kolbel [7] e o implante Kessel. O primeiro foi especificamente desenhado para ser usado depois da reconstrução do osso após tratamento tumoral. Foram estudados 6 casos de tratamento de tumor maligno no úmero, na zona glenoidal ou em ambos, sendo o implante glenoide fixo com um parafuso central e duas placas com parafusos que as ligavam diretamente ao processo coracoide e/ou à espinha escapular. Já o segundo era fixo à glenoide por um parafuso central, extremamente largo, lateralmente. A mobilidade teórica, não foi demonstrada clinicamente. Em 23 casos estudados, 17 pacientes foram seguidos por 87 meses, nos quais demonstravam flexão entre os 90 e 105 graus, rotação lateral entre 20 e 45 graus e nenhuma melhora relativa à adução. Teoricamente, esta prótese permitiria elevação anterior de 180 graus, apenas 90 graus de abdução mas um bom funcionamento no ponto de vista de necessidades essenciais do dia-a-dia. Também foram encontrados nos pacientes linhas radiolucidas na zona adjacente ao parafuso glenoide (casos com 1 ano), confirmado seis anos depois por Wretenberg [58], com os mesmos pacientes.

Surgem também as próteses Bayley-Walker, que são uma modificação da Kessel e cujo parafuso central passa a ser revestido com hidroxapatite [7]. Ahir [59] avaliou esta prótese num paciente que sofreu uma amputação, consequência de um sarcoma. Ele acreditou que a prótese Kessel seria melhorada, caso o centro de rotação fosse reduzido e medializado. Esta prótese teve relativo sucesso quando comparada com a anterior pois em 81 pacientes (sem tumor) e 43 casos de tumores malignos desde 1994, com 5 anos de seguimento não foi notado qualquer caso de loosening.

Em 1975 surge a prótese Jefferson de Fenlin [60], que acredita na necessidade de uma glenosfera de grande diâmetro pois acreditava que com uma glenosfera larga, o músculo deltóide iria compensar a ausência do manguito rotador. Esta glenosfera era tão larga que para reduzir o peso do implante (peso total) este teve de ser produzido em polietileno, com o recetor umeral em metal. Fenlin acabou por concluir que o seu uso ideal seria em casos de artropatia do manguito rotador. Num artigo publicado "à posteriori", no ano de 1985, enumera um número de falhas devido ao loosening, fratura mecânica e instabilidade.

Em 1978, aparecia a Buechel-Pappas-DePalma [47], muito similar à *Mark III*, com uma pequena glenosfera que articulava com uma parte móvel intermédia. Este elemento intercalar ligava então a glenosfera à cabeça umeral. De notar que não estamos perante uma prótese estritamente reversa, mas uma modificação da mesma. Surge também a trispherical prothesis de Gristina que segue o mesmo princípio, possuindo duas articulações. [7]

Entre a década de 70 a 80 foram desenvolvidos vários modelos mas a grande maioria nunca foi além da fase experimental [6]. Todas as próteses descritas foram abandonadas devido às suas falhas ou sujeitas a melhoria, não mostrando ser uma solução aceitável para o tratamento do manguito rotador. [7] Até esta altura, a hemiartroplastia tornou-se a opção cirúrgica recomendada, mas com muita inconsistência quanto ao resultado da dor e sucesso

limitado. As próteses limitadas e semi-limitadas foram adotadas como solução para a artrose avançada do ombro com presença de deficiência da coifa

Em 1985 a “Era de Grammont” nasce com um conceito revolucionário, tanto a nível biomecânico (medialização) como ao nível da redução do centro de rotação. Para Grammont, o sucesso do seu design é unicamente baseado no trabalho do músculo deltóide e a força que este pode exercer. A medialização do centro de rotação em 10 mm aumentou o momento do membro superior em 20%, enquanto que a redução do centro de rotação em 10 mm aumentou o momento do braço em 30% com a consequência de reduzir o impacto superior, representado na Figura 33.

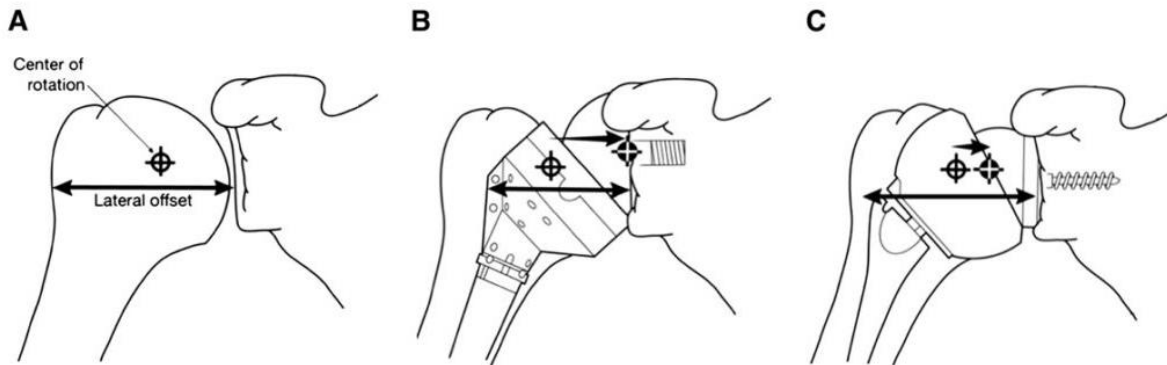


Figura 33 – Alterações no complexo articular do ombro:

- A) Desenho anatómico retratando o centro de rotação, assinalado pelo marcador e o deslocamento lateral (*offset lateral*).
- B) Desenho esquemático da prótese Delta III implantada no ombro, demonstrando como esta causa a medialização no centro de rotação bem como o deslocamento lateral em relação ao ombro nativo em larga escala.
- C) Desenho da POI implantada no ombro, demonstrando como a prótese causa a medialização do centro de rotação e um deslocamento lateral, mas em menor quantidade quando comparado com a DELTA III.



Figura 34 – Componentes da Prótese Delta III: metaglenoide, glenosfera, tacícula e colo umeral. [6]

O desenho usado da prótese, que inverte a anatomia normal do corpo humano (na região do ombro), permite que a força resultante seja redirecionada para o centro da glenosfera que por sua vez as transmite para o pescoço da escápula. A medialização do centro de rotação aumenta a “alavanca” do músculo deltóide e reduz as forças de corte, excetuando o movimento de adução (apenas o início do movimento), consequência do uso de parafusos divergentes. [7]

Nesse ano, 1985 é lançada a primeira versão da prótese de Grammont. Este primeiro protótipo era composto por dois elementos [52]: o elemento glenoide e a parte umeral. O elemento glenoide era formado por 2/3 de uma esfera, sendo fixo através de cimento à área glenoide. A haste umeral era em polietileno, tendo a forma de um trompete invertido, sendo esta também cimentada. A parte articular era dotada de uma concavidade que correspondia a 1/3 da esfera. Este protótipo foi avaliado até 1987, sendo então publicados [61] os resultados numa variedade de casos divididos em séries de 8 pacientes levando Grammont a modificar o seu primeiro protótipo. O centro de rotação da componente glenoide era lateral ao centro da glenoide, resultando um aumento das forças de corte.

Em 1989, Grammont lança a segunda versão da sua prótese, resultado da modificação do design do primeiro protótipo e em 1991, é lançada para o mercado a Delta 3 [7]. Nesse ano a componente umeral foi modificada para uma haste metálica e a componente glenoide mudou para um design hemisférico que posicionava o centro de rotação glenoumeral na interface entre a glenoide e a escápula [12].

A primeira geração desta prótese não teve o sucesso esperado. Sendo composta por um prato glenoide, dotado de uma cavilha *press-fit*. Era fixo com parafusos divergentes de 3,5 mm (superior e inferiormente), com o intuito de resistir às forças existentes, principalmente as de corte. A glenosfera era aparafusada diretamente à borda da periferia do prato glenoide revelando-se o problema para o insucesso desta primeira geração, pois este aperto ao contorno periférico do prato, deixava os parafusos folgados (*loosening*) [7].

Foi então proposta a segunda geração [7] desta prótese que fora dotada de uma borda periférica cônica e mais regular com um efeito *Morse-taper*. O prato glenoide foi revestido com hidroxapatite, na parte fronteira como osso, de modo a melhorar a fixação óssea. O centro deste era oco para permitir que a glenosfera fosse fixa com um parafuso central. A componente umeral era feita de um monobloco com a cavidade possuindo uma espessura padrão.

A terceira geração [7] tornou-se disponível no ano de 1994, incluindo novas características relativas ao componente umeral e com o intuito de melhorar o ajuste, a haste da diáfise do úmero foi aparafusada a um bloco epifísial de um entre três tamanhos disponíveis. O recetor em polietileno (também este 1/3 de esfera como as gerações anteriores) é encaixado na epífise. No entanto os resultados mostravam que o recetor possuía um tamanho insuficiente e devido à sua rápida deterioração devido a impactos mediais. O recetor foi então substituído por outro, lateral, de diâmetros 36 mm ou 42 mm. Existia também a opção de uma borda metálica, que podia ser usada para corrigir o tamanho em casos de maior instabilidade [7]. Desde então, a prótese *Delta III* (DePuy, International Limited, Leeds, England) apresentada na Figura 34 foi aplicada nos últimos anos, por todo o mundo, com um estudo contínuo.

Em casos de pseudo-paralisia do ombro, com o manguito rotador danificado/irreparável e artrites glenoumerais, o conjunto de casos seguidos e estudados mostrou uma recuperação ativa de abdução extremamente boa, podendo atingir entre 120 e 130 graus [7].

Na atualidade, nenhuma outra técnica de recuperação do complexo articular do ombro reproduz resultados equivalentes nestes casos difíceis (com características do manguito rotador danificado e irreparável) [6], [7]. No entanto esta prótese possui desvantagens, sendo as principais o chanframento medial da escápula, devido ao impacto entre o polietileno (recetor) e a borda auxiliar da escápula, que pode começar a ser vista extremamente cedo, após a operação. Foram reportados casos por Nice [62], nos quais este se revelou uma complicação em 74% dos casos, em 45 casos estudados. Já Sirveaux [63] reportou esta anomalia pós-operatória em 65% dos 77 casos estudados. [7]

Gerber [64] confirmou artigos publicados anteriormente, os quais estudavam a amplitude de movimentos da prótese em casos nos quais a glenosfera era fixa superiormente. Confirmou assim que o contacto entre o recetor umeral e o “ pilar da escápula ” era mais significativo quando a metaglenoide era fixa mais em cima na área glenoide. Também observou o afrouxamento superior no úmero e modificação no contorno do ombro, resultantes da colocação baixa e medial da componente glenoide. O ajustamento da tensão do músculo

deltóide pode ser problemático já que uma tensão demasiado baixa causa instabilidade e uma tensão muito elevada pode causar fratura acromial [7], [35], [65].

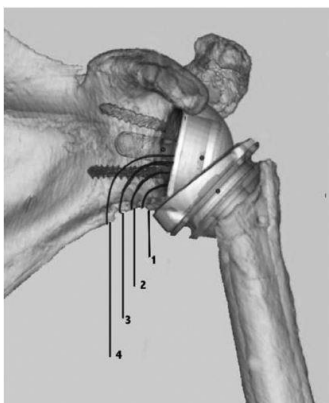


Figura 35 – Classificação de Sirveaux para o impacto entre o recetor polietilenico e a borda axilar da escápula [66]:

- Grau 1) pequeno chanframento no pilar;
2) contacto com o parafuso inferior;
3) extensão após o parafuso inferior;
4) extensão até ao prato base da componente escapular.

Em 2006, alguns casos foram revistos [7], cuja discussão confirmou o conhecimento até então adquirido, de que uma boa elevação se tornava complicada devido à fraca rotação (inata à prótese) enquanto que a limitação da rotação externa possuía várias explicações. A medialização do componente umeral limita a rotação externa porque com o uso destes componentes aumenta-se o impacto medial contra a escápula. O seu uso também causa chanframento ou desgaste medial. Quanto ao centro de rotação, a sua medialização reduz a intensidade das fibras do músculo deltóide posterior. Caso o paciente possua um redondo menor intacto, a rotação lateral melhora significativamente, já que num espécime humano esse músculo é extremamente importante para a rotação lateral. No entanto, outros problemas podem causar a limitação da rotação externa, nomeadamente uma lesão no nervo supraescapular durante a fixação da metaglenoide [7], [12], [35], [65].

Neste ponto pode-se dizer que a limitação interna pode ter três causas[7]:

- O design da própria prótese;
- A medialização reduz a intensidade das fibras do deltóide anterior;
- O estado da escápula.

No entanto, esta prótese possui uma contraindicação maior que as já referidas, sendo ela o desconhecimento dos seus resultados, englobando taxas de sucesso de complicações e sobrevivência do implante a longo prazo [6].

2.1.3 Era pós Grammont

A companhia Tornier (Tornier Company) desenvolveu uma prótese invertida que cumpre todos os requisitos biomecânicos descritos por Grammont, no entanto, esta prótese conta com algumas inovações. Neste caso, a metaglenoide é fixa com parafusos divergentes de bloqueio, cunhas ou calços, bem como o copo de polietileno de variadas espessuras são usados para corrigir a tensão do músculo deltóide e a perda de osso metafisiário [7].

Com o estudo de Gerber [64], aos cirurgiões que usam as próteses da Delta e Tornier foi recomendado que a metaglenoide fosse implantada inferiormente à glenoide com um pequeno ângulo de inclinação inferior. Já em 1998, a *REVERSE prothesis* foi desenhada por Frankle, da ENCORE Medical (Austin-Texas, U.S.A). Esta foi posicionada menos medialmente do que a Delta, com um centro de rotação mais próximo do centro natural de rotação, ou seja,

mais próximo da anatomia normal. Em 60 casos seguidos durante pouco mais que dois anos, os usuários desta prótese obtiveram menos abdução do que comparado com os usuários da Delta, no entanto, foi melhorado o alcance total de rotação, embora a sua glenosfera (o design, também este 2/3 da esfera) aumentasse as forças de corte nos parafusos usados para fixar a metaglenoide. Várias complicações foram relatadas, várias envolvendo a componente glenoide, incluindo 7 casos de *loosening* e quebra de parafusos e/ou a platina. Estudos biomecânicos, feitos também por Frankle [67], mostraram que uma componente côncava servia melhor que uma componente plana, como metaglenoide. [7]

Existem no mercado várias próteses, muito similares à Delta, mas possuem uma desvantagem, a de não possuírem um seguimento clínico suficientemente duradouro. [7]

Nas próteses duocêntricas, o risco de impacto medial é evitado. Para tal é usada uma extensão inferior da glenosfera. Contrariamente à *REVERSE*, este modelo respeita os princípios de Grammont, com o centro de rotação ao nível da glenoide. Por outro lado, para melhorar o alcance e as funcionalidades de rotação (que foram um mau resultado para Grammont) e para banir o risco de impacto medial, foi desenhada a *UNIVERSAL ARROW SYSTEM* (FH orthopedics, Heimsbrunn, France), cujo autor manteve como centro de rotação a glenoide, mas o seu design permite que a prótese seja fixada menos medialmente quando comparada com a Delta, além de que o recetor umeral tem um encaixe medialmente embutido (*inbuilt medial notch*) para evitar a fricção contra o pilar da escápula. Possui a metaglenoide côncava, adaptando-se assim à curvatura normal da fossa glenoide. Em trabalhos experimentais, DeWide [68] confirmou que a medialização e o abaixamento do implante afetam o momento do braço.



Figura 36 – Componentes da *REVERSE prothesis* [69]



Figura 37 – Componentes da *UNIVERSAL ARROW SYSTEM* [70]

2.1.4 Abordagens cirúrgicas

Para este tipo de cirurgias, é usada um de duas abordagens cirúrgicas, [55], [71]–[73] sendo escolhidas pelo cirurgião, mas também tendo em conta a patologia associada ao doente, bem como a formação do cirurgião ou recomendação do fabricante da prótese. As duas abordagens cirúrgicas para a substituição primária do ombro invertida (SPOI) são a deltapeitoral (também conhecida como anterior) e a antero-superior (ou transdeltóide) que diferem, principalmente, no local de incisão (Figura 38). A abordagem deltapeitoral é a mais indicada para cirurgias de revisão.

A escolha da cirurgia, tem como base a quantidade de horas de treino e operações que os cirurgiões têm, sendo por vezes difícil a mudança de abordagem cirúrgica por parte de um

cirurgião, visto que para tal seria necessário despendar várias horas de estudo bem como os riscos no tempo inicial (inexperiência) no bloco operatório.

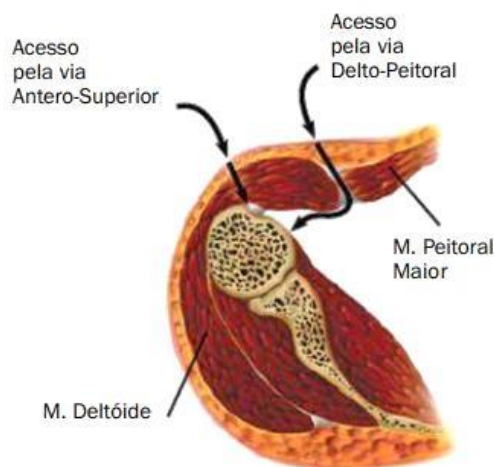


Figura 38 – Esquema comparativo entre a abordagem Antero-superior e a abordagem Deltapeitoral

Sendo a POI um tratamento destinado a pessoas idosas e com deficiências na coifa dos rotadores, as cirurgias utilizadas implicam grandes dissecções e mobilizações das terminações tendinosas, podendo o resultado final ser comprometido pela degeneração destas terminações ou mesmo dos ventres musculares e originar novas ruturas [74]. Já a classificação das lesões do manguito rotador é bastante confusa, sendo classificadas de maneiras diferentes de autor para autor, bem como as características a ter em conta para as classificar [74].

No caso de estarmos presente de rotura dos tendões supraespinal e subescapular, por exemplo, é preferível uma abordagem deltapeitoral para o procedimento cirúrgico já que o seu reparo seria muito difícil por uma outra abordagem, permitindo assim uma ampla margem para trabalhar o músculo subescapular, que se encontra (normalmente) bastante retraído e aderido ao nervo axilar e/ou plexo braquial. Já a abordagem antero-superior preserva a inserção do músculo deltóide no acrómio e clavícula, podendo evitar possíveis complicações futuras neste músculo, bem como evita agressões no ligamento coracoacromial. Já a abordagem deltapeitoral facilita a visualização, reparo, mobilização dos tendões e inserção da prótese [74].

A abordagem antero-superior baseia-se num corte no músculo deltóide. Esta abordagem permite uma visão mais direta da glenoide, bem como o trabalho a ser efetuado na mesma se torne mais direto (a nível instrumental). No entanto esta facilidade de trabalhar a glenoide, não se vê no posicionamento da componente glenoide. É também necessário um cuidado extremo para evitar um corte excessivo no músculo deltóide para minimizar o risco de afetar o nervo axilar [6], [72], [75].

Já a abordagem deltapeitoral permite fácil acesso à região proximal do úmero [76], mesmo no caso de existirem modificações pós-traumáticas ou uma primeira artroplastia. Adicionalmente, também permite fácil acesso à parte inferior da glenoide [6], [72], [75] e minimiza o trauma cirúrgico ao deltóide anterior [6].

Muitos autores sugeriram que no caso da abordagem deltapeitoral, a não reparação do músculo subescapular conduz ao aumento do risco de complicações, principalmente o deslocamento da prótese [55]. No entanto o estudo deste caso revela que não existe um efeito significativo no pós-operatório [55]. O ganho do alcance de movimento para as atividades de flexão, rotação externa e interna são idênticos e comparáveis nos dois grupos. Também foram vistas diminuições no resultado da dor idênticas [55].

Ambas as abordagens são executadas com o paciente na posição *beach chair position* ou “cadeira de praia”, sobre o efeito ora de anestesia geral ou anestesia local. No entanto, são muitas as abordagens técnicas para operações ao ombro, incluindo também [72]:

- Abordagem posterior (usualmente usada para cirurgia de estabilização, exposição e fixação de fraturas do colo da glenoide e escápula, com o paciente numa posição lateral e ao membro livre, para facilidade de manipulação do mesmo);
- Abordagem Antero-inferior (utilizada para procedimentos de estabilização anterior e/ou inferior, podendo ter fins cosméticos, deixando grande parte da cicatriz escondida na axila. O paciente encontra-se em decúbito dorsal sobre a mesa, com um apoio sob o ombro, tal como na abordagem delta peitoral);
- Abordagem superior (abordagem com muita utilidade, na qual a parte anterior pode ser usada para o procedimento padrão de descompressão, mas quando estendido posteriormente dá um excelente acesso ao conjunto do manguito rotador. É usada uma posição de decúbito dorsal na mesa de operação, também esta com um apoio sob a borda medial da escápula, sendo o braço apoiado numa placa ligada à mesa de operação. É usado um capacete neurológico para que o ombro permaneça livre da mesa de operação, permitindo o acesso tanto posterior ou anterior em caso de necessidade);
- Abordagem transacromial (uma abordagem que permite fácil exposição do manguito rotador e para a redução e fixação interna de fraturas do tubérculo maior. É usada a posição padrão de “cadeira de praia” e um apoio sob o ombro, sendo o paciente posicionado na extremidade da mesa de operação com uma extensão para o apoio do braço ligado à mesa).

Posição “cadeira de praia” (*beach chair position*)

Dependendo da abordagem cirúrgica ao complexo articular do ombro, está inerente uma posição para o paciente nas abordagens deltapeitoral e antero-superior, [10], [11], [77] é usada a posição “cadeira de praia” com os joelhos dobrados (Figura 40). Por questões médicas/físicas, é feito o levantamento da cabeça em relação à mesa de operação em aproximadamente 25-30 graus, dado que este método reduz a pressão venosa. É também usado um poiso para a cabeça, o que permite a remoção da parte superior da mesa de operação [11].

São posicionadas toalhas (duas, ou o equivalente dependendo do tamanho) na espinha e borda da escápula, para tornar proeminente o local para a incisão da operação (Figura 39, chamado de coxim na figura) [75].

A parte medial do tronco (torso) deve estar situada no limite da mesa de operação, para que o ombro se posicione no limite exterior da mesa, permitindo assim liberdade de movimentos no caso de necessidade [72].

Um apoio para o braço é unido à mesa de operações, permitindo o suporte do braço do paciente [77]. Pode ser utilizado este método ou outro, desde que a finalidade de apoiar o braço seja cumprida, bem como o seu ajuste em altura (no caso de uma exigência deste tipo durante a operação) [72].

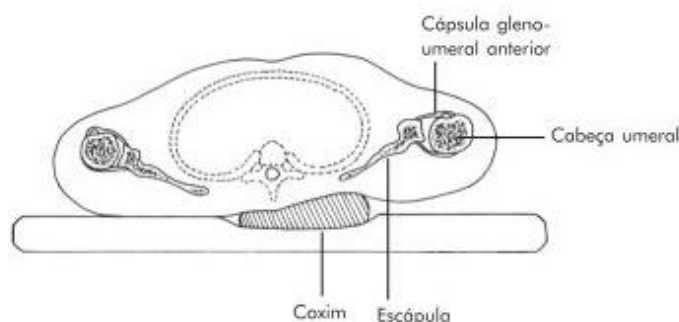


Figura 39 – Corte transversal na altura dos ombros mostrando a elevação causada, medial à escápula direita permitindo maior rotação externa do ombro e distendendo a capsula glenoumeral anterior [75]

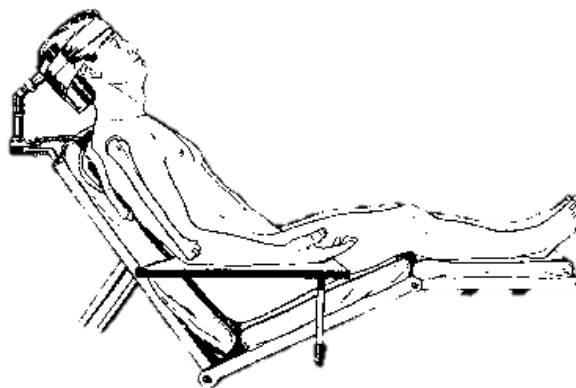


Figura 40 – Posição “cadeira de praia” [77]

Abordagem Antero-Superior (transdeltóideia)

Neste tipo de abordagem cirúrgica, é realizada uma incisão desde a borda anterolateral do acrômio, com o comprimento aproximado de 40 mm [6], [77]. Depois da dissecação subcutânea, os limites dos músculos deltóide anterior e médio são separados em frente da margem lateral do acrômio. É necessário cuidado para evitar causar danos ao nervo axilar, que está localizado 50 a 70 mm do acrômio (distalmente) [6]. Como o deltóide anterior é retraído do 1/3 lateral da clavícula, no final da cirurgia é reinserido. Este facto tem de se ter em conta nos cuidados pós-operatórios, pois terá de se evitar a atividade antes do tempo necessário [6].

Após a excisão da bursa subacromial, que normalmente se encontra inflamada ou cicatrizada (devido à artrite reumatoide, corpos soltos calcificados ou mesmo infeções), é gentilmente tracionada, longitudinalmente, em linha com o braço, o que permite aplicar um mecanismo para elevação desta articulação. A cabeça do úmero pode então ser deslocada pela rutura no manguito rotador [72], [77]. A exposição pode ser otimizada com a libertação da borda anterior e o resto do manguito pode ser libertado [77].

Abordagem deltapeitoral (ou anterior)

É realizada uma incisão na pele numa linha reta desde a borda lateral do processo coracoide até à inserção do músculo deltóide [77]. Procura-se então obter a veia cefálica que se encontra entre o músculo deltóide e o músculo peitoral maior [74]. Esta veia pode ser desviada tanto medialmente ou lateralmente para se proceder à abertura do intervalo deltapeitoral [74], [77]. A fásia³ clavi-peitoral é então cortada na borda externa do músculo coracobraquial. Estamos em posição de identificar o nervo axilar, que pode ser encontrado medialmente à junção musculotendinosa subescapular. Normalmente a bursa deltóide encontra-se inflamada ou cicatrizada, tendo de ser vivamente cortada para ser exposta. [74] O resto do tecido muscular subescapular é solto e devidamente marcado para “à posteriori” ser reparado. Caso essa libertação na face anterior do músculo subescapular não seja suficiente para ganhar todo o comprimento do mesmo, é realizada uma capsulotomia anterior, tendo o cuidado de preservar o lábio glenoidal na cavidade glenoide, evitando eventuais instabilidades. [74] A cápsula inferior é então solta, permitindo o deslocamento da cabeça umeral por adução do braço com uma rotação externa progressiva bem como a sua extensão. O auxílio dos

³ Camada fibrosa de tecido. A fásia é uma estrutura de tecido conjuntivo que envolve músculos, grupos de músculos, vasos sanguíneos e nervos, ligando algumas estruturas em conjunto. Ao mesmo tempo pode permitir que outros músculos deslizem suavemente sobre o primeiro.

afastadores subacromiais é imprescindível. Este objeto foi desenvolvido por Gerber [74], tendo como função a subluxação da cabeça umeral para baixo dando boa visibilidade das fossas supra e infraespinais, permitindo também o reparo e a libertação dos tendões dos músculos supra e infraespinais e eventualmente, até do musculo redondo menor em caso de necessidade.

3. Registos clínicos

3.1 Objetivos

Oferecendo amplas vantagens, revelam-se base e fundamento para os profissionais. Dentro dos benefícios proporcionados, ajudam a prever falhas, consequências e implicações no paciente, bem como estabelecer um estudo percentual referente aos vários tipos de próteses usadas, filtrando, por exemplo, casos específicos em que cada prótese terá maiores ou menores possibilidades de sucesso, permitindo desse modo, escolher os casos em que deverão ser aplicadas [78]. No entanto, é improvável que um registo de larga escala (multinacional) seja implementado [78].

Estes registos são normalmente iniciados por sociedades ortopédicas e financiados pelos governos de cada país ou por imposição dos fabricantes de implantes. Assim o consentimento dos pacientes é requerido, bem como a comunicação das suas experiências diárias, ou periodicamente, para arquivos de estudo. Os registos têm a durabilidade e sobrevivência do implante como fatores primários a ter em conta, seguindo os relatos dos pacientes, que são usados como fatores secundários para apoiar os resultados clínicos [78].

Entre 1994 e 2004, foram estabelecidos seis registos de ombro e no final de 2009, os registos do ombro incluíam entre 2498 e 7113 substituições, mostrando assim que, nos anos mais recentes os registos clínicos relativos ao ombro têm sido mais aprofundados, revelando a sua importância no momento atual [78].

Com base nos resultados anteriores ao desenvolvimento de um novo implante, é possível prever, na maioria dos casos, possíveis contratempos que o mesmo possa ter. Assim, podemos afirmar que os novos implantes devem ser no mínimo iguais aos implantes existentes em temáticas como alívio da dor, amplitudes de movimento, competências na qualidade de vida diária, mas principalmente, a própria sobrevivência do implante.

Os novos implantes, bem como o método de fixação de cada um, só estão obrigados a fornecer dados relativamente aos seus materiais, não estando abrangido a eficácia clínica, que é de extrema importância (tudo isto antes de serem lançados para o mercado). Deste modo, mesmo que alguns estudos teóricos mostrem que os novos implantes possuem excelentes designs e boas características em geral, podem na realidade revelar-se impróprios [78]. Esta visão já foi comprovada nos registos da anca na Noruega e Suécia, que foram capazes de detetar resultados inferiores aos implantes anteriores, antes mesmo de serem realizados estudos convencionais.

Os registos de vários países, dos quais Austrália, Dinamarca, Finlândia, Noruega e Suécia, são então financiados pelos governos dos respetivos países. Noutros países, como a Nova Zelândia, são financiados por cirurgias ortopédicas, através de impostos e taxas sobre implantes, bem como agências governamentais e grupos de hospitais privados. Já no Reino Unido, os registos clínicos são financiados por taxas sobre os próprios fabricantes de implantes [78].

Até 2012, foram identificados seis registos de substituição da articulação do ombro. No entanto, na data de 2011 o *National Joint Registry*, do Reino Unido, tinha planos para incluir o ombro e cotovelo nos seus registos nacionais [78].

Os registos mais antigos, pertencem à Finlândia, consignados à *Finnish Arthroplasty Register*, incluído entre outros o ombro, datando este de 1980. Já em 1987, a Noruega cria a *Norwegian Arthroplasty Register*, inicialmente dedicado ao registo da substituição do quadril,

que posteriormente foi estendido a outras áreas, nomeadamente as substituições do ombro em 1994. O *New Zealand National Joint Register*, pertencente à Nova Zelândia, foi criado no ano de 1999, a qual inclui substituições do ombro e cotovelo desde 2000. O *Swedish Shoulder Arthroplasty Registry* e o *Swedish Elbow Arthroplasty Registry* estabeleceram-se em 1999, como registos individuais, acabando por se fundir e estabelecer-se como um só registo. Na Dinamarca, em 2004, foi criado o *Danish Shoulder Arthroplasty Registry*. O *National Joint Replacement Registry* foi criado em 1998, na Austrália [78].

É possível observar que estes registos clínicos são relativamente recentes, o que se revela um problema pois não existem dados ou informação disponível com exatidão suficiente ou com tempo de estudo bastante para servir como apoio validado.

3.1.1 Procedimentos para a recolha e análise de dados

Em todos os países com bases de dados acerca deste tema, os registos são feitos em formato de papel, correio ou por meio eletrónico (com uma ligação direta ao registo). Este registo é feito ora pelo cirurgião, ora por outro profissional de saúde. Em vários países, o relato é voluntário, sendo feito opcionalmente. No entanto, desde 1997 na Finlândia e 2006 na Dinamarca, está implementado o sistema no qual é obrigatório o preenchimento de um formulário. Já o consentimento do paciente é obrigatório no Reino Unido, Nova Zelândia e Noruega. Os dados recolhidos diferem entre registos dos países, mas os dados pessoais (número registo civil, género, idade, diagnóstico) e dados cirúrgicos (data de cirurgia, duração da cirurgia, abordagem cirúrgica, o tipo de implante, fixação e complicações operatórias) são relatados na maioria dos registos. O retorno dos resultados é ligado aos dados existentes sendo avaliada a integridade dos relatórios, existindo uma comparação entre o número de substituições da articulação dos registos relatados com os dados das autoridades *National Health* [78].

3.1.2 Medidas de análise de resultados

Existem outros tipos de avaliação além da sobrevivência do implante, que são comumente realizadas para avaliação dos implantes. Entre eles, estão o *Oxford Shoulder Score* (OSS) e o *Oxford Elbow Score* (OES), usados na Nova Zelândia, sendo avaliados aos 6 meses e posteriormente a cada 5 anos [78].

O *Danish Shoulder Arthroplasty Registry* usa outro tipo de avaliação, o *Western Ontario Osteoarthritis of the Shoulder* (WOOS), que é avaliado aos 12 meses [78].

Já na Suécia, o *Swedish Shoulder Arthroplasty Registry* usa o WOOS a cada 1, 5 e 10 anos, em conjunto com o *EuroQol (EQ)-5D*, que avalia o tempo de vida [78].

Na Noruega, é usado a pontuação dada pela qualidade de vida do implante (*EQ-5D*) e o OSS, desde 2010 e o registo presente no Reino Unido vai usar o OSS e as OES no pré-operatório e no pós-operatório de 1, 3 e 5 anos nas substituições de ombro e cotovelo [78].

Existe uma divergência quanto às visões ao nível de organizações governamentais e ortopédicas são diferentes. As organizações governamentais têm o intuito de usufruir destes registos para eliminar implantes inferiores ou métodos, com a intenção específica de avaliar a eficácia e baixar o custo dos implantes. Já as organizações, sociedades ortopédicas e os seus membros focam a sua atenção em descobrir e prever quais os implantes e as técnicas que estão a ter baixos desempenhos e/ou as razões para tal [78].

3.2 Registos clínicos

Os registos clínicos nacionais, aparecem na literatura em forma de artigos, relativos ao ombro não estão tão presentes como o desejável, quando comparados com a anca ou o joelho [78] e globalmente existem enormes variações dos resultados pós operatórios. Estas variações são facilmente explicadas por fatores que se iniciam no pré-operatório como o estado dos músculos da coifa e restantes músculos que articulam o ombro, passando pelo implante escolhido (designs diferentes por exemplo), qualidade óssea da glenoide e úmero, chegando até à estabilidade dos componentes protésicos na altura da reconstrução [6].

Relativo ao registos clínicos nacionais, nem todos os referidos anteriormente estão disponíveis para consulta, enquanto que outros se encontram na língua nativa e não são de fácil tradução devido ao cariz técnico-científico. Outro aspeto relevante é o facto de a prótese do ombro invertida ser menos usuais que a prótese natural, de modo que estão ainda pouco presentes nos registos clínicos especializados ao ombro [78], sendo que apenas 5% de todas as artroplastias totais do ombro a nível mundial são artroplastias totais invertidas [79].

Embora todos os registos acima referidos tenham sido objeto de estudo, apenas os registos da Austrália, Nova Zelândia, Dinamarca e Noruega foram passíveis de analisar. Foi também acrescentado dados obtidos de uma revisão na forma de artigo da Coreia, dado que seria interessante a análise referente a uma população com uma estatura anatómica mais pequena e o registo clínico português.

3.2.1 Registo clínico da Austrália (2007-2011)

A *Australian orthopaedic Association*, referente ao relatório do ano 2012, relata um total de 4010 substituições totais inversas do ombro (Tabela 2), sendo que esta teve maior percentagem no género feminino, de 67,9%, bem como a menor idade do paciente (32 anos). No entanto a média de idades dos pacientes é de 76 anos, mostrando uma população alvo idosa ou a entrar nessa fase, visto também na Figura 41 que nos mostra um intervalo de idade entre 60 a 89 anos como os maiores alvos deste tipo de substituição. Já os diagnósticos para este tipo de tratamento podem ser vastos, desde osteoartrites, lesões na coifa dos rotadores, fraturas ou artrite reumatoide, por exemplo [80].

Existe um crescimento deste tipo de substituições desde o ano de 2007, até 2011, que cresceu de 292 substituições para 1230 substituições por ano (Tabela 4 e Tabela 5). Podemos também ver que a tendência é para ser usadas as componentes glenoides e umerais dos modelos *SMR*, *Delta Xtrend* e *Aequalis*, por esta ordem de preferência [80].

Tabela 2 – Comparação dos dados dos pacientes entre Austrália e Nova Zelândia

	Género	Número de substituições primárias	Percentagem (%)	Mínima	Máxima	Mediana	Média	Desvio padrão
Austrália	Feminino	2722	67,9	32	97	77	76,1	7,8
	Masculino	1288	32,1	46	96	75	74,3	7,9
	Total	4010	100					
Nova Zelândia	Feminino	575	64,32	40,7	91,67		76,3	7,49
	Masculino	319	35,68	49,41	88,25		73,92	7,58
	Total	894	100					

Tabela 3 – Comparação referente aos dados do diagnóstico primário entre Austrália e Nova Zelândia

Diagnóstico primário	Austrália		Nova Zelândia	
	Número	Porcentagem	Número	Porcentagem
Osteoartrite	2028	50,6	2205	52,07
Artropatia da coifa dos rotadores	1241	30,9	630	14,88
Fraturas/deslocamentos	547	13,6		
Artrite reumatoide	117	2,9	389	9,19
Osteonecrose	43	1,1		
Outras artrites inflamatórias	19	0,5		
Tumor	14	0,3	17	0,40
Outras	1	0	46	1,09
Fratura proximal umeral aguda			433	10,22
Trauma por idade avançada			286	6,75
Outras inflamações			42	0,99
Luxações recorrentes			58	1,37
Necrose avascular			129	3,05
Total	4010	100	4235	100

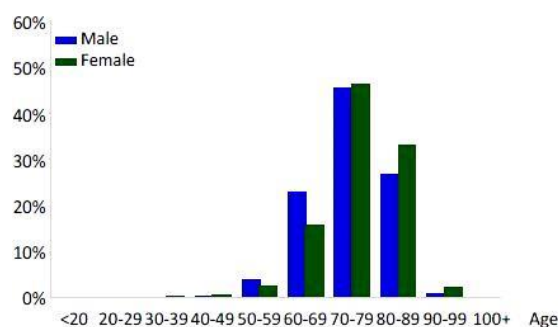


Figura 41 – Gráfico representativo da SPOI por idade e gênero. [55]

Tabela 4 - Quantidade de modelos do componente umeral usado na SPOI. [55]

2007		2008		2009		2010		2011	
N	Model	N	Model	N	Model	N	Model	N	Model
124	SMR	261	SMR	319	Delta Xtend	361	SMR	473	SMR
70	Delta Xtend	251	Delta Xtend	300	SMR	332	Delta Xtend	421	Delta Xtend
39	Delta CTA	75	Aequalis	113	Aequalis	158	Aequalis	197	Aequalis
34	Aequalis	42	Trabecular Metal	57	Trabecular Metal	68	Trabecular Metal	105	Trabecular Metal
22	Trabecular Metal	21	Delta CTA	32	Promos	20	Promos	15	Vaios
2	Generic Humeral Stem	2	Custom (Lima) Made	3	Delta CTA	4	Comprehensive Reverse	8	Comprehensive Reverse
1	Custom (Lima) Made	1	Promos			3	Delta CTA	7	Comprehensive SS
						1	Affinis	3	Promos
								1	Equinox
Most Used		Most Used		Most Used		Most Used		Most Used	
292 (7)	100.0%	653 (7)	100.0%	824 (6)	100.0%	947 (8)	100.0%	1230 (9)	100.0%

Tabela 5 - Quantidade de modelos do componente glenoide usado na SPOI. [55]

2007		2008		2009		2010		2011	
N	Model	N	Model	N	Model	N	Model	N	Model
126	SMR	263	SMR	319	Delta Xtend	361	SMR	473	SMR
71	Delta Xtend	251	Delta Xtend	300	SMR	332	Delta Xtend	421	Delta Xtend
39	Delta CTA	75	Aequalis	113	Aequalis	158	Aequalis	197	Aequalis
34	Aequalis	42	Trabecular Metal	57	Trabecular Metal	68	Trabecular Metal	105	Trabecular Metal
22	Trabecular Metal	21	Delta CTA	32	Promos	20	Promos	15	Comprehensive Reverse
		1	Promos	3	Delta CTA	4	Comprehensive Reverse	15	Valios
						3	Delta CTA	3	Promos
						1	Affinis	1	Equinox
Most Used									
292 (5)	100.0%	653 (6)	100.0%	824 (6)	100.0%	947 (8)	100.0%	1230 (8)	100.0%

Pode-se observar que as fraturas ou deslocamentos têm um tempo de revisão relativamente alto (2,24% ano), ultrapassada pela artrite reumatoide (2,88% ano). É apresentada uma taxa de 1,7% ano para a revisão quando o diagnóstico inicial era referente a osteoartrite. Neste estudo apenas os diagnósticos com mais de 50 procedimentos foram incluídos, estando representados na Tabela 6. A revisão tem um pico no intervalo de idades de 60 a 89 anos, possivelmente devendo-se à maior taxa de utilização destas próteses entre as mesmas idades, bem como o aumento da mortalidade nestas idades avançadas. As causas de revisão resultam de variáveis como instabilidade, infecção, fratura, dor entre outros, como mostra a Tabela 7 [55].

Tabela 6 - Taxas de revisão de SPOI pelo primeiro diagnóstico. [55]

Diagnóstico primário	Número de revisões	Número total	Anos de observação	Taxa de revisão
Fratura/deslocamento	21	547	938	2,24
Osteoartrite	68	2028	3998	1,7
Artrite reumatoide	7	117	243	2,88
Artropatia da coifa dos rotadores	48	1241	2032	2,36
Outras	3	77	160	1,87
Total	147	4010	7372	1,99

Tabela 7 - Razões da revisão da SPOI. [55]

Razão para a revisão da SPOI	Número	Porcentagem
Instabilidade/deslocamentos	65	44,2
<i>Loosening</i>	35	23,8
Infeção	22	15
Fratura	13	8,8
Dor	3	2
Insuficiência da coifa dos rotadores	2	1,4
<i>Malposition</i>	2	1,4
Quebra do implante (componente glenoide)	1	0,7
Tamanho incorreto	1	0,7
Outros	3	2

3.2.2 Registo clínico da Nova Zelândia (2000-2011)

Também o relatório da *New Zealand National Joint Register* nos revela um crescimento enorme de 122 procedimentos cirúrgicos no ano 2000 para 578 no ano 2011. Dos 4083

registos de ombro (Tabela 2), 894 (22%) são substituições do ombro invertidas (SOI). Também neste registo nacional, vemos uma presença de SOI maior no género feminino (575) comparando ao género masculino (319). Este conjunto de registos, não especifica os registos para cada tipo de prótese (natural ou invertida), fazendo sim um registo para todos os tipos de artroplastia no ombro, sejam eles naturais, inversos ou mesmo *resurfacing*, englobando também totais ou parciais. A idade média adiantada por este registo nacional para todos os pacientes com artroplastia do ombro, é de 70,49 anos, embora o seu alcance varie de 15.63 anos a 99.36 anos. Neste registo é apresentado se os doentes sofreram operações anteriores (Tabela 8) sendo que na sua maioria não sofreu outro tipo de operações prévias ou houve lesões da coifa dos rotadores a ser reparadas. Os diagnósticos (Tabela 3) são consistentes com os diagnósticos já vistos no registo nacional australiano, com a sua maioria a ser diagnosticado osteoartrite, seguido de lesões na coifa dos rotadores, fraturas e artrite reumatoide [81].

Tabela 8 – Tipos de cirurgias anteriores à SOI. [56]

None	3472
Rotator cuff repair	142
Internal fixation for juxtarticular fracture	100
Previous stabilisation	83
Arthroscopy/debridement	64
Acromioplasty	46
Subacromial decompression	7
Osteotomy	2
Other	33

Temos também a indicação dos tipos de abordagem cirúrgica, sendo a deltapeitoral a abordagem preferencial a ser usada pelos cirurgiões. Embora este registo apresente uma apreciação global das operações ao ombro, tem informações relevantes tais como a quantidade de operações cimentadas, sendo que apresenta ainda dessas operações quais usaram cimento com antibiótico; quantidade de pacientes com toma de antibióticos; classificação do paciente (*ASA Class*); tempo de cirurgia e classificação do cirurgião. O tipo de próteses é também liderado pela *SMR, DeltaXtend Reverse e Aequalis*, entre outras, para o ano de 2011 (Tabela 9) [81].

Tabela 9 – Modelos de próteses usadas para SOI para o ano de 2011. [56]

SMR	239
Global	72
Delta Xtend Reverse	93
Global AP	52
Aequalis	37
Bigliani/Flatow	18
Global CAP Resurfacing	14
Epoca	20
SMR Resurfacing	7
Aequalis Reversed	9
Trabecular Metal Reverse	4
Ascension	4
Global Unite	2
Aequalis Resurfacing	2
Arthrex Eclipse	2
Vaios	1
Custom Global	1
SMR Resurfacing CTA	1

Tabela 10 – Número de revisões registadas entre o período de 2000 e 2011. [56]

	Female	Male
Number	172	133
Percentage	56.39	43.61
Mean	69.72	64.77
Maximum age	89.68	81.86
Minimum age	33.20	24.05
Standard dev.	11.53	10.82

Tabela 11 – Razões para as revisões representadas na Tabela 10. [56]

Pain	44
Dislocation/instability anterior	33
Loosening glenoid	20
Deep infection	14
Wear glenoid	17
Subacromial cuff impingement	21
Cuff failure	6
Instability posterior	5
Loosening humeral	6
Fracture humerus	2
Subacromial tuberosity impingement.	2
Other	23

Em 2005 o *New Zealand National Joint Register* sofreu melhoramentos, nos quais foram introduzidos o *ASA Class* e a classificação do cirurgião. Estas melhoras permitem também ter em conta que 73 cirurgiões operaram 578 ombros, perfazendo uma média de 8 operações por cirurgião. Destes 73 cirurgiões 7 operaram mais de 20 vezes enquanto 17 operaram apenas uma vez no ano de 2011. Já quanto aos hospitais, existiram 47 que realizaram as operações ao ombro, sendo 25 públicos e 22 privados. [81]

As revisões são definidas por este registo como uma nova operação no caso de qualquer um dos componentes seja substituído. Estes incluem a excisão, a artrodese ou a amputação, mas não procedimentos cirúrgicos nos tecidos moles.

No período entre janeiro de 2000 e dezembro de 2011 existiram 305 revisões registadas, visíveis na Tabela 10. As principais razões da revisão (Tabela 11) foram a dor, deslocamentos e *loosening* da parte glenoide, sendo estas patologias estudadas mais pormenorizadamente na Tabela 14.

É-nos também apresentado o estudo estatístico do tempo de vida dos componentes, ou o tempo em que os mesmos cumprem satisfatoriamente a sua função, bem como uma previsão para o tempo de revisão. As duas tabelas seguintes (Tabela 12 e Tabela 13), mostram-nos o estudo estatístico obtido referente ao cálculo do tempo de revisão tendo em conta o tipo de artroplastia usado. O tempo (anos) do componente usado é o número de procedimentos primários registados multiplicado pelo número de anos nos quais cada componente está no seu lugar. Já o “rate/100 component years” é equivalente à taxa de revisão anua. [56]

A Tabela 13 apresenta intervalos de confiança bastante elevados para muitas das próteses usadas, obtendo também o maior número de anos observados para as próteses mais usadas. Apenas 3 destas 7 próteses foram sujeitas a revisão não existindo assim muito poder de comparação para o rácio de componente por 100 anos, sendo parecido entre a *Delta Xtend Reverse* e a *SMR*, e díspar com a *Delta*, embora seja a *Delta* que possui o intervalo de confiança menor, sendo assim as suas estatísticas mais fiáveis (Tabela 12).

Tabela 12 – Análise das próteses para cirurgia de revisão. [56]

	Prosthesis	No. Ops.	Observed comp. Yrs	Number Revised	Rate/100-component-years	Exact 95% confidence interval	
Reverse	Aequalis	29	64	0	0.00	0.00	5.78
	Reversed						
	Delta	55	327	1	0.31	0.01	1.70
	Delta Xtend	311	594	7	1.18	0.47	2.43
	Reverse						
	SMR	489	1465	21	1.43	0.89	2.19
	Trabecular Metal	9	11	0	0.00	0.00	32.47
	Reverse						
	Vaios	1	1	0	0.00	0.00	528.38

Tabela 13 – Taxa de revisão da Prótese do ombro vs. Tipo de artroplastia. [56]

Operation Type	No. Ops.	Observed comp. Yrs	Number Revised	Rate/100-component-years	Exact 95% confidence interval	
Total	1633	6566	47	0.72	0.53	0.95
Reverse	894	2461	29	1.18	0.79	1.69
Hemis	1350	6845	77	1.12	0.89	1.41
Total Resurfacing	55	80	0	0.00	0.00	4.59
Partial Resurfacing	151	424	12	2.83	1.46	4.94

Tabela 14 – Comportamento das patologias com seguimento de 10 anos [56]

	Years since surgery											Total
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1 Count	1	9	13	8	4	4	0	2	0	2	1	44
%	2.30	20.50	29.50	18.20	9.10	9.10	0.00	4.50	0.00	4.50	2.30	100.00
2 Count	22	4	4	1	1	0	1	0	0	0	0	33
%	66.70	12.10	12.10	3.00	3.00	0.00	3.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00
3 Count	5	2	5	3	1	1	1	0	0	0	2	20
%	25.00	10.00	25.00	15.00	5.00	5.00	5.00	0.00	0.00	0.00	10.00	100.00
4 Count	3	2	5	3	1	0	0	0	0	0	0	14
%	21.40	14.30	35.70	21.40	7.10	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00
5 Count	1	3	5	5	3	1	0	0	2	0	1	21
%	4.80	14.30	23.80	23.80	14.30	4.80	0.00	0.00	9.50	0.00	4.80	100.00

1 = Pain, 2 = Dislocation, 3 = Loosening glenoid, 4 = Deep infection, 5 Subacromial cuff impingement

3.2.3 Registo clínico da Dinamarca (2006-2008)

Uma revisão em forma de artigo do registo nacional dinamarquês, o *The Danish Shoulder Arthroplasty Registry*, revela que o registo de dados é feito eletronicamente pelos cirurgiões, sendo que os pacientes reportam os seus dados a cada 10 – 14 meses do pós-operatório, por via correio eletrónico, usando o sistema de classificação WOOS. Entre janeiro de 2006 e dezembro de 2008 foram registadas 2137 artroplastias primárias do ombro, com uma incidência de 70% em mulheres. A idade média do paciente aquando do procedimento cirúrgico foi 69 anos e as indicações ou queixas mais comuns eram fratura com deslocamento do úmero proximal (54%) e osteoartrite (30%) como visto na Figura 42. Destes 2137 procedimentos 61% foram artroplastias, 28% hemiartroplastias com *resurfacing*, apenas 8% de artroplastias invertidas e 3% foram totais. Os resultados médios tabelados pelo sistema WOOS alcançaram os 59% de satisfação, com um intervalo entre o 37 e os 82%. Foram operados 54 pacientes tanto ao ombro esquerdo como ao direito, sendo considerados casos separados, ou seja, diferentes artroplastias. Em junho de 2010, 5% destas cirurgias foram revistas, sendo que

a indicação para a revisão mais frequente foi deslocamentos ou problemas na zona glenoide [82].

Neste registo temos o dado de que foram usados 19 tipos de próteses, mas infelizmente não podemos observar mais informação acerca das mesmas (Figura 42). No espaço de um ano do pós-operatório morreram 76 pacientes, o que perfaz 4%. Estes acontecimentos tiveram a repercussão de que estes 4% dos pacientes não registaram os seus dados, fazendo parte do grupo de 34% que não completaram todo o questionário WOOS [82].

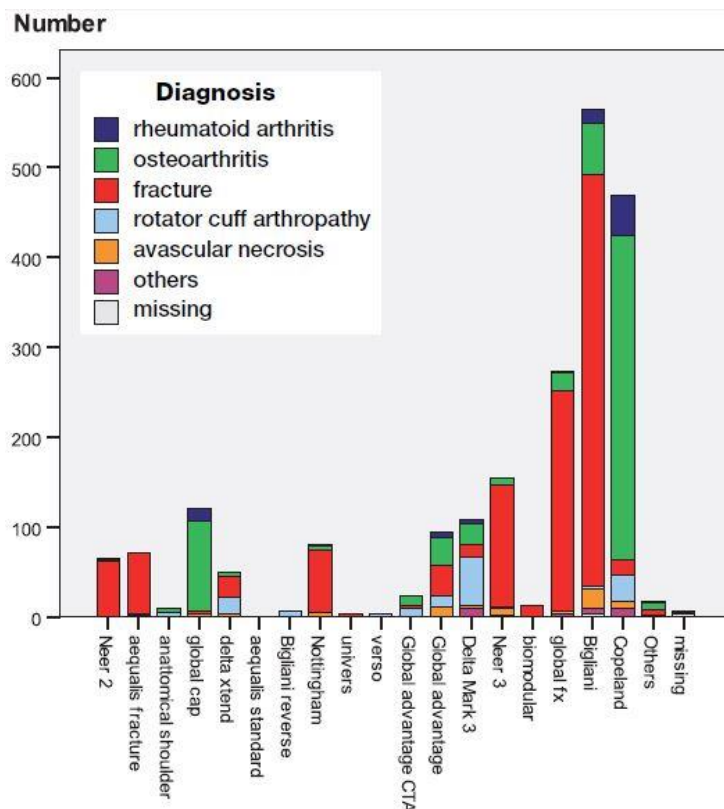


Figura 42 – Implantes usados nas artroplastias do ombro entre janeiro de 2006 e 2008 e respetivos diagnósticos. [82]

Tabela 15 – Causas da revisão. [82]

	No.	Percentage of all arthroplasties	Percentage of revisions
Dislocation	24	1.1	22
Loosening	5	0.2	5
Glenoid attrition	18	0.8	17
Infection	10	0.4	9
Technical failure	14	0.6	13
Rotator cuff problem	14	0.6	13
Pain	14	0.6	13
Others	6	0.3	6
Missing	2	0.1	2
Total	107	4.8	100

Sendo estabelecido em janeiro de 2004 (*The Danish Shoulder Arthroplasty Registry*) e com o relato de cariz voluntario, a *National Board of Health* tornou estes relatos obrigatórios em 2006. É também importante referir que a partir destes registos, a negligência por parte do cirurgião é punida, podendo chegar à perda de licença para executar artroplastias do ombro [82].

3.2.4 Registo clínico da Coreia

Nem todos os países possuem registos clínicos. Recentemente a população asiática teve o primeiro artigo publicado acerca do tema da artroplastia inversa do ombro, por parte da Coreia. [83]

Este artigo revela um estudo feito em 42 pacientes aos quais foi realizada artroplastia inversa do ombro. Trata-se de um seguimento ainda curto dos pacientes, a dois anos, usando em todos os casos a prótese *Tornier Reverse Shoulder*. Um dos problemas revelados por este registo de resultados foi a diferença anatómica da população asiática, que se revela de estatura menor quando comparado com a população europeia. Deste modo e principalmente na população feminina, foi difícil inserir o prato de base de 29mm bem como a glenosfera de 36mm na superfície glenoide, que se revelou bastante pequena (Tabela 16). O estudo foi findado com 40 pacientes visto que 2 sucumbiram durante o acompanhamento por problemas alheios a artroplastia inversa do ombro. Este acompanhamento foi baseado nos resultados *ASES*, *UCLA* (*University of California Los Angeles shoulder rating scale*) e *KSS* (*Knee Society Score*).

Embora tenham existido problemas na colocação dos componentes protéticos nos pacientes devido ao tamanho, não existiram problemas de fixação, revelando que os componentes *standards* servem as necessidades desta população. Em todos os casos foi usado uma glenosfera de 36mm e um prato base de 29mm, existindo apenas diferença no diâmetro da haste umeral, variando entre 6,5 mm (1 caso), 12 mm (6 casos) e 9mm (restantes casos), tendo como comprimento 120 mm (1 caso), 140 mm (1 caso) e 100 mm (restantes casos) [83]

Este registo revelou complicações no pós-operatório em 20% dos pacientes (8 casos) no acompanhamento mais recente, estando estas complicações representadas na Tabela 17. Apenas foi feita uma cirurgia de revisão, três anos após a operação devido a fratura e folgas da haste umeral. Este estudo, embora superficial e com um acompanhamento curto, mostra resultados similares aos estudos e registos clínicos de outros países. Mostra também que a taxa de complicações não é muito alta. As complicações durante a operação são consistentes com a literatura existente acerca desse tema. [83]

Tabela 16 – Medidas da parte glenoidal inferior na população normal Coreana. [83]

Parameters (years)	Female	Male	P
10-19	14.2 ± 1.0	16.4 ± 1.5	.014
20-29	14.3 ± 0.4	16.3 ± 1.5	.015
30-39	13.8 ± 1.0	17.4 ± 2.1	.001
40-49	14.3 ± 0.5	17.6 ± 1.1	.022
50-59	14.4 ± 0.5	17.2 ± 1.9	.061
60-69	13.5 ± 1.7	15.4 ± 0.9	.032
Total	15.4 ± 1.6	17.1 ± 2.1	<.001

Tabela 17 – Causas das complicações na SOI. [83]

	Incidence	Percentage (%)
Causes of postoperative complications (20%)		
Dislocation	1	2.5%
Heterotopic ossification	4	10%
Periprosthetic fracture	2	5%
Acromion fracture	1	2.5%
Causes of intraoperative complication		
Calcar fracture	3	7.5%
Humeral shaft fracture	1	2.5%
No anterior screw	1	2.5%
Poor screw fixation	5	12.5%
Center hole redrill	4	10%
Glenoid cavity fracture	1	2.5%

3.2.5 Registo clínico da Noruega (1994-2009)

Este registo clínico [84] apresentado em 2010, não apresenta género dos pacientes propostos às substituições do ombro e apenas faz distinções entre hemiartroplastia e artroplastia total. Os dados foram compilados e apresentados na Tabela 18.

É também revelado a quantidade de artroplastias cimentadas e não cimentadas na Tabela 19. Quanto aos dados apresentados nesta tabela é-nos dada a informação e que estão em falta 23 registos para a componente glenoide e 26 registos para a componente umeral.

As próteses mais usadas na noruega são a *Delta III*, a *Delta Xtend*, *Aequalis*, *Bio-modular* e *Tess Reversed*, por ordem decrescente.

As causas de revisão apresentam como principal falha a componente proximal, apresentadas na Tabela 20.

Tabela 18 – Artroplastias primárias, revisões e causas para a artroplastia [84]

Ano	Artroplastias primárias	Revisões	Total	Osteoartrite	Artrite reumatoide	Sequela pós fratura	Inflamação crónica reumática	Ruturas ligamentares	Fraturas agudas	Infeção	Outro	Falta de dados
2009	167	31	198	88	27	27	1	2	9	3	18	
2008	118	24	142	52	22	22	1	1	7	1	16	
2007	93	23	116	35	15	23		1	3		20	1
2006	61	20	81	20	16	14		1	2	1	11	
2005	33	13	46	18	2	13				1	5	
2004	30	12	42	14	11	2					4	1
2003	28	9	37	7	12	2		1			6	
2002	29	3	32	11	12	1			1		5	
2001	16	7	23	4	9	3					1	
2000	27	5	32	9	6	8			1		3	
1999	23	3	26	4	13	3	1		1		2	
1998	10	4	14		10							
1997	15		15	1	11	3						
1996	27	5	32	10	12	2	1		1		2	
1995	29	5	34	7	17	4					2	
1994	28	3	31	5	15	6				1	1	
Total	734	167	901	285	210	133	4	6	25	7	96	2

Tabela 19 – Uso de cimento nas artroplastias [84]

	Cimentada com antibiótico	Cimentada sem antibiótico	Não cimentada
Glenoide	145	4	551
Úmero	339	2	353

Tabela 20 – Causas que conduziram à revisão [84]

Causa	Percentagem (%)
<i>Loosening</i> componente proximal	25
<i>Loosening</i> componente distal	8
Deslocamentos	21
Instabilidade	7
Posicionamento defeituoso	1
Infeção grave	12
Fratura (próxima do implante)	1
Dor	11
Defeito componente de polietileno	7
Outras	8
Por registar	0

3.2.6 Registo clínico de Portugal (2010-2011)

No caso do registo português [85], são relatadas 283 artroplastias primárias em 2011, sendo 222 totais e 61 parciais. No caso do ano anterior (2010) existira, 162 substituições totais e 51 parciais. As artroplastias foram realizadas em doentes que compreendem idades entre os 31 e 90 anos, com uma a maior incidência (38,7%) entre os 71 e os 80 anos. Já as revisões do ombro, encontram-se entre as idades de 51 anos aos 90 anos, tendo maior incidência nas idades compreendidas entre 61 a 70 (34,8%) e 71 a 80 (34,8%).

São relatados quais os hospitais e quantas artroplastias do ombro foram feitas durante estes dois anos de registo. As regiões de Lisboa e Porto encontram-se entre os locais nacionais onde mais se pratica estas cirurgias (Centro Hospitalar Lisboa Norte – 34 cirurgias primárias do ombro, Centro Hospitalar do Porto – 32, Hospital Curry Cabral, Lisboa – 29, Hospital da Cruz Vermelha Portuguesa, Lisboa – 23, Hospital da Prelada, Porto – 21, Hospital dos Lusíadas, Lisboa – 20, Hospital de Faro – 19, Centro Hospitalar de Entre o Douro e Vouga – 18, Hospital de São Teotónio, Viseu – 14, entre outros). No relatório português, as cirurgias contabilizadas são aquelas foram registadas, não representando o total real em alguns dos casos (já que por exemplo apenas 50% das artroplastias primárias no Hospital de São Teotónio foram registadas, e apenas 33% no caso do centro Hospitalar de Entre o Douro e Vouga), já que apresenta uma média de registos de 71% do total de artroplastias realizadas. Embora 29% das cirurgias não sejam registadas, o registo do ombro apresenta taxas de registo superior à média nacional.

De entre as artroplastias registadas no primeiro ano o género feminino está presente numa percentagem de 74% e mantém essa predominância no segundo ano com 77% das artroplastias no segundo ano e existência deste registo.

Este registo mostra-se bastante completo analisando o tipo de anestesia (regional, geral ou combinada), o tipo de atividade física no qual o paciente se insere (inativo/dependente, sedentário, atividade ligeira, ocupação esforçada ou atividade muito intensa) ou mesmo o risco de anestesia do doente (ASA).

Tabela 21 – Causas que conduziram à artroplastia do ombro [85]

Diagnostico	Percentagem (%)
Osteoartrose centrada	30
Osteoartrose descentrada	13
Osteoartrose pós-traumática	6
Necrose avascular	4
Artrite reumatoide	2
Fratura recente	12
Lesão maciça da coifa	7
Outra	24

Na Tabela 21 está representado as causas que conduziram à artroplastia do ombro, sendo que 88% (260 casos) foram primárias e 12 % (37 casos) possuíam cirurgia prévia.

Neste registo, também é especificado se o procedimento é cimentado (64% com uso de antibiótico em 54% das aplicações cimentadas) ou não cimentado (36%), bem como outras patologias associadas ao doente tais como diabetes (16%), doença pulmonar (6%), entre outras.

A abordagem preferencial é a antero-superior, em 86% das abordagens, com a deltapeitoral a ser escolhida para 11% dos casos.

Em Portugal, no tempo de estudo deste registo, foram aplicadas 124 próteses do ombro invertidas, representando 42% das artroplastias realizadas, a substituição total em 19% dos casos e a hemiartrorplastia em 39%, mostrando uma aplicação bastante superior comparado com a artroplastia total.

3.2.7 Comparação

Comparando os registos aqui descritos, facilmente observamos que um registo amplo, com a participação de todos os países possuidores dos mesmos é quase irreal, visto que são poucos os que são elaborados seguindo uma linha comum, destacando por exemplo, o facto de nem todos os registos apresentarem dados relativamente ao género do paciente e dados referentes às idades, como se pode comprovar nas Tabela 2 e Tabela 3, que revelam maneiras diferentes na forma de registar os dados. Esta diferença é ainda mais evidente na Tabela 22. A diferenciação das artroplastias (totais, invertidas, hemiartrorplastias, *resurfacing*) também não é feita de uma maneira comum, sendo que alguns registos fazem a diferenciação nos seus dados e outros registos avaliam a generalidade dos dados.

Tabela 22 – Variação da documentação de dados durante os registos clínicos em diversos países [61].

Item	Australia	Denmark	Finland	New Zealand	Norway	Sweden		UK
						Shoulder	Elbow	
Identification number	X	X	X	X	X	X	X	X
Name	X	X	-	X	X	X	X	X
Date of birth	X	X	X	X	X	X	X	X
Gender	X	X	X	X	X	X	X	X
Hospital	X	X	X	X	X	X	X	X
Date of surgery	X	X	X	X	X	X	X	X
Side operated on	X	X	X	X	X	X	X	X
Indication	X	X	X	X	X	X	X	X
ASA class	-	-	-	X	X	-	-	X
Operating theater	-	-	-	X	-	-	-	X
Operation time	-	-	-	X	X	-	-	X
Anesthetic type	-	-	-	-	-	-	-	X
Antibiotics	-	-	X	X	X	-	-	X
Anticoagulants	-	-	-	-	X	-	-	X
Grade surgeon	-	-	-	X	-	-	-	X
Surgical approach	-	-	-	X	-	X	X	X
Prior surgery	X	X	-	X	X	X	X	X
Arthroplasty brand	X	X	X	X	X	X	X	X
Arthroplasty design	X	X	-	X	X	X	X	X
Stem	X	X	-	X	X	X	X	X
Fixation (cement)	X	X	-	X	X	-	-	X
Caput	X	X	X	X	X	X	X	X
Glenoid component	X	X	-	X	X	X	X	X
Bone graft	X	-	X	X	X	X	X	X
Condition of cuff	X	-	-	-	-	X	-	X
Additional surgery	X	X	-	-	-	X	X	X
Peri-op complications	X	-	-	-	X	-	-	X
Type of revision	X	X	X	X	X	X	X	X
Cause of revision	X	X	X	X	X	X	X	X

ASA, American Society of Anesthesiologists; UK, United Kingdom.
X signifies item reported to the registry.

Um aumento da amplitude de elevação é um resultado consensual, tendo resultados em média de elevação anterior entre 100 e 140°. A rotação externa mantém-se limitada, [65] geralmente até aos 15 graus, tendo como principais explicações os componentes musculoso-

ligamentares (como o estado pré-operatório do redondo menor), alteração do vetor de forças do deltóide, bem como a diminuição da quantidade do deltóide posterior disponível. A rotação interna tem o costume de ser restabelecida. [6]

A artrite reumatoide é um diagnóstico raro na Dinamarca [78] e Portugal [85] quando comparado com a Noruega [78] e a Suécia [78]. Este diagnóstico tem vindo a diminuir com o passar dos anos devido, possivelmente, ao melhoramento das técnicas para o seu tratamento.

A taxa de revisão é de 5% após 5 anos (aproximadamente). Já nos resultados coreanos, a taxa de revisão apresentou-se de 2,5% aos três anos.

A causa de revisão mais frequente foi o deslocamento entre componentes, quer na Dinamarca, quer na Noruega. Já na Coreia a única causa de revisão foi fratura e criação de folgas entre a haste umeral e o osso.

Quanto ao uso da vida do implante como indício para revisão, bem como fator primário a ter em conta, tem a vantagem de tornar a avaliação simples e fidedigna. No entanto, tem a desvantagem de que a decisão de fazer uma revisão tem dependência clara em fatores como idade, diagnósticos, atividades quotidianas bem como o consentimento do paciente. A decisão de efetuar a revisão também depende da possibilidade e a habilidade do cirurgião de converter uma prótese que está em falha para um resultado satisfatório. Não obstante, a sobrevivência do implante não dá informação nenhuma acerca das artroplastias que nunca são revistas, perdendo-se informação que poderia apoiar futuros avanços técnicos. Em temáticas como a dor, a POI tem resultados maioritariamente satisfatórios[10], [11], [50], [59] apresentando-se a nível global uma boa solução a curto e médio prazo [50].

Embora existam pontos com possibilidades de ser melhorados, os resultados obtidos são extremamente satisfatórios. A grande variedade dos resultados em relação as amplitudes de movimento obtidas, ou a inconsistência desses mesmos resultados/medições, pode dever-se à ausência de um protocolo de medição, já que, por exemplo, a elevação do braço é muitas vezes medida como um movimento torácico-umeral. Estas medições caem no erro de que não estamos perante um único movimento, mas sim perante dois movimentos distintos (movimento glenoumeral e escapulotorácico) [50] além de que parte do movimento poderá ser compensada também pela articulação acrômioclavicular, embora a maior parte do movimento da articulação torácico-umeral seja feita pela glenoumeral. O rácio entre a articulação glenoumeral e a escapulotorácica é maior que 1,62 durante a elevação no plano escapular [3]. Não obstante, num tratamento realizado a 4 pacientes com tumor na articulação, a rotação lateral da escápula teve um crescimento de 15%, compensando assim os movimentos e obtendo melhores resultados [3]. Estes estudos foram confirmados com outras patologias, por Komtaxis e Johnson obtendo um aumento de 24% de rotação lateral escapular, sendo esta rotação mais acentuada quando o membro está carregado com pesos [3].

Como resultado de desfecho, a maioria dos pacientes que foram submetidos à SPOI ficou apto para realizar várias atividades do quotidiano e voltou a ganhar a funcionalidade deste complexo [3], [50].

Estudos recentes revelam sobrevivência em 90% dos casos clínicos no uso da POI após 10 anos [86].

3.3 Resultados, previsões e consequências

Os resultados das técnicas modernas de substituição do ombro são considerados bons [87] e com futuro ainda mais promissor. Estas técnicas de acompanhamento dos doentes mostra-se extremamente frutífera, como podemos ver no caso da *Norwegian Arthroplasty Register*, que pela sua longa existência foi capaz de realizar melhoramentos nestas operações, nomeadamente na artroplastia total do ombro, melhorando a taxa de falha de hemiartroplastias a 5 e 10 anos para 6% e 8%. Já os resultados do *New Zealand Joint Registry* mostraram que as falhas dos implantes ocorreriam dentro de 2 anos após a cirurgia, necessitando assim da cirurgia de revisão. Facilmente se repara a importância destes registos clínicos tanto para o

tratamento do doente como para a prevenção dos profissionais de saúde. O artigo do registo norueguês mostrou um aumento do risco de revisão para os pacientes que padeceram de uma fratura do úmero proximal com deslocamento quando comparados com uma fratura aguda no úmero proximal também com deslocamento, apresentando um risco relativo de 3,3. Também foi assim capaz de prever casos de falha de 8% e 15% para 5 e 10 anos para substituições do cotovelo [78]. Ainda neste tema (fraturas proximais umerais), é notório que a SPOI está a ganhar terreno em relação a outros tipos de tratamento devido aos bons resultados que possui [11].

Os resultados apresentados pelo registo da coreia foram significativamente melhorados do pré-operatório para o pós-operatório, passando de 35 (37-95), 12 (5-27) e 39 (3-81) para 68 (37-95), 24 (16-35) e 68 (34-88) pontos, referente a ASES, UCLA e KSS respetivamente. Os resultados mostraram também melhoramentos a nível flexão frontal, abdução (91 para 133 graus, 88 para 131 graus respetivamente), rotação externa e interna.

Quando comparadas com a substituição da anca ou do joelho, as respetivas estruturas do membro superior (ombro e cotovelo), raramente são realizadas [78], evidente com o caso do registo português (Tabela 23).

É também retirado destes registos que existe muita dificuldade para encontrar diferenças significativas em relação aos designs e marcas que servem os materiais usados nas artroplastias. No entanto, com o aumento de dados, os registos irão tornar-se uma valiosa ferramenta para a obtenção de conhecimento sobre fatores de risco, resultados funcionais e sobrevivência dos implantes. Estes registos irão também complementar todo o estudo por detrás dos implantes, visto que decorrem anos de testes e estudos antes de um implante poder ser usado no público a ele destinado (sendo que muitas vezes existem parâmetros por analisar, ora por falta de tempo e decisões das entidades, ora por impossibilidade de simular o ambiente em que o mesmo se vai encontrar e trabalhar) [78].

A POI pode estabilizar a articulação glenoumeral, mesmo em pacientes com a coifa dos rotadores lesionada ou com deficiências ósseas, possuindo bons resultados na amplitude de movimentos obtidos, bem como dor ou outros tipos de avaliação, obtendo resultados gerais [8] de 55 para 72 (ASES), 42° para 106° em flexão, diminuição da dor de 6,6 para 1,6 e uma presença de complicações em 50% dos pacientes estudados.

Tabela 23 – Comparação das artroplastias realizadas entre ombro, anca e joelho [85]

	Artroplastia primária 2010	Artroplastia primária 2011	Artroplastia de revisão 2010	Artroplastia de revisão 2011	Re-revisão 2010	Re-revisão 2011
Ombro	122	176	7	11	1	0
Anca	4647	4918	645	643	54	39
Joelho	4385	4461	296	300	13	15

4. Modelo prótese *Anatomical Shoulder Inverse/Reverse System*

Estamos perante um modelo cujo design é baseado nos princípios avançados por Grammont. A sua geometria inverte a geometria normalmente usada numa prótese de ombro natural, ou seja, inverte a relação existente entre a componente umeral e a componente escapular da prótese. Existe também uma modificação quanto ao centro de rotação, passando este a ser mais medial quando comparado com a articulação natural, permitindo que o úmero baixe, aumentando o comprimento e a tensão do músculo deltoide para compensar a falta do grupo muscular coifa dos rotadores [77].

O fabricante *Zimmer* [77] indica o uso deste modelo em casos de artrite glenoumeral com perda da funcionalidade da coifa, perda de estabilidade glenoumeral como subluxações superiores ou anteriores, falha de hemiartroplastias primárias ou falha de artroplastias totais do ombro com perda da funcionalidade da coifa. Também avançam como contra-indicações para o seu uso a paralisia do músculo deltoide, severas reabsorções ósseas quer umerais quer glenoidais e casos de presença de infeções.

Este modelo é o resultado da alteração de alguns componentes da prótese natural *Anatomical Shoulder System* [77]. A haste umeral poderá ser cimentada ou *press-fit*, existindo as duas opções.



Figura 43 – Comparação da prótese *Anatomical Shoulder System* e *Inverse/reverse System* [77]

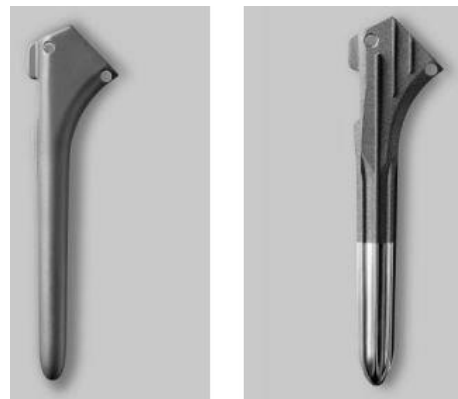


Figura 44 – Modelos da haste umeral cimentada e *press-fit* [77]

As marcas fabricantes de próteses têm protocolos pré-estabelecidos como maneira de melhorar os resultados clínicos do pós-operatório, relativos às abordagens a ter com os componentes protéticos e à maneira de manusear os mesmos [52]. Será descrito o protocolo apresentado pelo fabricante *Zimmer*.

4.1 Preparação óssea para inserção da Prótese do ombro

invertida – *Zimmer protocol*

O procedimento seguidamente descrito é o procedimento padrão para as próteses desta marca. Parte deste procedimento poderá ser adotado para a artroplastia natural do ombro, mudando apenas alguns dos componentes (cabeça umeral e glenoide) [73].

É de extrema importância frisar que com cada prótese, está um conjunto de ferramentas específicas, sendo usadas segundo um protocolo pré-estabelecido pela marca fabricante. São usados os conjuntos de ferramentas *Anatomical Shoulder™ Inverse/reverse Instrument Tray*, sendo possível/necessário o uso de mais ferramentas disponíveis no *Anatomical Shoulder™ Instrument Tray I*, *Anatomical Shoulder™ Instrument Tray II*, *Anatomical Shoulder™ Glenoid Tray* para a cirurgia primária. Já na cirurgia de revisão há a necessidade de acrescentar o conjunto de ferramentas *Anatomical Shoulder™ Revision Tray* [77].

Preparação umeral

Após deslocar a cabeça umeral, é introduzido o instrumento para recuar medialmente, entre o úmero e a glenoide, bem como a cabeça umeral e o músculo deltóide. Para completar a deslocação, poderá ser necessária a libertação da parte inferior da cápsula articular do pescoço umeral. Antes de abrir o furo que irá orientar a haste protésica, é importante que toda a remoção de corpos estranhos à articulação seja feita nomeadamente osteófitos, corpos calcificados ou tipos de cartilagem solta. Este procedimento é importante para que seja determinada com precisão toda a estrutura articular anatômica, designadamente as cartilagens das junções articulares, bem como o osso cortical. Para facilitar toda a preparação, o ombro do paciente fora da mesa de cirurgia [73], [77].

Preparação proximal umeral

É feito o corte na cabeça umeral pelo pescoço do colo anatômico, podendo este ser feito com/sem o auxílio das guias de corte (Figura 45) [48]. Poderá ser anexada uma guia o corte da cabeça [73].

Para abrir o furo inicial, é marcado o local de inserção, sendo este abaixo do ponto mais alto da osteotomia, diretamente medial ao canal intratubercular (Figura 47). [48]

A broca é colocada de modo a permitir uma perfuração no sentido do eixo umeral sendo preciso ter cuidado pois a ausência do manguito poderá levar ao erro do reconhecimento ósseo, adotando um ponto inicial para a perfuração lateral [73].

Dependendo da qualidade do osso presente, o cirurgião poderá recorrer ao uso de um martelo para inserir a ponta da broca na cabeça umeral [73]. Após o uso desta ferramenta (curta), é usada uma broca de 7mm. Após a abertura até a cavidade medular, o orifício é alargado gradualmente com 9, 10.5, 12 e 14mm [48]. Por questões técnicas de proteção óssea, os alargadores longos têm a ponta romba para ajudar a guiar pelo canal aberto, de modo a evitar a sua intromissão pelo osso cortical [73]. O furo é feito até à profundidade desejada, sendo esta marcada pelo último dente representado na Figura 48 [48] com esta profundidade pela própria broca. No final deste processo, a broca é retirada.

Neste ponto, é usada uma peça (*Humeral Stem Inserter*, apresentado na Figura 49) que permite fixar as hastes (tanto de controlo e definitiva) e manusear as mesmas.

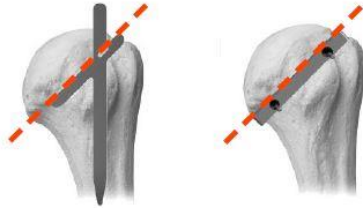


Figura 45 – Ilustração das guias de corte, para o corte da cabeça umeral [77]



Figura 46 – Corte da cabeça umeral com a serra vibratória [77]

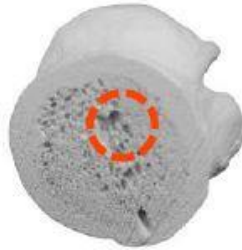


Figura 47 – Localização para inserção da broca [48]



Figura 48 – Abertura do furo para recepção da raspa [48]

Preparação osso cortical umeral

O furo do canal umeral é então feito por uma raspa (7mm). Posteriormente é alargado com raspas do tamanho 9, 10.5, 12 e 14mm (até ao tamanho coincidente com o aberto pela broca). Desta maneira é possível escavar o osso trabecular proximal umeral. Este é furado até que a face da peça cilíndrica coincida com o plano de corte da cabeça umeral como ilustrado na Figura 50 [48]. Nas POI o conjunto anterior é tipicamente inserido com uma retroversão de 0 a 20 graus. Na artroplastia total e nas hemiartroplastias, o conjunto é tipicamente inserido com 20 graus de retroversão [73].



Figura 49 – Colocação da raspa no manípulo [73]

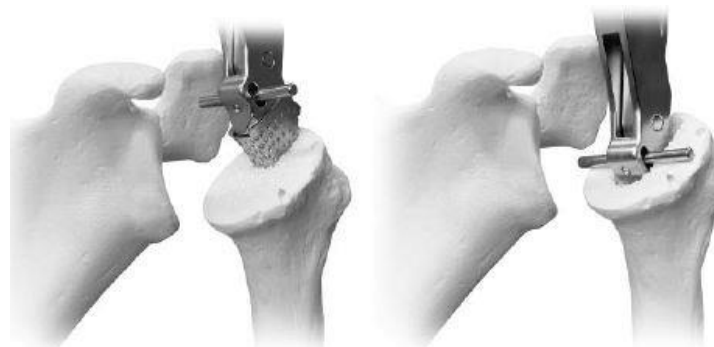


Figura 50 – Raspa para preparação do úmero [77]

Inserção da haste umeral

Neste momento, é colocada uma versão de controlo da haste umeral ao piloto usado na etapa anterior. Nas aplicações *press-fit* quando se insere a haste umeral definitiva, usa-se o piloto que coincide em tamanho com o canal umeral aberto, já no caso das POI cimentadas

distalmente, a broca intramedular pode ser mais larga que a haste definitiva, bem como o piloto distal mais largo deve ser usado [73]. No caso de a fixação da raspa ser fraca, é recomendado a sua fixação com um parafuso para que não saia do lugar durante o resto da cirurgia [77].

Toda a cabeça umeral é desbastada de modo a coincidir com o plano da cabeça da haste. [77] É inserida então uma tampa/disco no topo da haste. Nas aplicações reversas esta tampa terá o propósito de proteger a prótese umeral durante a preparação da glenoide. Na hemiartroplastia ou artroplastia total ela vai aceitar a cabeça umeral para ensaio do conjunto final [73]. Os discos estão disponíveis no tamanho de 40, 44 e 48mm [77].

Preparação da Glenoide

Uma boa exposição da glenoide é necessária para uma fresagem adequada e inserção dos componentes [77]. Se a abordagem superio-lateral for usada, pode-se recorrer ao uso de afastadores *Zimmer Shoulder Shoehorn Retractor*, colocados inferiormente na glenoide para retrair a cabeça umeral e permitir ao cirurgião mais espaço para trabalhar. No caso da exposição da glenoide ser limitada, é necessário nesse preciso momento efetuar uma reavaliação do nível de corte umeral. No caso do uso da abordagem deltapeitoral, o úmero é retraído posteriormente e inferiormente. Mais uma vez, no caso de pouca liberdade para trabalhar é necessário reavaliar a osteotomia e garantir que a capsula anterior foi completamente libertada. Nas duas abordagens é necessário a exposição da circundante da glenoide. Inferiormente a glenoide deve ser exposta para permitir palpação do pilar inferior da mesma, bem como um posicionamento inferior da base protética glenoidal, já que este previne a possibilidade de ocorrência de *scapular impingement* e/ou *notching* [73].

É necessário averiguar a existência de tecidos articulares e/ou cicatrizados na glenoide e se presentes, devem ser retirados. Com os materiais necessários é colocado um prato base que irá servir como guia de furação. Este prato pode ser rodado para condizer com os limites anterior, inferior e posterior da face glenoide. Na posição final este prato guia deve ser colocado com o limite inferior e centrado na direção anterior/posterior permitindo que a componente protética da glenosfera fique no limite inferior do osso glenoide [73], [77].



Figura 51 – Marcador da glenoide à esquerda e raspa da glenoide, à direita, que irá ser anexado ao próprio marcador para preparação da glenoide [48].

Depois de identificado o local ideal para a colocação da componente glenoide, é inserido um marcador (3 mm de diâmetro). É então introduzido a esta ferramenta uma raspa para escavar a glenoide (Figura 51), com o intuito de escavar ligeiramente a superfície glenoide para um encaixe mais suave da componente no osso. A raspa da glenoide corresponde à superfície traseira da componente protética de fixação glenoidal, mas é preciso gerar espaço suficiente para o entalhe traseiro da componente de fixação [48] e caso necessário devem-se remover outras superfícies que se destaquem da superfície glenoide ou mesmo zonas proeminentes [73].

Com a preparação da glenoide pronta é montada a componente de fixação de controlo (Figura 52). Esta é usada para apoio para a apontar dos furos de fixação da prótese.

Inicialmente é aberto o furo inferior, sendo deixado no seu lugar uma guia que impede o movimento da prótese, indicando assim o local para o furo superior [77]. Os tamanhos da glenoide estão presentes em 36mm e 40mm, sendo implantada sem cimento ósseo. [77] Uma vez que a componente protética glenoidal esteja no lugar, não é possível voltar a preparar a face glenoidal [73].

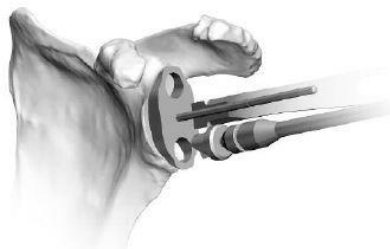


Figura 52 – Abertura da localização dos furos de fixação na glenoide [48]



Figura 53 – Ferramenta guia para preparar o furo na glenoide [77]

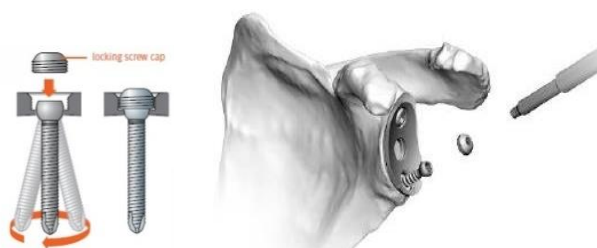


Figura 54 – Esquema da fixação do arco de 30 graus com os parafusos de bloqueio [48]

Inserção e fixação do prato glenoidal

É usado uma guia auxiliar (Figura 53) para efetuar o furo que irá receber os parafusos. É então inserida a broca de 2,5mm pela guia e são furados os furos (cuja profundidade é definida por linhas na própria broca), pela orientação escolhida pelo cirurgião. Uma pequena flexão da broca poderá causar demasiada resistência entre a mesma e a guia, levando à quebra da broca [73], [77].

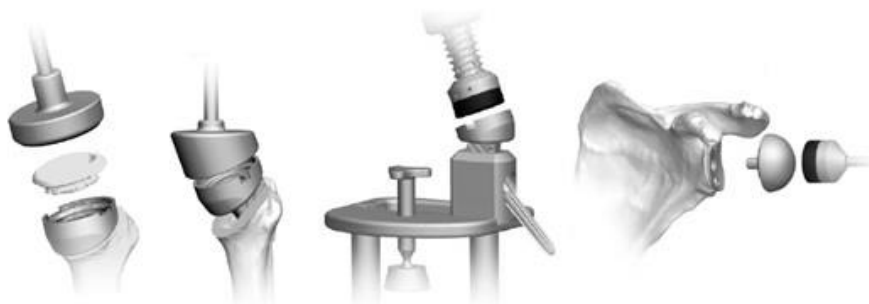


Figura 55 – Fixação dos componentes, por ordem: fixação da componente de polietileno; inserção da haste na cavidade cimentada; fixação do copo umeral na haste umeral; fixação da esfera glenoidal [60]

Depois de feitos os furos e retiradas a broca e a guia da broca, são colocados no lugar os dois parafusos. Neste modelo é possível o ajuste dos parafusos num arco de 30 graus. No caso de a qualidade óssea não ser a melhor, os parafusos devem ser retirados e deve ser repensado o local de fixação (podendo ser alterado dentro dos limites permitidos pelo arco de

liberdade apresentado na Figura 54). É então suprimida a liberdade dos mesmos com o parafuso de bloqueio, que fixa a cabeça do parafuso [73] [77].

4.1.1 Avaliação da prótese do ombro invertida com componentes de ensaio

Neste momento, estamos perante a escolha dos componentes que permitem a liberdade de movimentos, a glenófera e o componente recetor umeral. Inicialmente são escolhidos os componentes de avaliação da amplitude de movimentos e retenção da articulação. Existem várias opções para a avaliação, que diferenciam apenas no ângulo que possuem ($\alpha = -10, 0, 10$ ou 20 graus), sendo que cada uma delas está disponível com os diâmetros de 36mm e 40mm e três espessuras diferentes (0mm, 3mm e 6mm) [77].

Para a componente umeral estão disponíveis espaçadores possuem tamanho de 9mm, permitindo uma ampla possibilidade de combinações entre 0 e 15mm de pescoço umeral [77].

No caso de ainda não estar colocada, inserir a glenófera no prato recetor. No caso de já estar colocada no lugar, retira-se o capacete protetor da mesma. Neste ponto, rebate-se a articulação artificial e o cirurgião realiza a gama de movimentos permitida. Ela deve ficar estável durante os movimentos efetuados. No caso de deslocamentos, deve-se alterar as espessuras ou a linha de componentes de polietileno para garantir a estabilidade da articulação, bem como os diâmetros da glenófera. Depois de garantida a estabilidade na articulação, são retirados os componentes de avaliação com o auxílio das ferramentas próprias e substituídos pelas componentes definitivas [73] [77].

A haste final é colocada numa ferramenta para poder pressionar o copo umeral e proceder à sua fixação (entre a haste e o copo umeral). O cimento é vertido para a cavidade umeral e a haste é colocada no local, sendo feita uma força controlada no copo umeral [77]. O cimento ósseo em excesso é limpo e removido. A cabeça glenoidal é colocada sob pressão na componente de fixação glenoidal (Figura 55) [77].

4.1.2 Encerramento do procedimento cirúrgico

Depois dos componentes definitivos serem firmemente implantados, a ferida é irrigada e limpa. São recuperadas suturas anteriores e são preparados os componentes para as suturas finais. É inserido um dispositivo de drenagem com cuidado para evitar ferir o nervo axilar. É fechado o deltoide, as camadas subcutâneas e finalmente a pele [73].

Embora os parâmetros cirúrgicos [88] tenham evoluído bastante, ainda padecem de algumas lacunas, como por exemplo o combate ao aparecimento do fenómeno *notching*. Não obstante, os cirurgiões sentem-se mais confortáveis e mais à vontade com os materiais e técnicas atualmente à sua disposição [25].

4.2 Pós-operatório – Recuperação do paciente

No caso de deficiências severas na coifa dos rotadores, ou no caso do uso da POI, o braço é normalmente imobilizado com uma cinta pelo cotovelo, mantendo o braço perto do tronco na posição neutra ou com rotação interna [73]. No caso de separação do músculo deltoide ou no uso da abordagem superio-lateral é usado um almofadado de abdução [73].

A reabilitação inicial é focada no movimento pendular, sendo que numa fase inicial todos os movimentos de rotação interna ou externa devem ser evitados nos pacientes que sofreram uma AITO [73].

São efetuados exercícios de fortalecimentos muscular, de forma gradual, existindo um balanço entre fortalecimento e amplitudes de movimento. No entanto o fortalecimento muscular

é um objetivo secundário, sendo que este não precisa ser conseguido até alguns meses após o pós-operatório [73] existindo bastante consensualidade quanto às fases de reabilitação, bem como tempos de cada uma delas [6], [71].

Os pontos-chave são a prevenção da luxação da prótese, sendo que para tal se evitam movimentos de caris luxante nas primeiras 12 semanas; promoção da função do músculo deltóide; e delinearização de amplitudes e funções, sendo que o doente deverá ser encorajado a participar proactivamente no processo de reabilitação [6], [71].

Os programas de reabilitação são também divididos em três fases (normalmente podendo o cirurgião ter uma avaliação diferente da padronizada e assim ditar diferentes tempos ou trabalhos). Estas fases são:

- Fase de mobilização passiva (4 a 6 semanas) – tem como objetivo o controlo da dor e do edema, proteção da cicatrização dos tecidos ao mesmo tempo que previne a rigidez [6];
- Fase de mobilização ativa (entre a 6ª semana e as 12 semanas) – acrescenta aos objetivos anteriores a mobilização ativa do ombro, de forma assistida, no plano da escápula. Aqui o paciente vai progredindo com a progressão de amplitudes até cerca de 120°-140° de elevação e 30° de rotação externa. A progressão do deltóide para exercícios dinâmicos e a introdução de fortalecimento dos rotadores são também iniciados nesta fase [6];
- Fase de fortalecimento muscular (a partir das 12 semanas) – nesta fase os objetivos são alterados, passando agora a centrar-se na progressão do fortalecimento, não descurando a independência funcional nas atividades quotidianas (leves, avançando a literatura com pesos até 5 kg) [6].

4.2.1 Complicações pós-operatório

Como anteriormente descrito, na primeira geração de artroplastias da POI, os falhanços clínicos foram ditados pela fratura e pelas folgas criadas na componente glenoide, culminando na sua remoção do mercado [7].

Em meados de 1980, surge a segunda geração de POI (*Delta III*) por Paul Grammont, com uma nova visão biomecânica, um novo domínio. Esta nova fase baseou-se no desempenho de funções do músculo deltóide, que passou a atuar de uma nova maneira, permitindo e compensando o movimento que a deficiência da coifa dos rotadores limitava a esta articulação[7], [12]. Na atualidade, várias POI usam este design (considerado de segunda-geração), entre elas a [12]:

- *Reverse Delta III (Depuy)*
- *Reverse/aequalis (Tornier)*
- *RSP (Encore)*
- *Anatomical Shoulder Reverse /Inverse System (Zimmer)*
- *Equinox (Exactech)*
- *Comprehensive Reverse Shoulder System (Biology of Metals).*

Embora existam várias entidades e vários modelos da POI, existem igualmente complicações, que na generalidade, afetam grande parte das POI referidas. Estas complicações são extremamente variadas, podendo ir de complicações mecânicas, infeção e mesmo operatórias, pois embora os resultados continuem a melhorar, existem ainda questões por responder (em relação às operações e complicações).

Bohsali et al [12] reviu 5 estudos, os quais envolvem no total 261 ombros, com uma média de seguimento dos pacientes de 3,1 anos. Este estudo mostrou que existiram melhorias na movimentação dos ombros estudados e também em relação ao alívio da dor. No entanto, também demonstrou a existência de complicações. Estas complicações [12] possuíam

avaliações elevadas, com uma média de 24,4%, em alcance de 6,25% a 50% dos pacientes a queixarem-se e a serem diagnosticadas complicações. No entanto, existem outros resultados presentes na literatura, sendo também avançado com uma presença de 25,6% com um alcance de 13% a 50% [52].

A sua análise revelou que as complicações mais comuns, (tendo como análise a frequência de aparição) são o desgaste da componente de polietileno da parte escapular, formações de hematomas, dissociação glenoide, (falha na base do prato ou *aseptic loosening*), deslocamentos, fraturas nos ossos acrómio e espinha escapular, infeções, *loosening*⁴ ou dissociação do componente umeral, bem como lesões nervais, sendo todas estas complicações relatadas na restante literatura [12], [52], [13], [14]. Já a perda da ação do músculo deltóide mostra-se uma complicação devastadora, uma vez que este músculo gera mais de 50% da força necessária para elevar o braço no plano escapular, num ombro saudável. Nos pacientes com severas deficiências na coifa dos rotadores, o deltóide será então o único músculo que poderá realizar a abdução do braço. Sendo infrequente, a lesão do deltóide não possui muitas opções para a sua cura ou reconstrução, levando a que as atividades acima da cabeça sejam quase impossíveis [76].

A colocação desta prótese (POI) nas artroplastias de revisão com presença de qualidade óssea reduzida pode atingir uma taxa de complicação de 20% [6]. No caso de artroplastias de revisão para tratamento de artroplastias primárias falhadas devido à conjugação de instabilidade relacionada com o manguito rotador e defeitos ósseos, o risco de complicação pode atingir valores consideráveis, mas com cerca de 80% de satisfação por parte dos pacientes [8], mais presentes do que em hemiartroplastias ou artroplastias totais [52].

A cirurgia de revisão, além de ser só por si complicada de realizar pois tem o objetivo de transformar as falhas anteriores em sucessos, tem também a dificuldade acrescida de possuir a presença de tecidos moles complicados, incluindo deficiências na coifa, lesões nos nervos, rigidez após cirurgia de lesões traumáticas além de também estarem presentes (frequentemente) defeitos ósseos na glenoide devido a falhas dos componentes, erosão glenoide após insucessos na substituição da cabeça umeral, entre outros [8]. Já as incisões para a dissecação podem ser complicadas devido a densos tecidos cicatrizados [8].

Podemos ver assim, que muitas vezes as revisões de cirurgia dependem em muito da etiologia da falha primária e entender a presença em maior percentagem de complicações nas artroplastias de revisão com o uso da POI [6].

Mesmo com a presença de complicações, este tipo de próteses apresenta sobrevivência de 93% a 5 anos e 84% a dez anos [14]. Não podendo ser considerada uma complicação, a sua aplicação a pacientes com idades avançadas acarreta a desvantagem de o seu seguimento ser curto, ora por necessidade de artroplastia de revisão, artrodese, morte do paciente ou simplesmente perda de contacto com o paciente, não podendo assim ser feito um estudo com longevidade.

Scapular Notching⁵

Entre outros, os movimentos repetitivos podem causar lesões na articulação do complexo do ombro [4].

Tal como acontece no ser humano, as próteses também respondem a estas séries repetitivas de movimentos, dando-se então o chamado *Scapular Notching*. Este efeito deriva da reabsorção do osso na parte inferior e posterior do pescoço escapular [89], resultando dos repetidos impactos do copo de polietileno (componente umeral) com as partes ósseas

⁴ Fenómeno que é traduzido pela falha da fixação com o tempo, devido ao aparecimento de folgas no aperto dos componentes fixadores.

⁵ Fenómeno de formação de um chanframento ósseo devido à perda óssea (ou reabsorção óssea), causado pelo fenómeno de *impingment* (definição na nota de rodapé 6 da pagina 66).

inferiores da escápula. Para casos de uso de artroplastia total do ombro (prótese invertida), para tratamento de deficiências dos manguitos, Werner et al, concluiu que em 96% dos casos prevalece o *Scapular Notching*. Já Boileau et al reportou que em 68% dos casos estudados para tratamento de deficiências no manguito, fraturas ou artroplastias de revisão com a artroplastia total do ombro, prevalecia o *Scapular Notching* [12]. É a complicação mais frequente encontrada na literatura [6].

Este fenômeno é associado ao efeito de *loosening* da componente glenoide e leva em última análise à falha da prótese. Normalmente, esta complicação é detetada no primeiro meio ano após a artroplastia total do ombro, sendo comum piorar com o tempo.

Esta falha ocorre quando é praticada uma abordagem superior para a fixação da componente glenoide, sendo já demonstrada por Nyffela et al [89], que uma colocação inferior da componente glenoide previne esta ocorrência e confirmado por Sinevitch et al. [12] Correntemente, o modo mais seguro para prevenir este tipo de complicação é a colocação inferior da componente glenoide, usar tamanhos grandes dos implantes e utilizar próteses que possuam a necessidade de uma menor medialização do centro de rotação [89].

Hematomas

No pós-operatório é relativamente comum observar-se formação de hematomas. Werner et al relata esta ocorrência em 20% dos pacientes, o que, não altera o resultado global da AITO [12]. No entanto é preciso ter cuidados quando os hematomas tomam proporções consideráveis, podendo ser prevenidos por meticulosas hemostasias, drenagens cirúrgicas ou atrasar a permissão de movimentação do ombro pós-operatório [12].

Esta complicação deve-se ao design da prótese inversa, pois a sua aplicação pode gerar um espaço vazio inferiormente ao acrómio, que permite a formação de hematomas [12]. Para muitos autores, o hematoma tem apenas significado pelo risco de aumentar a ocorrência de infecção [6].

Glenoide

A zona glenoide é de extrema importância nesta articulação, devido ao seu formato permitindo assim à cabeça do Úmero mover-se quase livremente na sua superfície [15], [17], [19], [20]. No entanto, a biomecânica deste complexo (ombro) é alterada com a AITO. Além de ser a melhor opção para o tratamento de casos específicos, existem problemas na alteração das funções da glenoide, que podem surgir ainda na operação, nomeadamente a fratura da escápula bem com *loosening* na fixação dos componentes [51].

Visto que esta opção (POI) é usualmente usada em pessoas de idade mais avançada [55], [90], na qual a propensão à osteoporose é maior, estar a solicitar ossos já de si frágeis, pode resultar em fraturas durante a operação, embora seja raro [12]. Estes raros momentos podem acontecer na preparação da glenoide, durante o procedimento de fresagem da superfície glenoide para receber a componente protésica glenoidal ora como o aperto dos parafusos de fixação da mesma [12]. Desta maneira, a abordagem clínica requer alguma preparação bem como a abordagem operatória requer alguma sensibilidade por parte do operador cirúrgico. Quando a fratura ocorre, normalmente no contorno da glenoide, procede-se ao realojamento da componente protésica glenoidal [25].

Presentemente pode-se trabalhar na área protética do complexo articular do ombro, do ponto de vista de mais de 50 anos de experiência e recolha de dados clínicos, bem como um conhecimento moderno da anatomia do ombro [25]. No caso do procedimento de realojamento não ser suficiente para garantir a estabilidade do complexo articular do ombro, ou a sua fixação não for satisfatória são recomendadas duas abordagens: enxerto ósseo ou cura natural da fratura. O fenômeno *loosening* também afeta esta área, derivado de uma fixação inadequada, devido a diversas razões (deficiências ósseas ou posição impropria para fixação). Cuff et al [12] relata falha mecânica no prato de base quando é usado um centro de rotação lateral em 11%

dos casos, em média aos 21,4 meses. Outros autores observaram resultados depois de 2 anos em 4,1% dos casos de *loosening*.

Com este tipo de próteses, as cargas experienciadas nesta articulação são transferidas diretamente do Úmero para a componente glenoide, mais propriamente, para a fixação desse componente. Por causa das suas limitações, que culminam no problema descrito, resulta a falha da fixação da componente glenoide, sendo esta uma das complicações mais vistas na POI.[51] Nesta zona, podemos também experienciar o *scapular notching* [88], sendo esta uma complicação radiográfica comum na AIO. Estamos perante uma complicação cuja etiologia clínica permanece controversa embora ocorra como resultado da adução. Recentemente o fenómeno de *notching* revelou ser um fenómeno a 3 dimensões [88].

Sendo a medialização do centro de rotação e o seu posicionamento inferior uma das imagens de marca deste tipo de próteses e que levou ao seu sucesso, é também causador da limitação do arco de movimento que resulta no fenómeno de *impingment*⁶, entre o pescoço escapular e a componente umeral (inferiormente) [88]. Por sua vez pode evoluir e resultar em *scapular notching* e perdas ósseas (*bone loss*) na zona referida [88].

Este fenómeno encontra-se presente [88] em 96% dos casos, sendo associado ao design das próteses com as próteses *Tornier* a apresentarem 92% de incidência de *impingment*, enquanto que as próteses *Zimmer non retentive* apresentam 58% e as *Zimmer retentive* 71%. Já a fixação inferior na glenoide pode reduzir o *impingment*, mas é difícil eliminar este fenómeno por completo [91].

Note-se que existem dois tipos de artigos referentes a este tema, com duas abordagens diferentes. Enquanto um grupo se centra na anatomia escapular e a sua relevância para a componente de fixação, outro tem como opção a otimização e melhoramento dos parafusos de fixação usados na componente glenoide [51].

Este segundo grupo baseia-se nos fracassos obtidos na fixação da componente glenoide por causa das limitações ósseas apresentadas pelo paciente, tais como limitação de osso disponível para fixação [51]. A técnica de fixação dos parafusos mudou com o tempo[88] tal, como descrito também da história da POI [7]. Sendo inicialmente apontados à espinha escapular para fixar em mais quantidade óssea, a literatura mais recente aponta para que o parafuso inferior deverá estar posicionado de modo mais horizontal, para assim aumentar o contacto com o osso. [88] Já o ângulo de colocação do mesmo é variável, existindo assim maior liberdade para escolher o local ósseo a aparafusar [73], [51].

Foram estudados três casos para a fixação do parafuso na glenoide [51]:

- 1º) A carga máxima da componente glenoide é extremamente afetada pela densidade do material circundante;
- 2º) A carga máxima é significativamente afetada se um dos parafusos não fixar;
- 3º) A fixação é extremamente maior quando a carga aplicada se alinha com os parafusos.

Os resultados obtidos provam que é de extrema importância para a fixação da componente glenoide a densidade do osso presente, a sua quantidade e a quantidade de parafusos que são na realidade fixos, tendo resultados como por exemplo o facto de o osso possuir menor densidade (0,16 g/cm³) ser 23% mais fraco que um osso com uma densidade média (0,24 g/cm³). Outro facto é que o parafuso mais importante para as POI é aquele que esta mais próximo da zona de transferência de carga. Este estudo concluiu também que o cirurgião deve apontar sempre ao local no qual o osso apresenta melhores qualidades ósseas para a fixação da componente umeral, no entanto, os cirurgiões não conseguem controlar completamente esta fase da operação.

Assim as tentativas para minimizar o risco da glenoide sofrer de *loosening* incluem colocação da componente protésica glenoidal inferior à glenoide, colocação dos parafusos no melhor local possível a escápula, inclusão de um parafuso central maior, múltiplos parafusos periféricos e maior diâmetro de parafusos [51].

⁶ Choque entre componentes protésicos e o osso envolvente.

Cuff et al [12] diz que pelo menos 25 mm são precisos para uma fixação precisa na glenoide (para o parafuso central, medialmente à linha central da glenoide). Existe um certo equilíbrio para a colocação e fixação da componente glenoide, pois a escápula é mais densa superiormente e na fronteira entre a espinha escapular e o corpo da escápula, sendo menos densa inferiormente, mas a colocação desta componente superiormente tem o efeito de *scapular notching*.

Gerber et al, recomenda uma abordagem diferente, que se baseia no enchimento da cavidade glenoide com enxertos ósseos, com uma abordagem inicial (hemiartroplastia) e “à posteriori” avançar com a reimplantação da componente glenoide. [12] Os enxertos ósseos mostram-se um sucesso para grandes defeitos ósseos [8], sendo mesmo o tratamento cirúrgico considerado para casos com presença de *bone loss* [10].

Para combater as folgas existentes entre os parafusos e o osso, existe também outra opção. Esta passa pela alteração do design da prótese, como é o caso da *bayley-walker system* [59], que é uma prótese cujo design não é mais que um parafuso com proporções drásticas, mas que já é usado em alguns casos clínicos (Figura 56).



Figura 56 – Articulação da POI *Bayley-Walker* (a) e o implante no ombro de um paciente (b) [50].

Deslocamentos

Sendo uma prótese limitada quanto aos graus de liberdade que possui, esta não reproduz totalmente o que a articulação natural nos permite ora em relação aos movimentos (amplitudes) ora em relação a cargas suportadas. O facto de possuir menos um grau de liberdade que a articulação humana natural, resulta muitas vezes em luxação /subluxação nos componentes protésicos (entre a componente umeral e glenoide) [12].

Este fenómeno é relativamente comum, sendo considerado por alguns autores [13] o mais comum das complicações presentes na POI. É descrito como presente numa percentagem de 3,4% por Molé and Favard et al [13] e Wall et al, refere uma percentagem de 7,5% de ocorrência desta complicação, que pode ocorrer por várias razões, nomeadamente artroplastia de revisão, distorções ósseas e/ou anatomia de tecidos moles, na localização/fixação de componentes, bem como impactos entre as componentes protésicas e ossos circundantes. Embora a probabilidade de surgir, aumente com estas complicações, Sanchez-Sotelo et al [12], afirma que a maioria dos autores acredita que este fenómeno de luxação/subluxação ocorre quando o braço está estenso e em adução. Este tipo de complicação pode estar presente em pacientes com diagnósticos complexos, revisão após artroplastia primária falhada ou a não união no úmero proximal.

No caso de existir este tipo de eventos nos 3 primeiros meses, é sinal de erro cirúrgico e com tratamento extremamente difícil. A revisão cirúrgica é necessária quando existem estes tipos de complicações (deslocamentos) com as características de má localização/ localização dos componentes protésicos ou na eventualidade de estarmos na presença de tecidos moles

indevidamente tensionados [12], como o deltóide [92]. Esta complicação também poderá ser causada por infecção [92].

Várias tentativas são levadas a cabo para eliminar estas luxações/subluxações. Entre elas, estão a abordagem superior-lateral, examinação durante a operação cuidada e com sensibilidade para garantir maiores amplitudes de movimento, a versão mais apropriada das próteses de ombro inversas existentes no mercado, ausência de impactos, evitar movimentos não desejados, peso do osso umeral próprio bem como uma preservação cuidada dos tecidos moles envolventes bem como um correto tensionamento [12]. Esta complicação apresenta um risco duas vezes maior de ocorrer em pacientes cujo tendão subescapular não pôde ser reparado [13].

No caso de deslocamento dos componentes (um em relação ao outro) mas que ambos mantenham o seu posicionamento em relação ao osso, a imobilização deste complexo articular após o realojamento das componentes protésicas poderá resolver o problema. [12] O primeiro passo que o cirurgião tem de dar neste caso, é a avaliação da causa do deslocamento dos componentes, que podem ser variados [71] como representado na Figura 57.

A instabilidade é uma complicação problemática, mas pode ser evitada. Nos últimos anos assistimos à evolução tanto em técnica como em design dos implantes, ajudando a combater esta complicação [71].

A componente chave para lidar com a instabilidade na POI é preveni-la em primeiro lugar e para tal, é preciso conhecer os limites da prótese bem como do novo sistema do complexo articular do ombro [71]. Embora exista uma melhoria nos conhecimentos biomecânicos, continuam a existir estes tipos de complicações, sendo que os deslocamentos são muito difíceis de prevenir [92].

Fraturas escapulares

De entre as várias complicações da AITO, são muito comuns fraturas acromiais e fraturas na espinha escapular. Fraturas acromiais já existentes são discutidas por Matsen et al [12], tensões excessivas por parte do músculo deltóide, ou fadiga óssea resultante de acrómios osteopénicos. Já as fraturas da espinha escapular aparentam ser clinicamente mais impotentes, já que estes eventos podem conduzir a dores e disfunções nesta articulação. Em muitos dos casos, requerem operação para fixação.

Crosby [12] compilou o resultado de 400 pacientes tratados com artroplastia com prótese total do ombro invertida com o acompanhamento de 4-5 anos. Foi compilando as complicações, classificações e os devidos tratamentos das fraturas escapulares. Foi feita uma separação/triagem dos pacientes, tendo em conta os tipos de fraturas avaliadas, resultando três grupos:

- Tipo I – pequenas fraturas na parte anterior do acrómio (resultado da operação realizada ao músculo deltóide, que consiste no seu alongamento, o que poderá causar separação/fratura na parte anterior do acrómio, quando este se encontra enfraquecido (como visto antes na literatura é usual dado que os portadores deste tipo de prótese são de uma facha etária superior, que possuem patologias como osteoporose, entre outros). Não obstante o acrómio pode ser enfraquecido por acrómioplastias anteriores ou erosão excessiva causada pela migração umeral superior. Estes pacientes foram tratados com o procedimento standard no pós-operatório/reabilitação e não necessitaram de outras intervenções cirúrgicas).

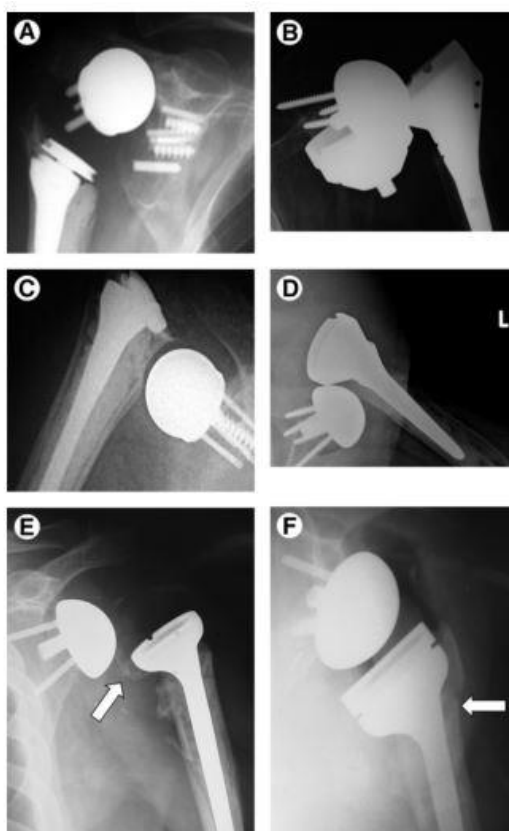


Figura 57 – Deslocamentos são resultados indesejados que podem dever-se a [39]:

- a) falha do implante
 - b) má montagem dos componentes
 - c) posicionamento do componente glenoide errado
 - d) mau tensionamento dos tecidos moles
 - e) perda de tensionamento após fratura
 - f) a revisão pode incluir a adição de um espaçador
- Tipo II – fraturas que ocorreram no acrómio, no entanto, com a característica de se localizarem posteriores à articulação acrómio-clavicular (uma articulação acrómio-clavicular que padece de artrite, não possui liberdade de movimento, encontrando-se fixa. Por causa desta particularidade, fraturas de *stress* ocorrem enquanto os pacientes se reabilitam e ganham de novo os seus movimentos, normalmente entre 3 e 6 meses depois da cirurgia. Estas fraturas requerem fixação interna e na maioria dos casos também necessitam da diminuição da artrite nesta articulação).
 - Tipo III – fraturas da espinha escapular (este tipo de fratura necessita de fixação interna com tratamento). Estas fraturas são o concluir de um evento traumático menor, que resulta em fraturas de *stress* que se propagam durante a inserção (e a partir da mesma) dos rasgos dos parafusos à medida que estes penetram no córtex superior da escápula).

Como as fraturas do tipo III aparentam ser fraturas que remontam ao rasgo feito pelo parafuso colocado superiormente (metagleno), é recomendado que este parafuso não seja alojado na posição superior do metagleno, se possível [12].

Como todo o músculo deltóide poderá ser solto da sua origem, estas fraturas são muito dolorosas, possuindo resultados clínicos bastante diferentes de artigo para artigo, sendo que estes resultados se podem dever às localizações das fraturas acromiais [93].

Com a POI, que usa o deltóide para compensar as deficiências da coifa dos rotadores, os pacientes podem ganhar função, força e alívio da dor, mas com a adição de novos mecanismos, é adicionado também novos tipos de *stress* ao complexo [93].

Quer com tratamento cirúrgico, ou sem operação (uso de almofadas de abdução por cerca de 3 meses e braço fixo), existe uma diminuição da dor depois de fratura acromial, mas existe também uma diminuição considerável e bastante sentida da função do braço (amplitude de movimentos) [93].

Infeção

As infeções, infelizmente, são uma complicação relativa a todas as cirurgias, mesmo praticadas em locais apropriados como hospitais e clínicas. Basta que um dos componentes usados na operação não esteja desinfetado para o paciente correr o risco de padecer deste mal. Mesmo com todos os protocolos existentes nestas instalações, referentes à limpeza e integridade da saúde que nelas se encontram, basta um pequeno deslize para que sejam encontradas complicações relativas a infeções ou contaminação.

No entanto, pondo de parte estas falhas relativas à esterilização do meio e dos materiais usados, as infeções são encontradas 4 vezes mais na AITO, quando comparada com a artroplastia total do ombro (primária) sendo vista em 4% dos casos [12]. Este índice de presença é principalmente atribuído ao facto da criação de um espaço vazio subacromial, devido à limitação da prótese.

É frequente a sua presença, também, na formação de hematomas, na falta de tecidos moles em contacto com o implante, nas revisões cirúrgicas, em tempos de operação prolongados, bem como o facto de os pacientes usuários destas próteses não se encontrarem nas melhores condições de saúde, uma vez que o universo a que é aplicado estas próteses são pessoas com idade avançada. Deste modo, é lógico que uma preparação cuidada, minuciosa e completa da operação seja feita, bem como uma rigorosa técnica de esterilização seja usada para prevenir infeções protéticas. Vários sistemas devem ser usados, como tocas, fardas e até sistemas de exaustão durante a operação, para evitar o contágio a partir do cirurgião e restantes técnicos de saúde.

No caso de o cirurgião desconfiar da possibilidade deste tipo de complicações, é recomendada obtenção de alguns dados, nomeadamente os marcadores dos níveis de inflamação, culturas de sangue e amostras de tecido orgânico.

Em complicações deste tipo são considerados tratamento, que aplicados cedo, podem chegar a 3 meses de duração. Estes consistem em lavagens durante a operação, manutenção dos componentes e culturas de antibióticos específicos [12].

Já as infeções tardias requerem a remoção dos componentes protéticos originais e estudos de culturas de antibiótico para tratamento do paciente. Apenas quando os marcadores dos níveis infecciosos voltarem ao valor normal, poderá ser estudada e considerada a reimplantação POI [12].

O fenómeno de instabilidade tem 44% de presença de infeção [92].

Ferimentos Neurológicos

Embora raras, é possível a existência de complicações ao nível neurológico depois da artroplastia inversa total do ombro. Os nervos axilares, músculo cutâneo e radial são então afetados por paralisia, incapacidade ou mesmo inibição total. As causas atribuídas passam normalmente, por lesões de tração devido à mudança anatômica que o complexo articular do ombro está sujeito aquando da implementação deste tipo de próteses, bem como a dissecação cirúrgica, especialmente durante a revisão cirúrgica. Sanchez-Sotelo [12] sugere que o alongamento “natural” existente com a introdução deste tipo de próteses e consequente aumento de tensão no plexo-braquial pode ser um evento com efeito mais proeminente que o alongamento existente durante a cirurgia, dado que este é o passageiro.

Complicações umerais

As complicações umerais podem atingir os 21% de todas as complicações presentes na POI. O encurtamento excessivo do úmero, tal como a medialização excessiva são causas comuns da instabilidade presente na prótese [94].

De entre as complicações presentes no úmero [94], destacam-se o efeito de loosening, deterioração do osso ou fraturas umerais. A perda óssea na zona proximal do úmero é uma causa para a existência de loosening umeral, sendo que esta perda óssea poderá ultrapassar os 50mm [94]. Se a perda óssea presente for menor que este valor, poderá ser feito ou enxertos ósseos na zona da cabeça umeral, ou poderá ser reconstruída com cimento ósseo [94].

4.2.2 Desenlace das complicações

Como resultado, vemos que são inúmeras as possíveis complicações inerentes a este tipo de prótese. No entanto, as próteses do ombro inversas atuais, são uma poderosa “arma” e uma solução engenhosa que, possui excelentes resultados para as disfunções no complexo articular do ombro, que não eram solucionadas pelos seus precedentes ou outro tipo de tratamento. Com as constantes melhoras ao nível do design, bem como a experiência dos cirurgiões, as exigências e as implementações deste tipo de prótese rapidamente se expandiu para tratamentos em pessoas cada vez mais novas e pessoas mais ativas [12].

Não obstante do seu sucesso no momento, como foi visto no decorrer da história e evolução desta prótese, o seu passado foi traiçoeiro, com muitos revés e obstáculos. A sua forma atual ainda não nos proporciona a solução ideal como se pode ver com as complicações suscetíveis de aparecer, mas é a melhor até ao momento [12].

As suas características físicas, as mesmas que são a grande causa do seu sucesso, são também causas dos pequenos insucessos presentes. A sua caracterização como prótese semi-limitada deu-se ao facto de esta não conseguir acompanhar a articulação natural (todos os seus movimentos) e este é também a causa das limitações como performance e longevidade da mesma. É preciso uma rigorosa avaliação antes da sua implementação. No caso do seu uso, um seguimento cuidadoso e bem agendado é necessário para o estudo do impacto que este tem no organismo do paciente.

4.3 Alterações introduzidas pela prótese do ombro invertida

Um aspeto de extrema importância nestas abordagens (SPOI) é o grau de tensionamento do deltóide [2]. Com as alterações biomecânicas operadas com esta substituição, o tensionamento a que o músculo deltóide fica sujeito é determinado intraoperatoriamente, dependendo essencialmente da sensibilidade e experiência do cirurgião [2] [25]. Um tensionamento insuficiente pode ser a origem para a instabilidade da prótese bem como uma menor capacidade de ativação das fibras do músculo deltóide. Por seu lado, um tensionamento excessivo pode originar dificuldades no movimento de adução do ombro, lesões musculares ou fraturas por fadiga do acrómio numa fase mais tardia [2].

Na questão da reabilitação, a promoção da função deste músculo é um ponto-chave, já que o resultado e conseqüente satisfação do paciente se apresenta tão dependente do deltóide [2], sendo considerado vital [6], [24] para o sucesso da SPOI.

Os resultados obtidos em amplitude de movimentos podem também ser influenciados devido à qualidade do músculo deltóide, visto que esta diminui de cirurgia para cirurgia, ou devido à força muscular e função dos restantes músculos (no caso da sua existência) da coifa dos rotadores [3].

Às deficiências da coife dos rotadores está associada uma condição rara, a rotura espontânea (ou natural) da origem do deltóide médio, [8] sendo que nestes casos a reparação do deltóide e do manguito subjacente não é possível. A literatura reporta poucos casos deste tipo de patologias (10 casos), sendo que um deles foi tratado com a POI. O resultado final [8] foi de ausência de dor com flexão ativa de 150° e 130° de abdução (2 anos de seguimento). O *constant score* melhorou de 20 pontos para 65 pontos (pós-operativo). Com o resultado corrigido (idade e género) obteve-se um resultado final de 79,5 pontos.

Prova-se assim a ampla gama de patologias que esta prótese pode melhorar. No entanto, o uso da POI nestes casos específicos deve ser ponderado cautelosamente.

O bom resultado obtido deve-se especialmente ao resultado biomecânico da POI, que permitiu um balanço entre as porções anterior e posterior do deltóide. Estas fibras são então recrutadas para fazerem de abdutores devido à medialização inerente a esta substituição (Figura 58 e Figura 59) [8].

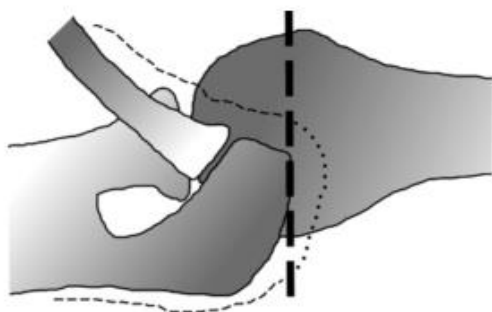


Figura 58 - Representação do eixo de abdução num ombro saudável:
O eixo de rotação passa pelo centro da cabeça umeral (linha a tracejado grossa). A linha fina representa as fibras do deltóide, sendo a parte pontilhada a responsável pela abdução [8]

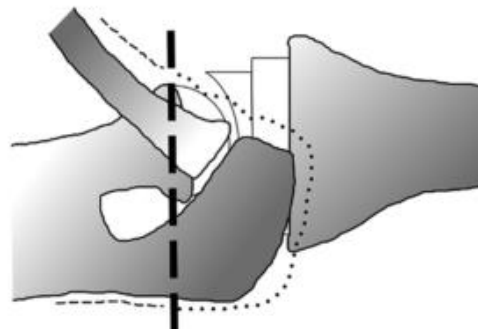


Figura 59 - Representação do eixo de abdução na SPOI:
O centro de rotação é medializado (linha grossa) e existe uma maior quantidade de músculo deltóide recrutado para a função de abdução (linha a pontilhado) [8]

Dada a importância deste músculo para a POI, é igualmente importante a sua preservação [17]. A sua danificação pode ocorrer por várias razões, sendo que alguns destes casos podem ocorrer ainda na operação como o exemplo da separação do deltóide anterior [17] que foram imediatamente suturadas. Já severas disfunções do deltóide mostram-se presentes em 92% das revisões da artroplastia total do ombro quando usada a abordagem deltapeitoral ou a superior com o músculo deltóide proximal libertado (34 casos em 37 artroplastias de revisão) [17].

Já o sobre tensionamento causado pela SPOI ao músculo deltóide é considerada como uma possível causa para a rutura do mesmo, tal como as infeções.

As artroscopias que envolvem descompressão subacromial, que sejam operadas de forma agressiva, podem ser uma fonte de danos para a inserção do deltóide, podendo mesmo ser significativamente poderosas para enfraquecer a sua inserção e conduzir ao fracasso do deltóide no futuro. Do mesmo modo, injeções de esteroides administradas para tratamentos da coifa, poderão comprometer o músculo deltóide [17].

A introdução de qualquer prótese do tipo invertido, reproduz alterações ao complexo articular (Figura 58 e Figura 59) e muscular do ombro (Figura 60), ao alterar o centro de rotação, inserção e função muscular [23]. Na Figura 60 observamos as variações do comportamento das divisões do músculo deltoide (anterior, médio e posterior). Aqui é visível o aumento do momento exercido por todas as divisões do deltoide, bem como a alteração existente ao longo da variação dos graus do plano de elevação (plano escapular). O momento do deltóide médio tem um valor quase constante na articulação nativa, enquanto que com a

geometria da prótese tem uma maior flutuação, cujos picos aparecem em torno de 90° de abdução, onde o peso do braço cria seu maior momento de adução [23].

A própria cirurgia também pode ter efeito na tensão a que o deltóide ficará sujeito, já que o resultado final da implantação da prótese pode variar de operação para operação, causa da preparação da glenoide (Figura 61), ou espaçamento causado pelo design da prótese, sendo que, por exemplo, existe um aumento em 1,2% do deltóide por mm de fixação inferior [23].

No estudo feito, [23] o músculo deltóide teve forças similares às presentes na anatomia normal, no entanto o deltóide médio contribuiu significativamente mais, comparado com o deltóide anterior e posterior. Também o facto de usar um copo mais espesso ou uma esfera de maior diâmetro, tem consequências no deltóide, nomeadamente o momento causado pelo músculo no braço, que é aumentado na fase inicial de abdução, tendo um pico bastante cedo seguido de uma diminuição considerável.

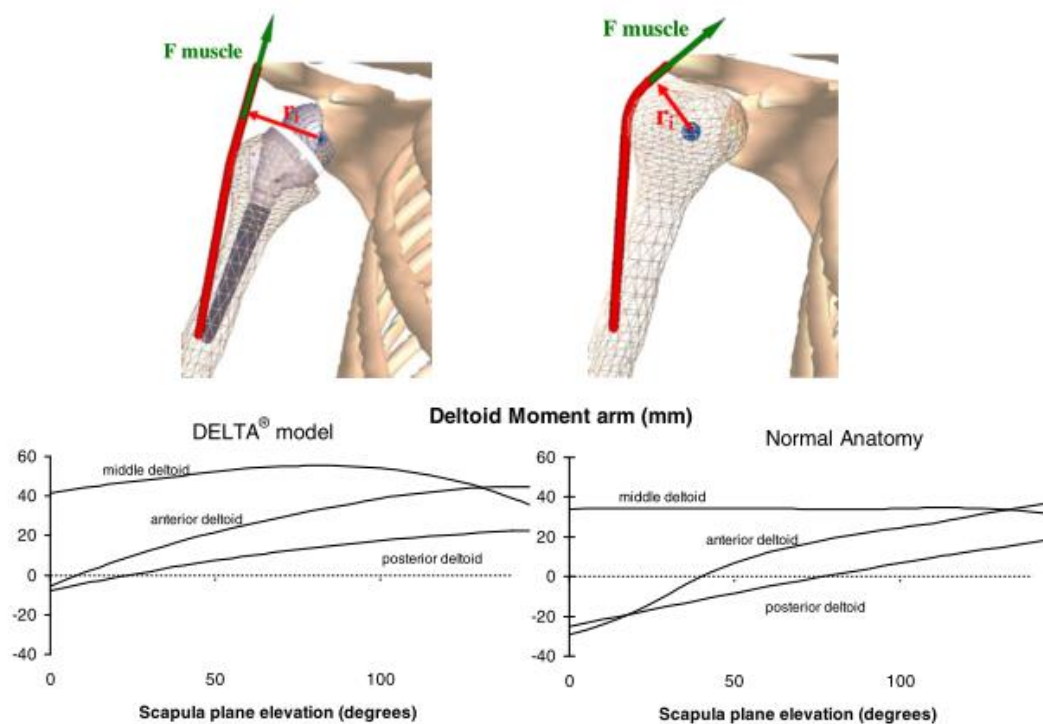


Figura 60 - A geometria da DELTA altera o centro de rotação da articulação glenoumeral e afeta significativamente o momento do deltóide em comparação com a anatomia normal [23]

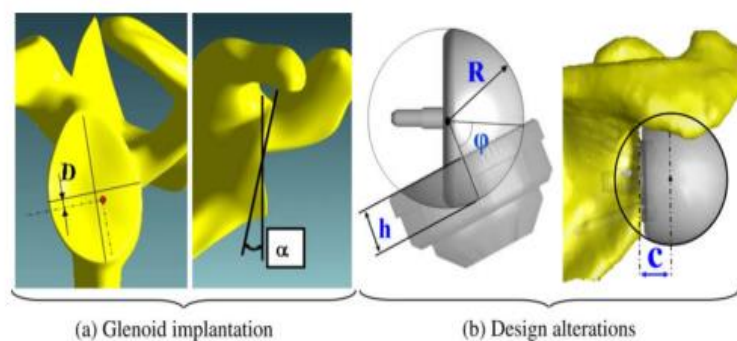


Figura 61 - Configuração diferente testada no modelo de prótese:
a) implantação glenoide: fixação inferior D (esquerda) e osteotomia oblíqua (direita);
b) alterações de design: Copo com profundidade "h" em relação à esfera "h / r" (esquerda) e lateralização do centro esfera c (direita) [23]

Considerando a anatomia normal do ombro, a elevação é repartida entre o deltóide e o supraespal. No modelo invertido, toda a elevação é feita apenas pelo músculo deltóide [23]. O facto de as forças para o músculo deltóide serem muito parecidas nos dois modelos (anatômico e inverso), o momento resultante [24] na SPOI é suficiente para compensar a falta da coife dos rotadores tendo a contrapartida de as forças resultantes possuírem direções diferentes (bem como maiores forças de corte na glenoide). As forças de corte antero-posteriores também aumentam. No entanto, a sua direção varia e depende do plano de elevação como presente na Figura 62. Já as forças de compressão tornam-se mais reduzidas, tendo como resultado as reduzidas forças de contacto entre as componentes da prótese [23].

As variações existentes nas porções do deltóide (dividido em anterior, médio e posterior, sendo que cada porção foi também dividida representado pela Figura 63) são visíveis bem como variações de função em algumas das porções e força [24]. Por exemplo a porção mais inferior do deltóide (anterior deltoid #1) passou de adutor para abductor depois da SPOI a 0° de abdução. Aos 45° o deltoide posterior deixou de participar na rotação externa, aumentou a sua componente extensora e passou a participar na abdução. Já o deltoide anterior revela-se uma estrutura vital para o sucesso deste tipo de próteses, deixando de participar na rotação interna e flexão aos 0°; aumenta a sua componente abductora e deixa de participar na flexão a 90° [24].

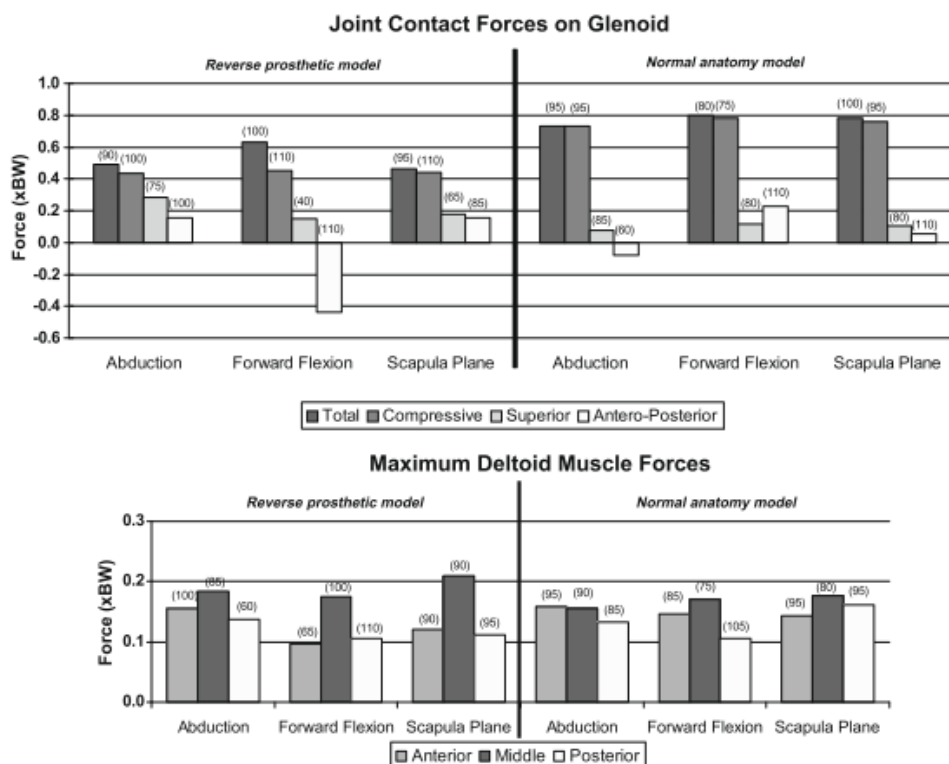


Figura 62 - Máxima de forças conjuntas de contato.. no local da glenoide (em cima) e as forças de músculo deltoide (em baixo), durante atividades com a prótese invertida (modelo no qual os músculos da coifa dos rotadores não se encontra presente) e anatomia normal (todos os músculos) do ombro. Entre parênteses é o ângulo de elevação do úmero no qual os máximos valores foram observados [23]

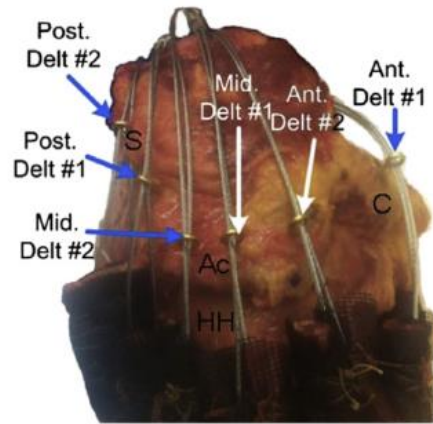


Figura 63 – Divisão das seis porções do deltoide tabelado, com C – clavícula, Ac – acrómio, HH – cabeça umeral, e S – espinha escapular [24]

5. Modelos experimentais do úmero

Este capítulo é dedicado a avaliação experimental do efeito da transferência de carga no ombro esquerdo natural e o ombro com o implante na zona proximal. Para tal é usado apenas o componente da estrutura óssea, o úmero.

O modelo réplica do úmero (Figura 64) é comercializado pela empresa Sawbones Pacific Research Labs, Vashon Island, WA, U.S.A., sendo um úmero artificial de 4ª geração, referência 3404, tamanho grande e orientação esquerda num material compósito [95]. Na figura seguinte encontra-se uma fotografia do úmero artificial usado em laboratório para a simulação da atividade de abdução a 90 graus. Depois de identificados o sistema de carga e as condições de fronteira desejadas, o úmero foi fixo com a caixa de alumínio, estando assim pronto para sofrer as cargas e ser retirado os dados correspondentes à sua resposta mecânica.

O objetivo deste capítulo foi medir experimentalmente as extensões presentes para avaliar as respostas ósseas neste movimento específico, podendo então avaliar efeitos de *stress-shielding*, fraturas ósseas, remodelações ósseas e correlacionar com os modelos numéricos posteriormente desenvolvidos.



Figura 64 – Modelo experimental do úmero

5.1 Modelo úmero intacto

Inicialmente, o úmero foi colocado na posição (Figura 69) para a transferência de carga, tendo em especial cuidado a área onde a carga é aplicada (Figura 67) aquando 90 graus de abdução [96], podendo esta variar conforme a fisionomia umeral. Para tal procedeu-se à maquinação de um bloco (constituído por duas peças) que irá fazer a sua fixação na posição desejada para a simulação experimental, sendo maquinado parte do osso em cada peça, para a fixação do mesmo. Este bloco teve como finalidade a correspondência do úmero ao ângulo de elevação da escápula (Figura 68) de -30 graus e um desvio de -10 graus (Figura 69) [49]. O interior do bloco (Figura 66), oco, foi enchido com cimento ósseo para que a parte distal do osso possa ser assumida como encastrada. Este bloco (Figura 65) foi maquinado em alumínio, na oficina de Tecnologia Mecânica do departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro. A posição do úmero é garantida através da zona de contacto proximal obtida por método CAD CAM.



Figura 65 – Vista da caixa maquinada para fixação

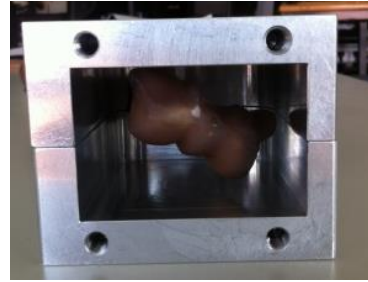


Figura 66 – Vista da cavidade interior antes do seu enchimento com cimento ósseo

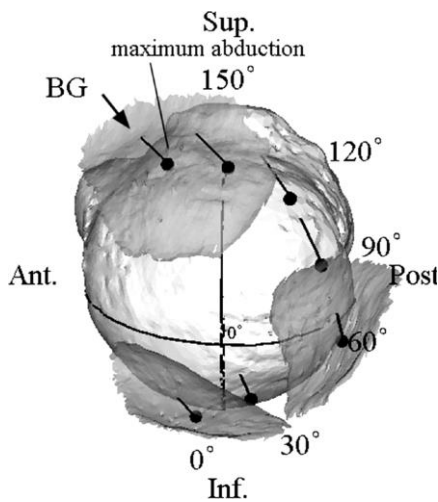


Figura 67 – Áreas de transferência de cargas para o movimento de abdução [96]

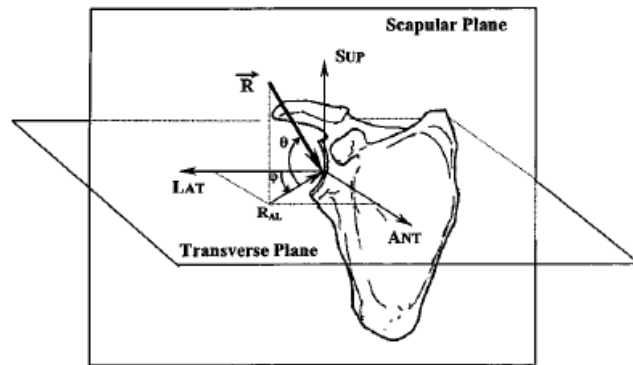


Figura 68 – Reações presentes na articulação glenoumeral, sendo o ângulo de elevação θ e o ângulo de desvio ϕ [72]

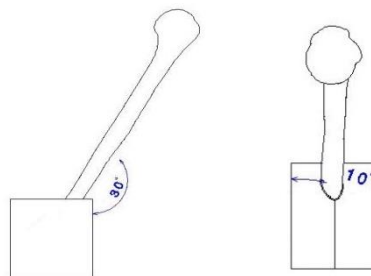


Figura 69 – Esquema representativo dos ângulos usados na replicação do movimento de abdução a 90 graus e as duas peças constituintes do bloco de alumínio

5.1.1 Sistema de Cargas e condições de fronteira

Durante as atividades fisiológicas, o úmero está sujeito a diversos tipos de carga. Neste estudo considerou-se a abdução a 90 graus. A carga aplicada (390N) encontra-se dentro do campo fisiológico de esforço [44], [48], [49] sendo já analisado na Tabela 1. A escolha da magnitude da carga teve em análise a tensão de cedência à compressão apresentada num modelo numérico desenvolvido para aferir a capacidade do osso compósito resistir a um

sistema de cargas semelhante ao osso cadavérico. Esta apresentava valores próximo do máximo permitido pelo material (segundo o catálogo do fabricante) na zona de fixação.

O ponto de aplicação da carga teve em consideração que o úmero se encontrava em 90 graus de abdução, sendo aplicada a carga na cabeça umeral [49], [96] equivalente a 390N.

Considerou-se o úmero encastrado, na zona distal, com uma inclinação que permitiu que a zona onde a carga é aplicada coincidissem com a aplicação da máquina de ensaios (apenas feita na vertical). Os ângulos usados foram fixos mecanicamente com um sistema de caixa em alumínio (previamente maquinada), enchida com cimento ósseo. Os materiais dos componentes são apresentados na tabela seguinte.

Tabela 24 – Materiais dos modelos experimentais nativo e implantado

Descrição do componente	Material
Osso cortical	Osso cortical de 4ª geração
Osso trabecular	Osso trabecular de 4ª geração
Cimento ósseo	Cimento ósseo
Haste umeral	Titânio
Copo umeral	Crómio-cobalto
Corpo de polietileno	UHMWPE
Caixa de fixação	Alumínio

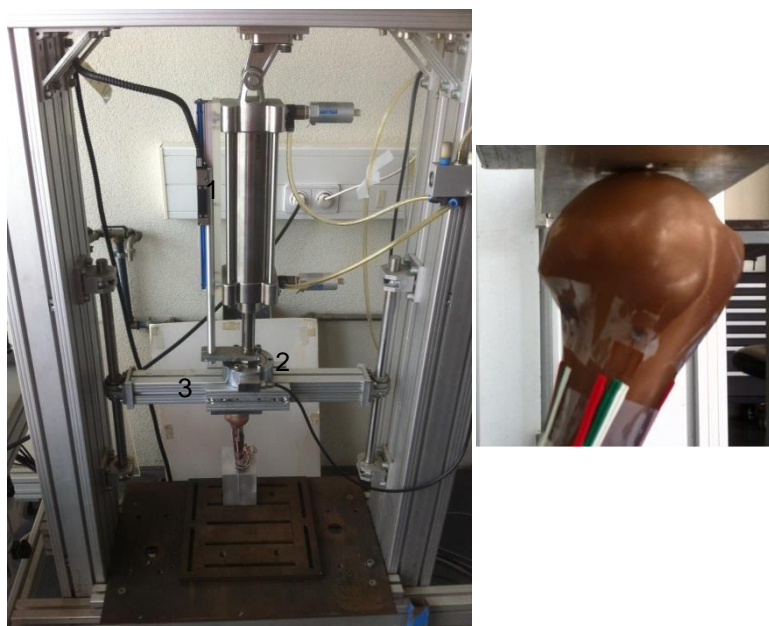


Figura 70 – Máquina de ensaios e posicionamento do modelo à esquerda.

Vista do contacto entre o úmero e a placa de transferência de carga (anexada inferiormente à guia móvel) à direita

- 1-Cilindro Pneumático
- 2-Célula de carga
- 3-Guia móvel

5.2 Modelo implantado do úmero

Em relação ao modelo apresentado no subcapítulo 5.1 (Modelo úmero intacto), o modelo aqui descrito apresenta a diferença de se encontrar implantado, com a componente umeral da prótese *Inverse/Reverse Shoulder system da Zimmer*. Para a obtenção do modelo, foi realizada a cirurgia *in vitro*.

5.2.1 Realização da cirurgia *in vitro*

Procedeu-se então à realização da cirurgia *in vitro* de forma a aplicar a POI (*Reverse Shoulder system da zimmer*), para aferir as transferências de carga entre o úmero nativo e implantado.

Neste processo, foi estudada a cirurgia e reproduzida no laboratório de Tecnologia Mecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro, sendo assim poupado tempo pois não existiu a necessidade de solicitar o instrumental para a realização da cirurgia. Foram traçadas as linhas de corte para a cabeça umeral, sendo esta cortada com o auxílio de uma serra manual, a aproximadamente 20 graus com o eixo vertical do osso. Aproveitando-se o furo passante ao longo deste eixo, o osso trabecular foi escavado de modo a abrir a cavidade que recebeu o cimento ósseo e a prótese. Para tal, foi maquinada uma raspa (Figura 71) que raspou o interior do osso, de modo a que a cavidade (Figura 72) obtida estivesse em conformidade com o procedimento cirúrgico do fabricante, descrito anteriormente. Esta ferramenta (Figura 71) teve como base a haste umeral, com as diferenças de ter -1mm de *offset* em relação ao corpo da haste na zona mais larga (proximal), bem como possuir dentes de 2mm de altura que serviram para raspar o material do osso e garantir *offset* para aplicação do cimento ósseo. Depois de preparado o osso, foi preparada a mistura do cimento ósseo, que consistia numa componente polimérica em pó e uma componente monomérica líquida. Os componentes foram misturados numa taça, de um modo rápido e uniforme, com uma duração de 30 segundos. Existiu um tempo de espera para o enrijecimento do preparado de dois minutos, passando a ser aplicada com o auxílio de uma espátula na cavidade óssea. Depois e cheia, foi aplicada manualmente a haste umeral, sendo sempre feita uma pressão ligeira na mesma até à sua colocação no lugar definitivo. Este passo (desde a aplicação do cimento até à colocação da prótese) não poderia exceder 4 minutos de duração.

O resultado da aplicação da prótese encontra-se de acordo com o guia fornecido pelo fabricante. Foi usado um cimento ósseo de viscosidade média, radiopaco de endurecimento rápido polimetil (metacrilato de metilo) PMMA: PALAMED, Heraeus Medical GmbH, Philipp-Reis-Strabe 8/13 61273 Wehrheim, Germany.



Figura 71 – Raspa para a abertura do canal de colocação da POI usada na artroplastia



Figura 72 – Utilização da ferramenta, cavidade obtida para receção do cimento ósseo e implante cimentado

5.2.2 Colocação dos extensómetros no modelo intacto

Um extensómetro é um dispositivo capaz de medir deformações nos corpos onde são colocados. Ao sofrer uma deformação, a resistência elétrica do material é alterada, possuindo uma resistência proporcional à variação de comprimento do filamento. Medindo a intensidade elétrica do filamento condutor do extensómetro, obtém-se uma leitura precisa durante os carregamentos experimentais. Nesta avaliação foram usados 4 extensómetros, colocado um por região (medial, lateral, posterior e anterior), tendo sido determinado as extensões principais na superfície do úmero para o caso de carga aplicado.

Utilizou-se dois tipos de rosetas tri-axiais (KFG-1-120-D17-11L3M2S, Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd., Tokyo, Japan e KFG-3-120-D17-11L3M2S, Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd., Tokyo, Japan) como sistema de medição. Os quatro extensómetros foram ligados ao sistema de aquisição de dados presente no Gabinete de Investigação de Biomecânica da Universidade de Aveiro, o PXI – 1050 da *National Instruments*, sendo este ligado a um computador onde os resultados foram guardados através da aplicação *LabView SignalExpress*.

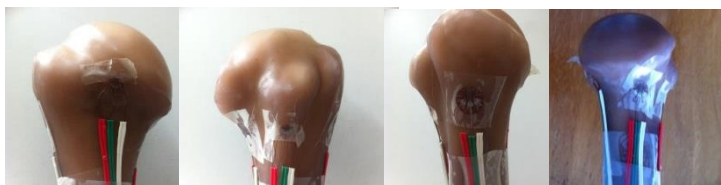


Figura 73 – Localização das rosetas no úmero nativo

Teve-se como base o local onde os extensómetros iriam ser colocados sendo usados os extensómetros de 1mm nas zonas mais irregulares para melhorar as medições. As posições das rosetas foram selecionadas para poder medir as extensões nos aspetos medial, posterior, lateral e anterior tanto antes como após a artroplastia do úmero. Assim, foram usadas 4 rosetas (2x3mm e 2x1mm) tri-axiais, localizadas em zonas relevantes e perto da previsão da inserção do implante, tendo em consideração a manutenção do bom estado das mesmas durante o processo cirúrgico.

Os extensómetros do tipo tri-axiais, contêm três filamentos colocados a 45 graus. Estes modelos permitem a obtenção de dados suficientes para descrever o tensor das deformações principais na zona da roseta.

A técnica usada para a colocação das rosetas consistiu primeiramente, na preparação da zona onde esta iria ser colocada, com uma lixa, seguida de uma limpeza da zona com álcool para remoção das impurezas e possíveis gorduras.

5.2.3 Metodologia de ensaio

O modelo foi acoplado ao sistema de fixação (descrito anteriormente), sendo que este fora montado sobre a máquina de ensaios. A máquina de ensaio foi uma conceção própria do laboratório de Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro. Esta máquina é controlada por computador, através da aplicação *Dbase*, sendo possível o controlo de variadíssimos parâmetros, de entre os quais se destacam força, frequência de carga aplicada, posição e velocidade de carregamento.

O modelo intacto foi carregado com 100N, 200N, 300N e 390N, de modo a estudar a linearidade do comportamento elástico do material, sendo os 390N o limite da força a ser usada. Para cada patamar de força foram retirados 5 ensaios.

Com a aplicação da carga direta entre a placa fixa à guia móvel e a cabeça umeral, foi possível observar saltos de estado durante o carregamento do osso, de modo que se repetiu os carregamentos de 390N com o uso de um sistema deslizante, permitindo assim um

movimento livre e fluido da cabeça do úmero, paralelo ao plano da base da máquina na ligação cabeça umeral/placa fixa à guia móvel. No caso do modelo implantado, a carga foi transmitida através desse plano deslizante, acoplado a uma semiesfera através de um espaçador. Essa esfera de 36mm de diâmetro foi encaixada na superfície de polietileno da prótese.

A carga foi transmitida verticalmente aos modelos, sendo que todos os ensaios foram realizados seguindo a sequência de carregamentos e descarregamentos descrita na Tabela 25.

Tabela 25 – Sequencia usada para a aquisição de dados nos carregamentos experimentais

Passo	Processo
1	Condicionamento a carga de ensaio
2	Calibração dos extensômetros
3	Carga
4	Estabilização da carga
5	Guardar os valores obtidos
6	Retirar carga
7	Tempo de espera entre medições

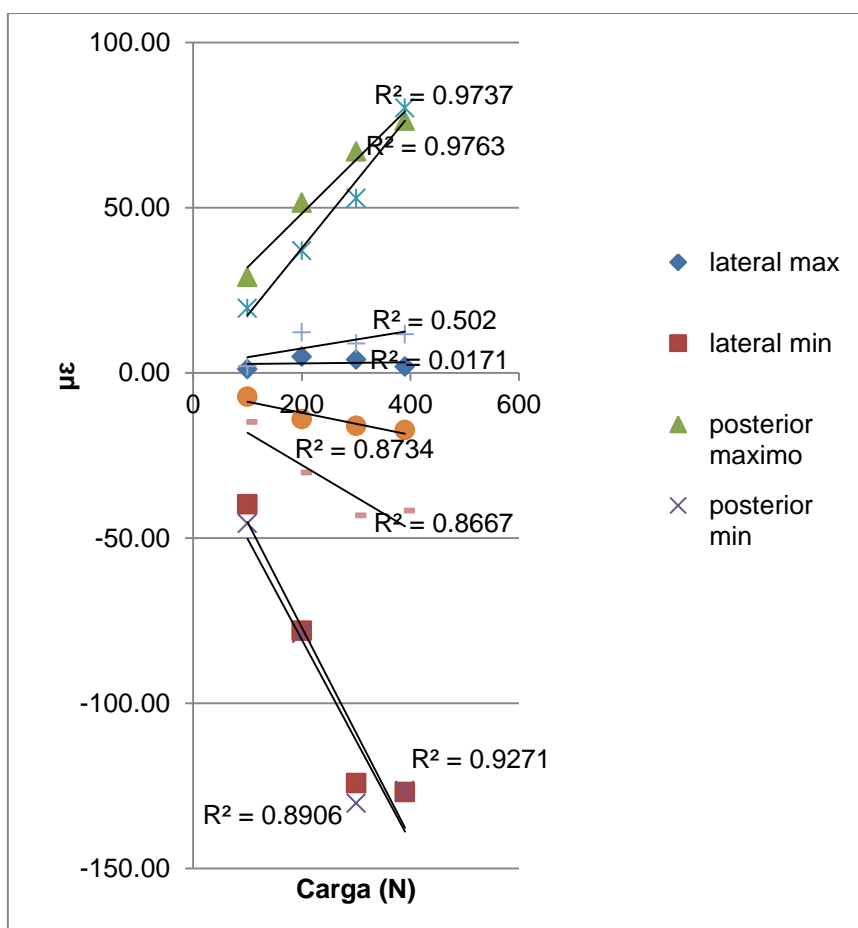


Figura 74 – Representação das regressões lineares entre os vários níveis de carregamentos para estudo da linearidade do material

Para cada registro efetuado das extensões a 45 graus, os valores de ϵ_a , ϵ_b e ϵ_c foram tratados de acordo com as seguintes expressões (I e II), para a obtenção das deformações principais máxima ϵ_1 e mínima ϵ_3 .

$$\varepsilon_1 = 0,5(\varepsilon_a + \varepsilon_c) + 0,5\sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2 + (2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2}$$

I

$$\varepsilon_3 = 0,5(\varepsilon_a + \varepsilon_c) - 0,5\sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2 + (2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2}$$

II

Após estes cálculos, foram determinados os valores médios de todos os ensaios, bem como o desvio padrão para cada medição. As extensões principais foram então comparadas entre os diferentes modelos analisados bem como consideradas para aferir a correlação com os resultados dos modelos numéricos.

5.3 Resultados das deformações principais

Neste subcapítulo são apresentados os resultados obtidos após os ensaios experimentais.

Após a recolha dos dados foram calculadas as deformações principais médias, para cada ensaio, bem como os respetivos desvios padrão.

Representados na Figura 74, estão os gráficos que representam a relação entre as extensões principais e os patamares de cargas aplicadas. Este estudo teve como objetivo compreender o comportamento do material.

A linearidade obtida entre o nível de carga e as extensões principais obteve um coeficiente de regressão linear para as diferentes cargas de $R^2 > 0,86$, com exceção de dois casos ($R^2 = 0,0171$ e $R^2 = 0,502$) para lateral máxima e medial máximo. Em ambos os casos, este resultado de R^2 baixo devem-se aos valores de extensão extremamente próximos do zero.

Consciente dos resultados não lineares nos aspetos medial e lateral relativo às deformações principais máximas, podemos concluir que o úmero exibe um comportamento linear elástico até aos 390N, de acordo com a fixação escolhida. Contudo estes resultados revelam uma escolha da localização da colocação dos extensómetros fraca.

5.3.1 Modelo intacto vs. Modelo implantado

Em todos os níveis, verificou-se uma excelente repetibilidade dos ensaios. No caso do carregamento de 390N, obtiveram-se desvios de 3% na sua maioria, sendo o valor mais alto de 7,26% e o menor de 1,16% (Tabela 26 e Tabela 27). As maiores deformações principais estão presentes no extensómetro lateral e posterior (deformações principais mínimas), de $-126,8\mu\epsilon$ (micro strain) e $126,3\mu\epsilon$, respetivamente. Quando comparadas com o modelo implantado, o extensómetro posterior manteve uma medição perto da anterior ($-125,3\mu\epsilon$), enquanto que a extensão lateral passou a ser de $-34,2\mu\epsilon$, sendo 73% maior. Quando comparados os valores medidos entre os modelos nativo e implantado, obtemos medições mais baixas em todas as deformações principais para o modelo implantado, concluindo que a inserção do implante e do cimento ósseo se traduziu em maior rigidez para este modelo, traduzindo uma diminuição generalizada dos níveis das extensões principais máximas e mínimas.

Tabela 26 – Tabela de dados obtidos após os ensaios experimentais para o modelo nativo

Experimental nativo $\mu\epsilon$ ($\times 10^{-6}$ m/m)								
Carregamento:	Lateral		Posterior		Anterior		Medial	
390 N	max	min	max	min	max	min	max	min
Média dos ensaios	1,9	-126,8	76,3	-126,3	80,1	-17,3	11,6	-41,7
Desvio padrão	2	7	2	5	2	2	3	3

Tabela 27 – Tabela de dados obtidos após os ensaios experimentais para o modelo implantado

Experimental implantado $\mu\epsilon$ ($\times 10^{-6}$ m/m)								
Carregamento:	Lateral		Posterior		Anterior		Medial	
	max	min	max	min	max	min	max	min
390 N								
Média dos ensaios	10,5	-34,2	35,5	-125,3	57,3	5,7	21,5	-51,1
Desvio padrão	2	6	7	7	2	1	1	3

A análise dos valores de desvio padrão das extensões principais obtidos nos ensaios experimentais, verifica-se que existe repetibilidade, verificando-se também que estes valores se encontram próximos dos obtidos em outros estudos que utilizavam ossos e extensómetros equivalentes [97], [98].

Os resultados obtidos no modelo experimental nativo, revelam que o úmero está sujeito a maiores deformações nos aspetos lateral e posterior, o que seria de esperar devido às direções de aplicação da carga. Comparando com o modelo experimental implantado, observámos uma diminuição geral (lateral, posterior e anterior) das deformações principais, representadas no gráfico da Figura 75, expondo assim a maior rigidez trazida ao modelo através da inserção do cimento ósseo e da haste umeral. A alteração mais marcante será o aspeto medial, cujas deformações principais aumentaram ($9,86\mu\epsilon$ para deformação principal máxima e $9,33\mu\epsilon$ para deformação principal mínima).

A distribuição de cargas foi mais uniforme no modelo implantado, mostrando que o implante traduz uma repartição de cargas mais uniforme. Este resultado é devido ao facto de o implante alterar o plano de aplicação de carga.

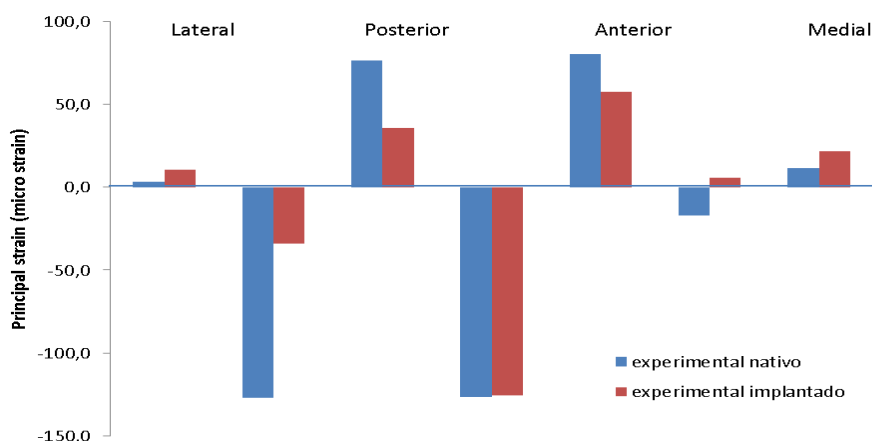


Figura 75 – Comparação das deformações principais obtidas entre o modelo nativo e implantado

Alteração ao nível de extensões entre o modelo implantado e o nativo, superiores a 100×10^{-6} m/m são suficientes para surgimentos de alterações ao nível biológico, existindo uma alteração entre o processo de formação e reabsorção óssea [99]. Esses aumentos superiores a 100×10^{-6} m/m podem alterar o equilíbrio das condições biológicas ósseas. Por exemplo, uma sobrecarga localizada bem como o efeito clínico podem conduzir a um surgimento de microfissuras ósseas que se formam com maior rapidez que o processo de remodelação óssea, que poderá culminar com fratura óssea ou fadiga por efeito de hipertrofia localizada ou calo ósseo por forma a uniformizar os níveis de extensão presentes nessa zona. Assim será importante analisar o aspeto lateral, pois existe uma diferença entre modelos de $92,67\mu\epsilon$, sendo então uma zona que poderá levar a falhas.

Como contrapartida, este estudo experimental apenas permite conhecer os efeitos biomecânicos ou as suas variações na zona da Roseta ou as suas posições. Outro aspeto negativo é que o facto de a artroplastia ser realizada apenas com o implante *Reverse Shoulder*

system da *zimmer*, acaba por ser muito limitado, pois não se poderá generalizar os resultados já que a geometria muda de implante para implante e de fabricante para fabricante tornando o experimento limitado.

É necessário então poder generalizar a aplicação deste modelo experimental, podendo ser completado com um estudo de elementos finitos que permita conhecer o comportamento mecânico no úmero quer no seu interior (sendo interessante ver o comportamento do osso trabecular), quer na integração das forças musculares no movimento de abdução a 90 graus.

5.4 Influência das condições de fronteira

Durante o levantamento de dados do modelo experimental intacto, foi visto que durante o carregamento existiam saltos entre o úmero e a placa de carga. Estes saltos deviam-se ao atrito entre os próprios componentes. Para solucionar este problema foi acoplado um sistema deslizante entre a cabeça umeral e a placa de carga. Os resultados obtidos tendo em conta a ausência e a presença do rolamento, revelam algumas diferenças, representadas na Figura 76 sob a forma de uma regressão linear. Estes resultados traduzem a influência do tipo de movimento (livre ou constringido) da cabeça umeral na placa de carregamento, estando eles bastante dependentes do atrito entre os componentes.

Esta influência pode ser comparada com a presença/ausência da cartilagem numa qualquer articulação. A função primária de uma cartilagem é providenciar um movimento fluido na articulação, devido à sua característica mecânica de reduzido atrito superficial [100].

Os resultados obtidos podem ser relacionados com este tema, já que a presença do rolamento (cartilagem artificial) alterou os resultados obtidos. No capítulo 6 são usados os resultados resultantes da aquisição de dados com o rolamento visto que a presença da cartilagem é preponderante para a diminuição de atritos e transferência de carga na articulação, visto que uma articulação que não possua cartilagem apresenta um comportamento mecânico completamente diferente aquando de uma articulação saudável [100]. A sua ausência também ditará assim alteração ao nível de deformações presentes nos ossos e poderá também justificar as dores sentidas nas articulações.

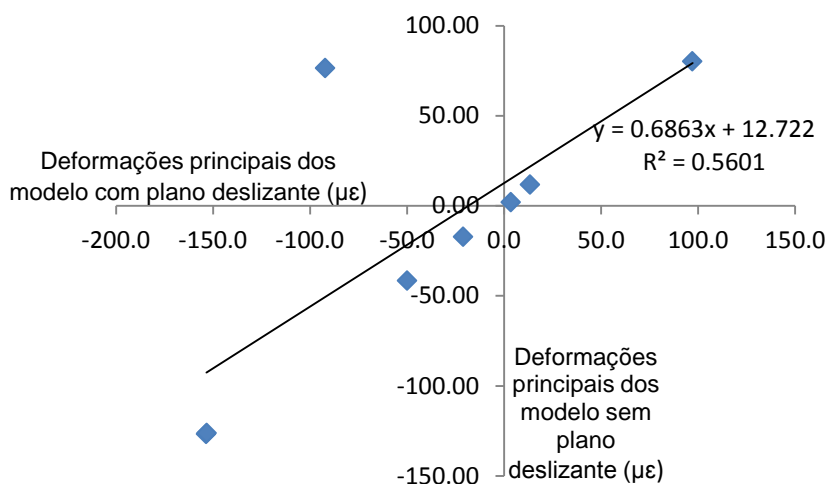


Figura 76 – Comparação de $\mu\epsilon$ entre o modelo intacto cuja aquisição de dados foi feita sem rolamento e modelo intacto cuja aquisição de dados foi feita com o uso do plano deslizante no úmero experimental nativo

6. Modelos numéricos

Neste capítulo foram desenvolvidos modelos numéricos de elementos finitos que replicam os modelos experimentais nativo e implantado, sendo utilizados os resultados obtidos nos ensaios experimentais laboratoriais para comparação dos modelos e possível validação.

Os modelos desenvolvidos têm como base as propriedades baseadas nos catálogos do fabricante. O posicionamento replica também o utilizado no experimento laboratorial, sendo que ambos representam as condições clínicas para a abdução a 90 graus.

Foi considerada uma situação clínica estável após a artroplastia, onde se considera osteointegração na interface cimento-ósseo trabecular.

A principal vantagem destes modelos numéricos será a possibilidade de avaliação de parâmetros desejados em locais cujo modelo experimental não permite (nomeadamente osso trabecular). Estes modelos permitem ainda prever eventuais riscos após a artroplastia (fratura óssea por fadiga por sobrecarga localizada ou perda de densidade óssea por efeito de *stress-shielding*).

6.1 Materiais e Métodos

Foram gerados dois modelos numéricos que visam replicar os dois modelos experimentados em laboratório (nativo e implantado). Ambos possuem a diferenciação entre o osso cortical e trabecular, simulando uma condição fisiológica mais próxima da realidade biológica.

Estes modelos serviram de base para o processo de comparação de modelo experimental e modelo numérico, tal como a validação do modelo numérico.

Nestes modelos, foram usadas as propriedades mecânicas apresentadas na Tabela 28.

6.1.1 Modelo CAD do úmero intacto

O modelo usado umeral foi modelado com recurso à tecnologia de aquisição de forma por laser 3D, que nos permite obter geometrias de forma precisa e relativamente rápida.

O equipamento utilizado foi o *Roland Picza 3D laser scanner* (Roland DG Ltd, Cardiff, United Kingdom), com software *Dr. Picza* da Roland DG corporation. Este equipamento baseia-se na emissão de um laser, que é refletido pelo objeto captado por um sensor, que utiliza a triangulação para calcular a distância a que o objeto se encontra. O scanner cria então uma nuvem de pontos.

Neste caso não foi necessária a criação do ficheiro por partes uma vez que o úmero tem uma geometria passível de ser obtida na sua totalidade apenas num varrimento. Seguidamente o ficheiro foi importado para o software *CATIA V5R20* (Dassault Systems, USA), onde foi criado o modelo sólido com a ferramenta *Close Surface*. Com este modelo inicial, foi criado o osso trabecular. Para tal foi usado o ficheiro e cortado pela zona da fronteira entre a metáfise proximal e a diáfise, bem como pela metáfise distal e a diáfise. Obtém-se então a cabeça umeral e a metáfise. Com base na bibliografia [101]–[104] os 2 ficheiros .STL destas estruturas sofreram um *offset* de -1,5 e 5 mm, respetivamente. Os modelos finais do osso cortical umeral e osso trabecular, sendo o osso cortical um osso oco com uma espessura de 1,5mm na cabeça umeral, e 5mm na metáfise de acordo com a bibliografia, [101]–[104] representado na Figura 77.

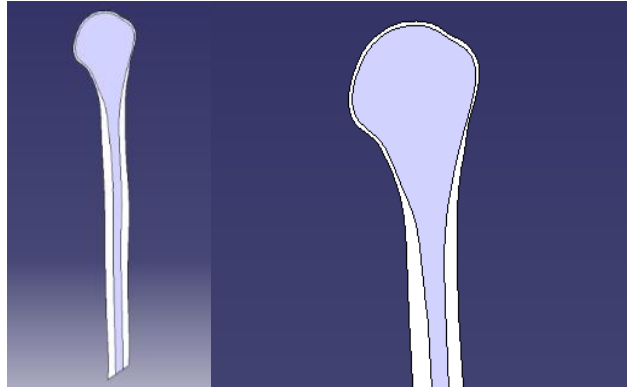


Figura 77 - Vista em corte do resultado final do tratamento exercido ao úmero. É explícita a diferenciação do osso cortical (a branco) e trabecular (a cinzento), obtido pelo software CATIA V5R20 , sendo visível na ampliação da imagem (direita) a variação de espessura da cabeça umeral de 1,5mm para 5 mm na zona medial do úmero

6.1.2 Modelo CAD do úmero implantado

O implante *Reverse Shoulder system* da *zimmer* foi modelado a partir da medição direta das dimensões do implante, com recurso a um paquímetro. Foram então modelados todos os componentes (umerais e glenoidais), sendo eles a haste umeral, o copo umeral, componente de polietileno umeral, a semiesfera glenoidal, a componente de fixação da glenoide e os parafusos de fixação na glenoide.

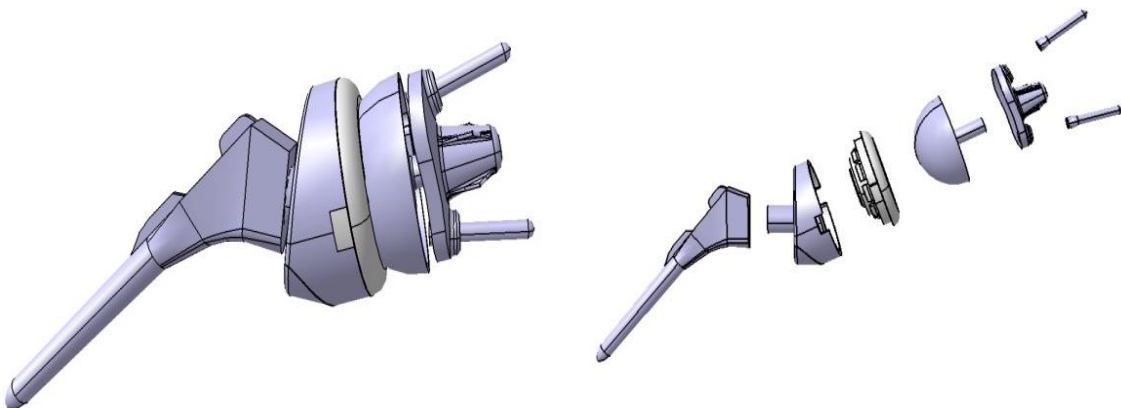


Figura 78 – Modelo obtido pela modelação da prótese o-retro (CATIA V5R20). Componentes na posição final (esquerda) e explodidos (direita)

O cimento ósseo foi modelado com base no descrito pelo processo cirúrgico do fabricante, o tamanho da raspa usada para abrir o úmero e o resultado final após a cirurgia *in vitro*. Em suma, o cimento ósseo obtido é uma aproximação da sua forma real.

Com o conhecimento adquirido para a cirurgia *in vitro*, o modelo CAD do úmero intacto foi trabalhado de modo a obter o equivalente ao obtido na cirurgia *in vitro*. Foi então cortada a cabeça umeral, escavado o osso trabecular, colocou-se o cimento ósseo na cavidade e a haste umeral e obtendo o modelo CAD do úmero implantado.

6.2 Condições de fronteira dos modelos numéricos

Com base nos modelos geométricos, foi utilizado o software *CATIA V5R20* para criar os modelos numéricos, sendo geradas malhas (elementos tetraédricos do tipo parabólico) e as

condições de fronteira entre os diferentes tipos de ossos e componentes do implante, materiais e propriedades mecânicas, realizando-se assim a simulação.

Os materiais foram considerados isotrópicos com as propriedades mecânicas consideradas na Tabela 28. As interfaces usadas entre diferentes componentes e ossos foram consideradas rigidamente ligadas entre si (*Fastened Connection*). Estas condições simulam a realidade presente nos experimentos laboratoriais: nativo e implantado. No caso do modelo implantado, temos uma ligação rígida entre o osso cortical e o osso trabecular, sendo a força aplicada na cabeça umeral, na área descrita pela literatura. Já no modelo numérico implantado, além desta ligação rígida entre o osso cortical e o osso trabecular, existe também a mesma ligação entre o osso trabecular/cimento ósseo, cimento ósseo/haste umeral, haste umeral/copo da prótese e copo da prótese/componente de polietileno.

O osso foi cortado na zona distal, pela face superior do mecanismo de fixação (bloco de alumínio), sendo então a superfície obtida considerada encastrada nos dois modelos numéricos (Figura 79).

A criação de malha teve como base a geometria sólida dos constituintes dos modelos (osso cortical, trabecular, haste umeral, copo e polietileno). Esta malha deve ser obtida o mais próximo possível da geometria do corpo, no entanto, quanto mais refinada (mais próxima da geometria), mais tempo de computação é necessária para obter os resultados da simulação. Para decidir o melhor tamanho da malha a usar, foi estudada a convergência de malha para garantir que o tamanho de elementos e o tempo de computação necessário são aceitáveis.

Tabela 28 – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados nos modelos numéricos

Descrição do componente	Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de poisson
Osso cortical	Osso cortical de 4ª geração	16,7	0,3
Osso trabecular	Osso trabecular de 4ª geração	0,155	0,3
Cimento ósseo	Cimento ósseo	2,5	0,3
Haste umeral	Titânio	140	0,33
Copo umeral	Crômio-cobalto	220	0,3
Corpo de polietileno	UHMWPE	1	0,43

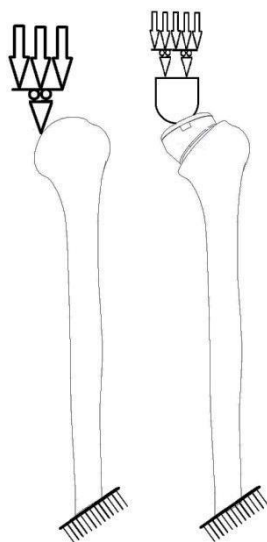


Figura 79 – Esquema representativo das condições usadas (esquerda para o modelo nativo e direita para o modelo implantado)

6.3 Convergência do modelo

Usando o modelo numérico nativo, foram criadas malhas de vários tamanhos (Tabela 29) usando as condições aplicadas no ensaio experimental. Foi usado o número de elementos e o deslocamento máximo presente no modelo numérico para cada tamanho de malha. Teve-se como consideração a estabilização da curva obtida como melhor relação do tempo computacional e qualidade dos elementos. Foi selecionada a malha cujo tamanho de aresta de elemento é 1,1 mm, sendo usada para todos os elementos. A seleção teve base na estabilização existente na curva (Figura 80) após o refinamento da malha de 1,1 m com o erro relativo de 0% (Tabela 29).

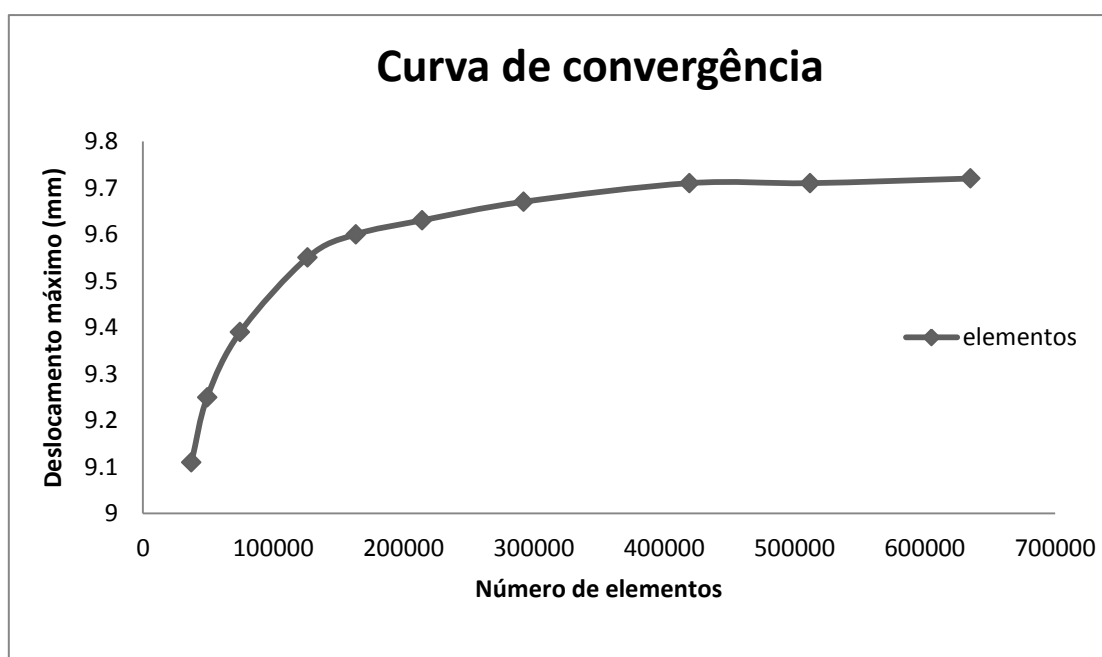


Figura 80 – Curva de convergência de malha

Tabela 29 – Erro relativo referente ao estudo de convergência de malha

Malha (mm)	Deslocamentos (mm)	Elementos	Erro relativo (deslocamento)
4	9,11	37257	
3	9,25	49316	1,5%
2,5	9,39	74589	1,5%
2	9,55	126312	1,7%
1,8	9,6	163353	0,5%
1,6	9,63	214173	0,3%
1,4	9,67	292151	0,4%
1,2	9,71	419431	0,4%
1,1	9,71	512098	0,0%
1	9,72	635214	0,1%

6.4 Validação dos modelos numéricos/experimentais

Com a simulação numérica dos modelos, foi possível a obtenção de vários parâmetros, entre eles as deformações principais. Estes valores podem ser comparados com os medidos

nos modelos experimentais. Na Tabela 30 e Tabela 31 são apresentados os valores obtidos para o modelo experimental (médios) e para o modelo numérico. As medições para os modelos nativos para as deformações principais apresentam um erro relativo aceitável. No caso das deformações principais máximas, existe um erro máximo elevado para o caso da medição na zona do extensómetro medial. Já o erro menor para as deformações principais máximas é de 23% presente na zona anterior. Para o caso das deformações mínimas é apresentado um erro máximo de 146% (Anterior) e para um mínimo de 21% (Lateral).

No caso da medição da deformação principal máxima na zona lateral, eram apresentados valores tao próximos de zero que fazia o erro crescer substancialmente, sendo excluída das comparações. Este erro pode ser explicado pelo facto de estarmos a estudar valores próximos do zero.

No caso dos modelos implantados, foram obtidos valores de erro relativo mais baixos, quando comparados com o modelo anterior. Para o caso das deformações principais máximas, o valor de erro menor é de 13% (Anterior), sendo o maior de 65% (Posterior). Já as deformações principais mínimas apresentam na zona Medial o menor erro relativo (9%), sendo que possui um erro máximo de 354% na medição anterior.

Na generalidade, o erro relativo diminuiu do modelo nativo para o modelo implantado, exceto para a medição na zona anterior (deformações principais mínimas).

Para avaliar o nível de correlação entre os resultados obtidos entre os modelos experimentais e numéricos (nativo e implantado), foram traçadas retas de correlação entre os valores das medições. Para ambos os casos (nativo e implantado) foram traçados os níveis de correlação R^2 , que se encontram em 0,926 (nativo) e 0,917 (implantado), com uma inclinação próxima de 1 (1,5 para o caso de comparação nativo e 0,917 no caso de comparação implantado).

Tabela 30 – Comparação do modelo experimental nativo com o modelo numérico nativo

Comparação dos modelos nativos $\mu\epsilon$							
Carregamento: 390 N	Lateral		Posterior		Anterior		Medial
	min	max	min	max	min	max	min
Média ensaios experimentais	-126,8	76,3	-126,3	80,1	-17,3	11,6	-41,7
Modelo virtual	-153	184	-187	98,4	-42,5	48,2	-96,3
Erro relativo	21%	141%	48%	23%	146%	314%	131%

Tabela 31 – Comparação do modelo experimental implantado com o modelo numérico implantado

Comparação dos modelos implantados $\mu\epsilon$							
Carregamento: 390 N	Lateral		Posterior		Anterior		Medial
	min	max	min	max	min	max	min
Média ensaios experimentais	-34,2	35,5	-125,3	57,3	5,7	21,5	-51,1
Modelo virtual	-38,4	58,6	-92,1	64,6	-14,6	26,9	-55,6
Erro relativo	12%	65%	27%	13%	354%	25%	9%

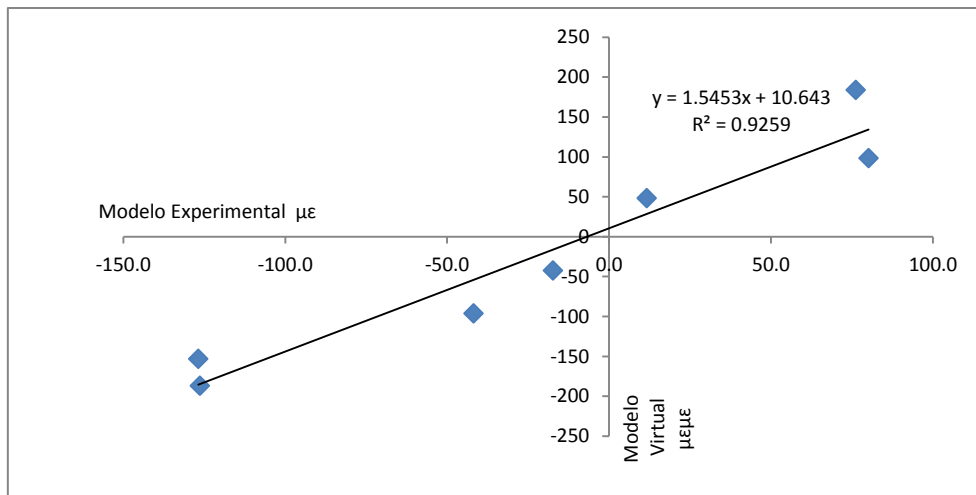


Figura 81 – Correlação entre os modelos nativos

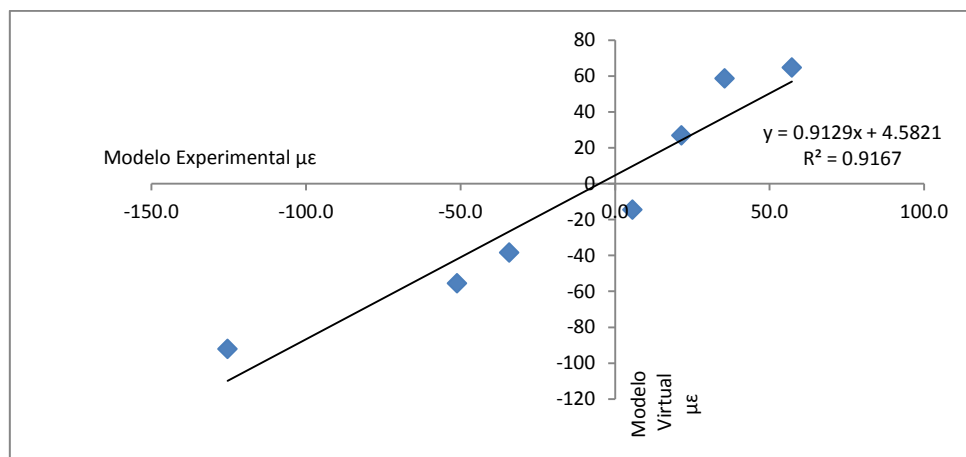


Figura 82 – Correlação entre os modelos implantados

6.5 Discussão/Conclusões

Da análise dos resultados numéricos comparativamente aos resultados experimentais, podemos concluir a correlação superior dos modelos nativos se poderá dever às considerações tidas para o modelo implantado, tais como a simplificação de algumas arestas da prótese ou até pela aproximação gerada do cimento ósseo, sendo que ambos os modelos numéricos conseguem replicar o comportamento dos modelos experimentais. Quanto ao valor geral de correlação, pode-se explicar o facto de este não ser maior devido a todas as considerações assumidas para reproduzir a espessura do osso cortical e osso trabecular. Estas considerações tiveram como base estudos de ossos humanos, e não o osso artificial usado para os experimentos uma vez que não foi possível a aquisição do seu modelo virtual ou mesmo ficha técnica.

A dimensão do elemento de malha estudado para o modelo numérico nativo revelou-se acertada quando atribuído ao modelo implantado.

Os valores de correlação obtidos, entre os modelos propostos, encontram-se próximos da realidade, sendo então considerados válidos. Estes modelos irão permitir a análise de

parâmetros biomecânicos não passíveis de estudar no modelo experimental tais como estruturas em torno do implante, ou no caso a diferença biomecânica muscular existente para pessoas com deficiências presentes na coifa dos rotadores, e posterior compensação pelo músculo deltóide.

7. Modelos numéricos com ações musculares

7.1 Ações musculares aplicadas

Ficou demonstrado no capítulo anterior que a introdução de uma nova estrutura na articulação estudada afeta o comportamento mecânico da mesma. Assim foram implantadas forças musculares correspondentes à carga considerada para a validação dos modelos para avaliar o comportamento do úmero nativo e com a implementação da prótese para dois casos (com coifa dos rotadores presente sem a coifa dos rotadores). Para tal, foram usadas as forças presentes na Tabela 32 [44].

Tabela 32 – Forças musculares presentes no úmero considerando a abdução a 90 graus [44]

Músculo	Força resultante (N)
Peitoral maior (tórax)	32,2
Peitoral maior (clavícula)	17,5
Latíssimo do dorso	0,0
Deltóide (escapula)	375,0
Deltóide (clavícula)	86,4
Supraespinal	30,0
Infraespinal	6,9
Subescapular	360,0
Redondo maior	0,0
Redondo menor	0,0
Coracobraquial	8,6
Bíceps	25,0
Braquial	0,0
Contacto glenoumeral	390,0

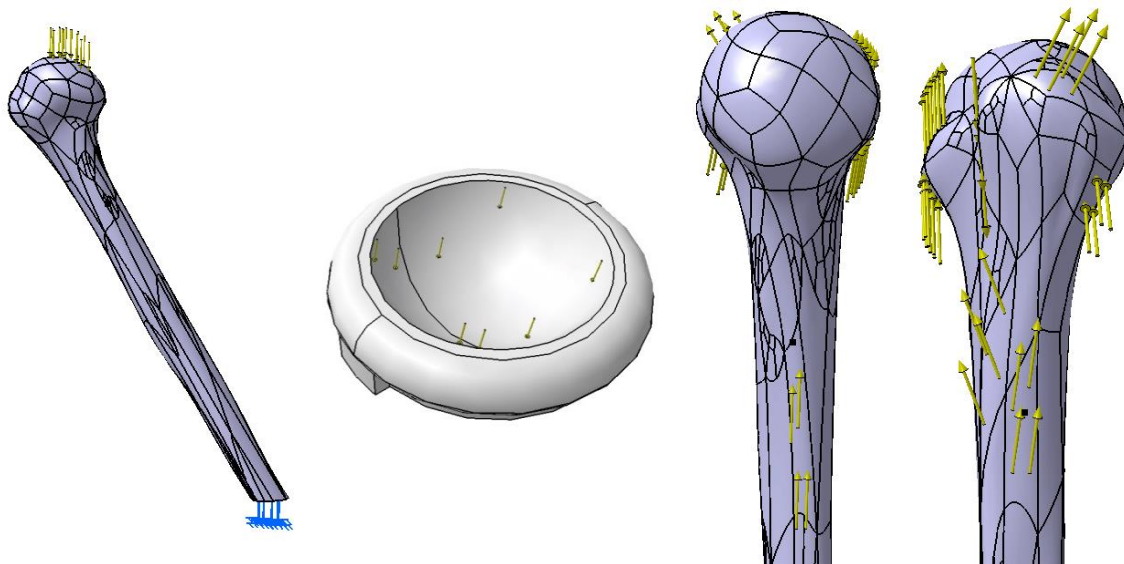


Figura 83 – Ilustração dos locais considerados para as inserções musculares de todos os modelos

Os locais (Figura 83) de inserções musculares considerados foram iguais em todos os modelos, com a exceção da força de contacto da glenoide. (que diferiu devido à

implementação da prótese, provocando a alteração da força aplicada na cabeça umeral para a componente de polietileno) e o caso de ausência da coifa dos rotadores, na qual os quatro músculos da coifa não estiveram presentes. As zonas de aplicação de carga foram baseadas nas zonas descritas pelas Figura 31 e Figura 32.

Com a utilização dos modelos numéricos, poderá proceder-se a um estudo mais profundo do comportamento ósseo durante o movimento de abdução, sendo possível comparar o comportamento mecânico no osso trabecular e a influência da prótese, tal como a ausência da coifa. Esta ausência foi calculada com base na tabela da Figura 62, que nos apresenta as alterações impostas ao sistema considerado, resultando então uma força de contacto da glenoide de 260N (passando de 0,5% do peso corporal para 0,75%) e deltóide de 481,668N (sendo considerada uma aproximação de cerca de 0,01% de aumento do peso corporal). Todas as outras forças foram mantidas.

Assim, foram estudados quatro modelos, sendo considerado dois modelos nativos com e sem presença da coifa dos rotadores, tal como dois modelos implantados considerando também este a presença e ausência da coifa dos rotadores, como detalhado na Tabela 33.

Tabela 33 – Características dos modelos desenvolvidos

Modelo	Tipo	Coifa dos rotadores
1	Nativo	Presente
2	Implantado	Presente
3	Nativo	Ausente
4	Implantado	Ausente

7.2 Comparação dos modelos

Os modelos criados visam a replicação de várias patologias. Entre estas, a comparação do osso nativo e do osso implantado com a presença de todos os músculos, modelo 1 e 2 (cirurgias de revisão ou tratamento de fraturas proximais); a comparação entre o osso nativo e osso implantado, no qual a ausência da coifa apenas se faz no modelo implantado, modelos 1 e 4 (onde se retrata o envelhecimento do paciente e patologias musculares associadas); e ambos os modelos sem a coifa dos rotadores presente, modelo 3 e 4 (que retrata a implementação da prótese a uma pessoa idosa com ausência da coifa, patologia esta à qual se destina primordialmente o uso desta prótese).

7.2.1 Comparação Nativo vs. Implantado

No aspeto anterior, não foram produzidas muitas alterações ao nível superficial das deformações principais máximas, sendo apenas visível um nível de deformações principal máximas na zona do colo anatómico (caindo para a zona medial), onde existe uma diminuição na ordem dos 600 $\mu\epsilon$, visto na Figura 84. Também na Figura 84 o aspeto posterior revela variações de deformações principais máximas maiores que 100 $\mu\epsilon$ presentes tanto na zona do colo anatómico como na zona do colo cirúrgico. Na Figura 87 é revelado alterações ao nível das deformações principais mínimas no tubérculo pequeno, existindo tanto aumento como diminuição das mesmas. Já no aspeto posterior na mesma figura, vemos uma diminuição que poderá chegar aos 250 $\mu\epsilon$ na cabeça umeral e ao nível do colo cirúrgico (200 $\mu\epsilon$).

Na Figura 85, o aspeto lateral não apresenta variações de deformações principais máximas exceto uma pequena diminuição no tubérculo, sendo que o aspeto medial revela transformações ao nível do colo cirúrgico, podendo atingir variações de 250 $\mu\epsilon$ m/m. As deformações principais mínimas diminuem no tubérculo maior (Figura 88) e ao nível do colo cirúrgico (aspeto medial) podendo atingir uma diminuição de 100 $\mu\epsilon$.

Com o corte Anterior-posterior (Figura 86) podemos observar que no osso trabecular (na fronteira com o cimento ósseo) apresenta um aumento em relação as deformações principais máximas. Este aumento é também visível no osso trabecular no corte medial-lateral na zona distal da prótese e no colo anatômico, apresentando também uma diminuição ao nível do colo cirúrgico. As deformações principais mínimas (Figura 89) presentes nos cortes mostram uma diminuição no osso trabecular ao nível de toda a fronteira com o cimento ósseo, sendo que existe um aumento no colo cirúrgico (aspeto medial).

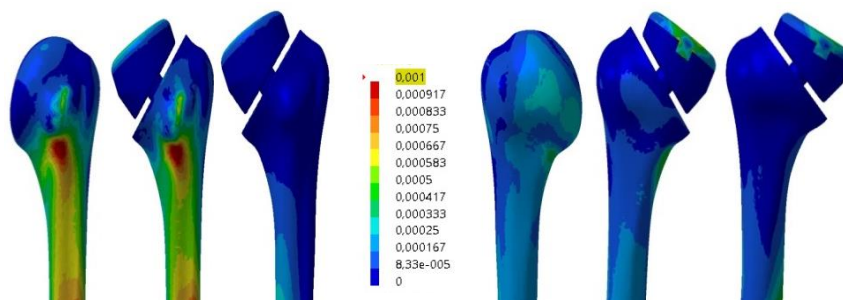


Figura 84 – Vista anterior (esquerda) e vista posterior (direita) dos três modelos usados para comparação (deformações principais máximas)

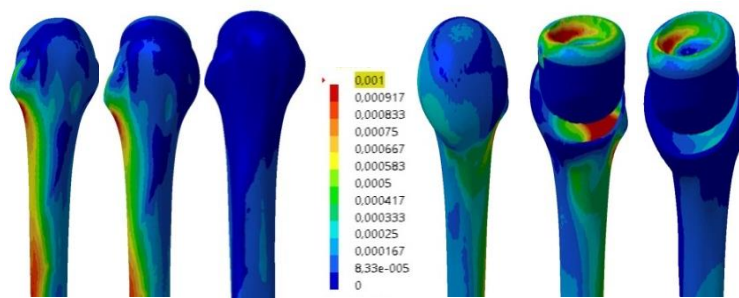


Figura 85 – Vista lateral (esquerda) e vista medial (direita) dos três modelos comparados (deformações principais máximas)

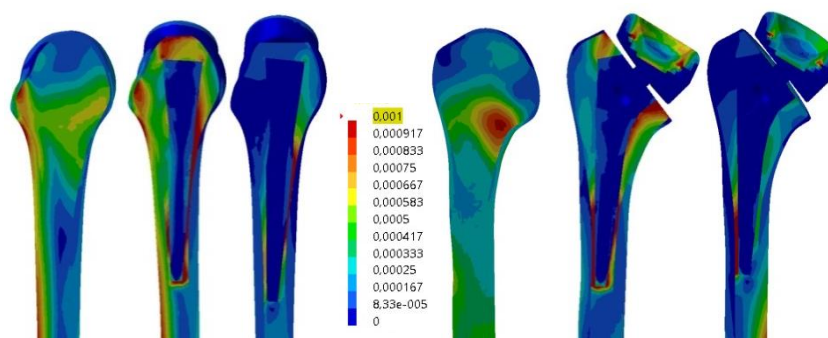


Figura 86 – Corte posterior-anterior (esquerda) e corte medial-lateral (direita) para o estudo do comportamento do osso trabecular dos modelos (deformações principais máximas)

7.2.2 Comparação Nativo vs. Implantado com coifa dos rotadores inexistente

Na comparação entre os dois modelos, é visto uma diminuição generalizada das deformações principais máximas (Figura 84 e Figura 85) tal como um aumento das deformações principais mínimas (Figura 87 e Figura 88).

Nos cortes apresentados na Figura 86 é visto uma diminuição das deformações principais máximas (aspecto posterior do osso trabecular) e um aumento no osso trabecular presente na zona distal da prótese (aspecto anterior e lateral). Já na Figura 89 está presente um aumento das deformações principais mínimas no osso trabecular (aspecto anterior e lateral) e aumento na zona medial e distal da fronteira com o cimento ósseo (aspecto anterior). Existe também diminuição na zona do colo cirúrgico no aspecto medial.

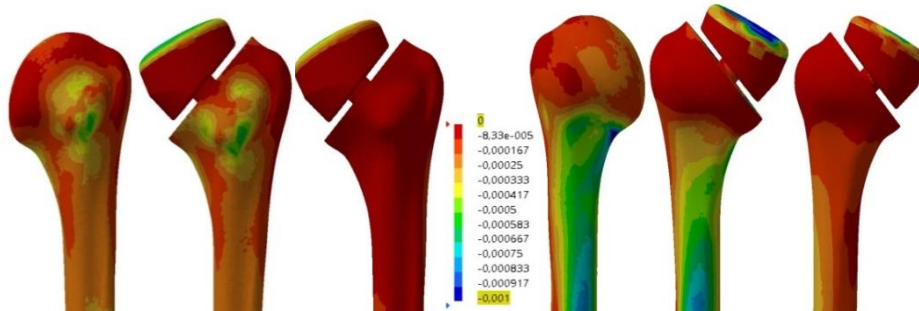


Figura 87 – Vista anterior (esquerda) e vista posterior (direita) dos três modelos usados para comparação (deformações principais mínimas)

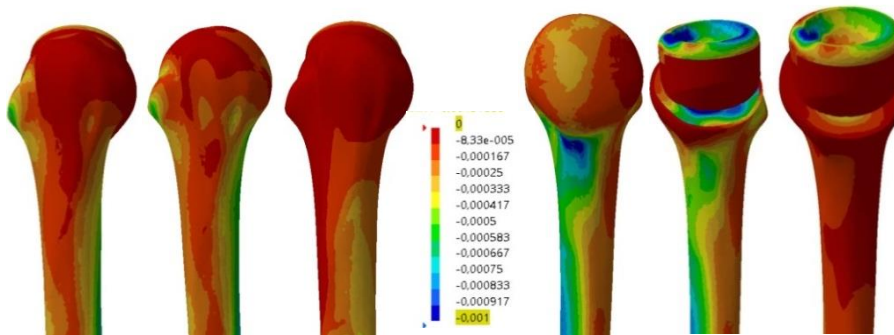


Figura 88 - Vista lateral (esquerda) e vista medial (direita) dos três modelos comparados (deformações principais mínimas)

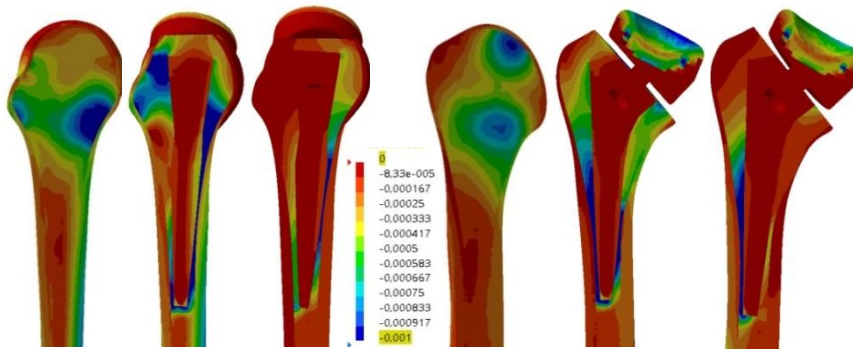


Figura 89 - Corte posterior-anterior (esquerda) e corte medial-lateral (direita) para o estudo do comportamento do osso trabecular dos modelos (deformações principais mínimas)

7.2.3 Comparação de ambos os modelos sem a presença da coifa dos rotadores (Nativo vs. Implantado)

Sendo esta uma prótese indicada para o tratamento de pacientes que não apresentam a coifa dos rotadores presente, é necessário estudar o comportamento e as reações do osso neste caso específico. Para tal, foi efetuado um estudo mais pormenorizado das respostas locais ósseas ao nível das deformações principais superficiais. Este estudo teve como base linhas que intercetam a superfície do osso cortical dos quatro aspetos servindo de guias para a criação de malha dos dois modelos.

Na Figura 90, Figura 91, Figura 92 e Figura 93, está representado o comportamento em relação as deformações principais nos casos dos dois modelos sem a presença da coifa dos rotadores. Este comportamento local foi levantado na linha a branco representada no modelo em cada figura.

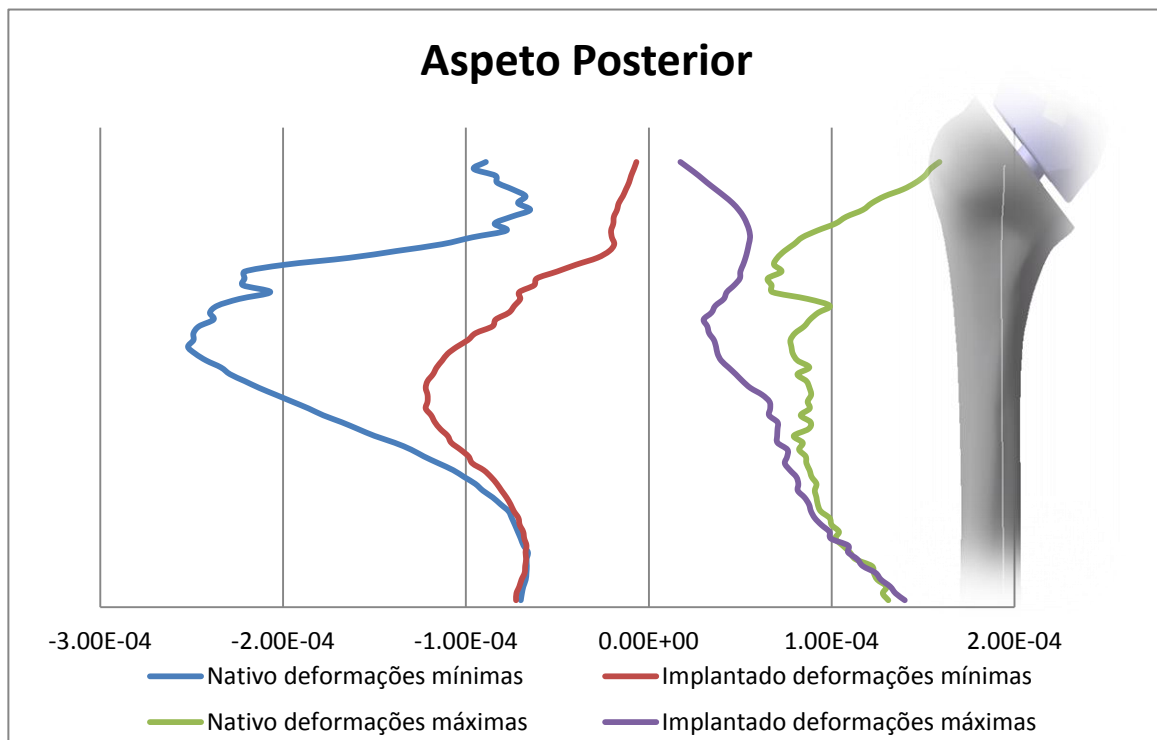


Figura 90 - Resposta óssea à introdução da POI no aspeto posterior

No aspeto anterior, representado na Figura 91 é visível um aumento das deformações principais na zona do pequeno tubérculo, evidenciando um possível crescimento ósseo na zona. No decorrer do aspeto, são evidentes diminuições em relação as deformações principais não sendo estas suficientes para aparecimento de reabsorção óssea. O aspeto posterior (Figura 90) revela uma diminuição acentuada das deformações principais na zona proximal, com especial foco para a metáfise e a diáfise proximal, com tendência a que o comportamento dos dois modelos iguale ao decorrer da diáfise. As variações presentes revelam possível reabsorção óssea na zona proximal deste aspeto.

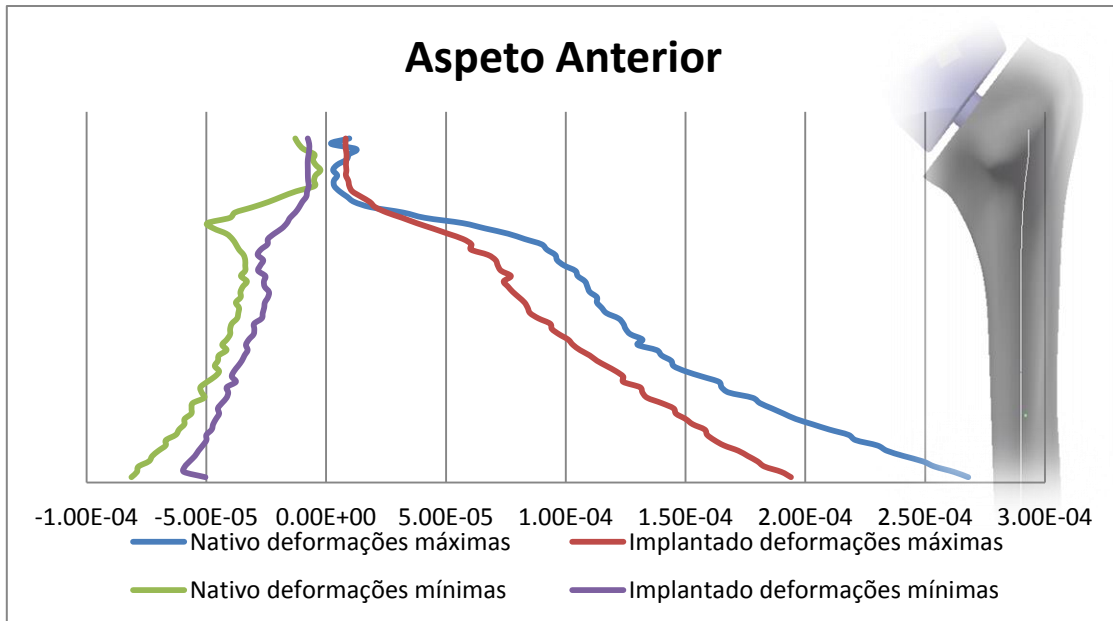


Figura 91 – Resposta óssea à introdução da POI no aspecto Anterior

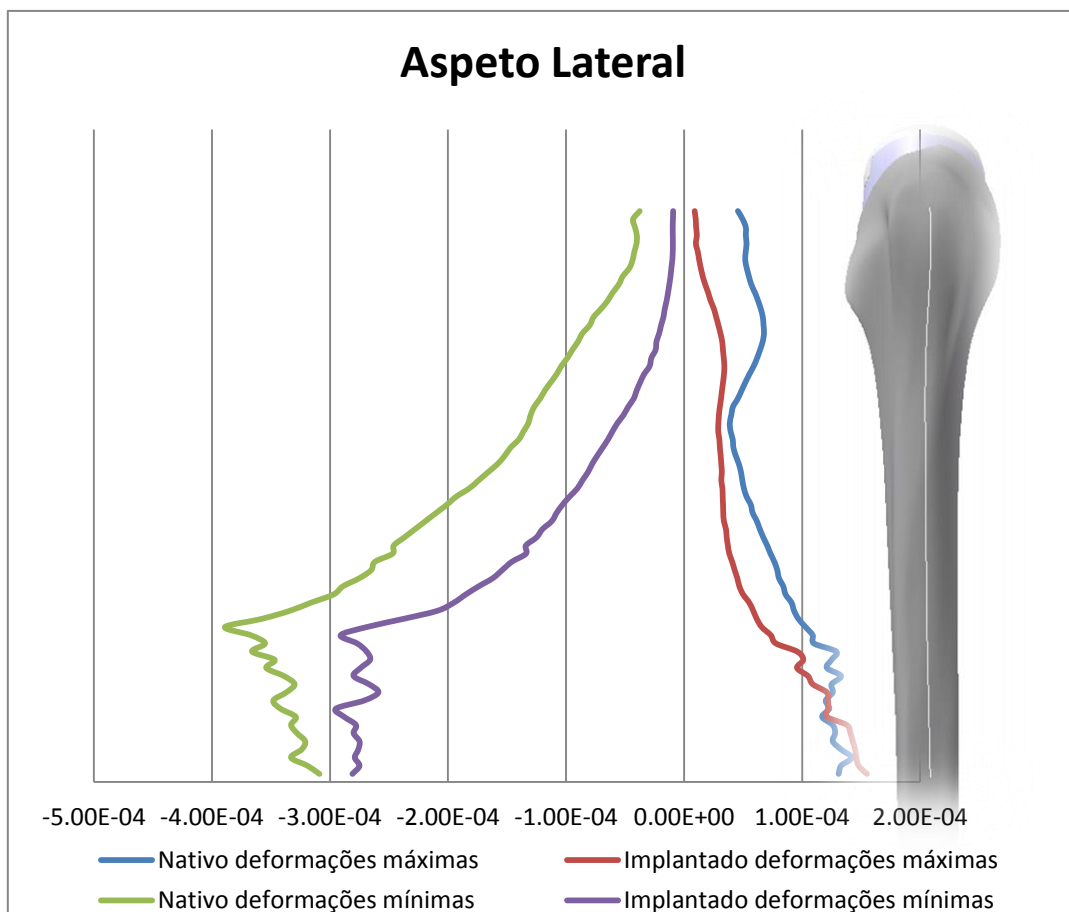


Figura 92 - Resposta óssea à introdução da POI no aspecto lateral

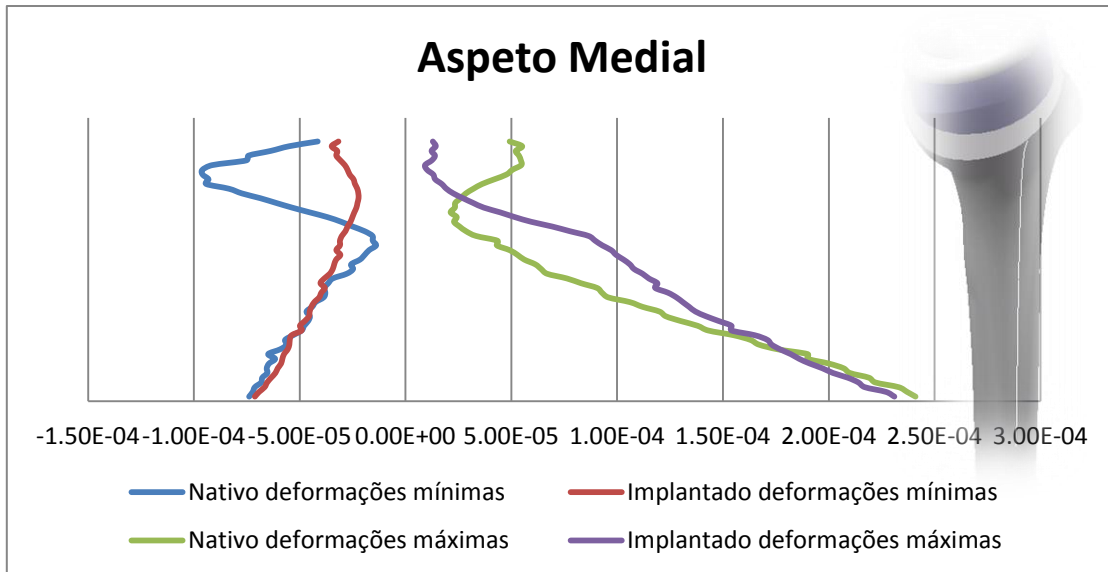


Figura 93 - Resposta óssea à introdução da POI no aspecto medial

Poderá existir uma remodelação óssea a todo o nível do aspecto lateral, já que a diferença de comportamentos revela uma diminuição acentuada das deformações principais entre os dois modelos, representado na Figura 92.

A Figura 93 revela resultados distintos dos outros aspectos, mostrando uma diminuição na zona do colo cirúrgico, não passível a remodelações ósseas e um aumento de deformações principais no restante osso analisado. A Figura 94 e a Figura 95 revelam a presença de variações acentuadas de deformações principais na zona da fronteira entre o cimento ósseo e o osso trabecular, principalmente no aspecto posterior e lateral (podendo atingir variações de aproximadamente $700\mu\epsilon$), embora sejam também evidentes variações da resposta óssea nos outros aspectos.

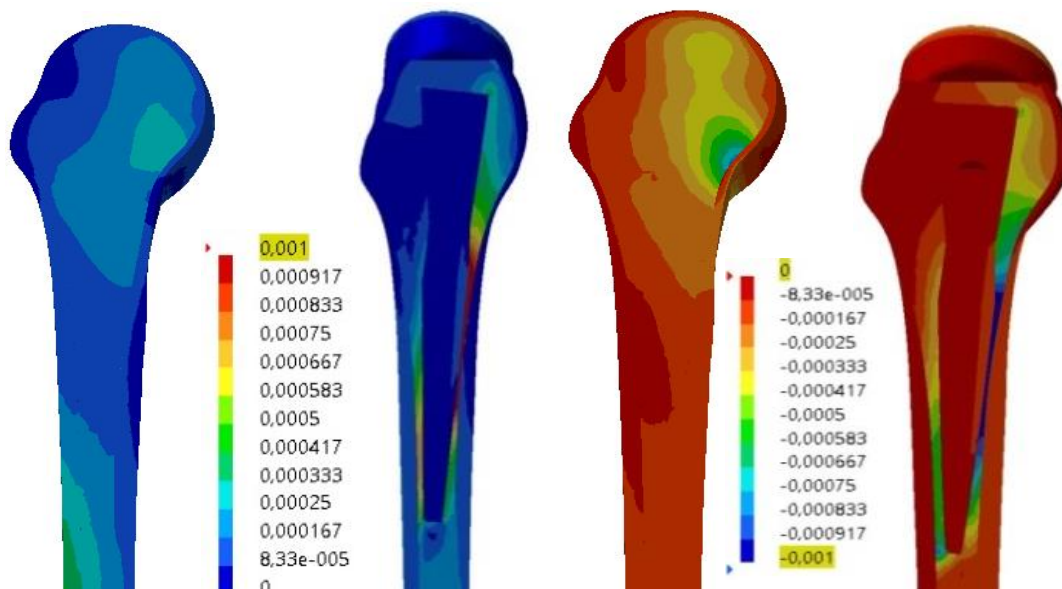


Figura 94 – Corte na vista medial para estudo da resposta mecânica dos modelos

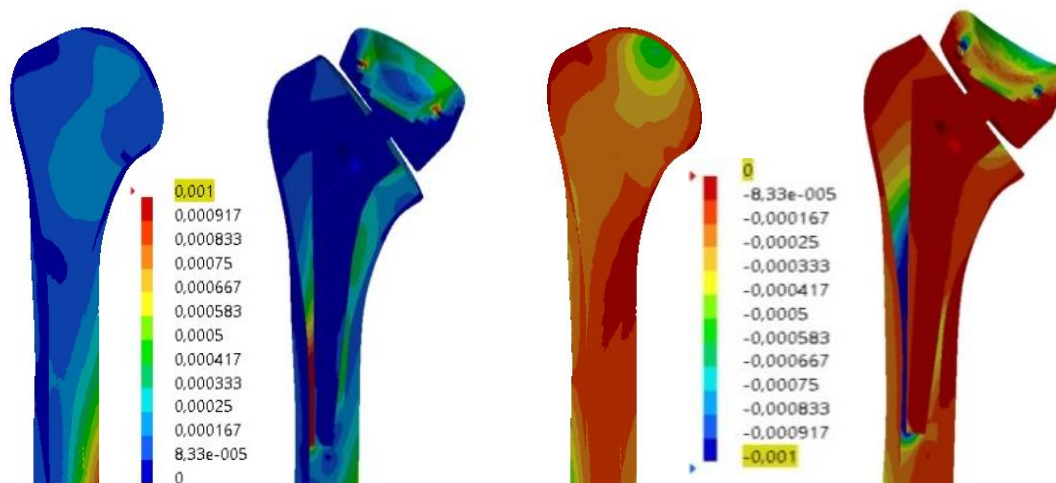


Figura 95 – Corte na vista anterior para o estudo da resposta mecânica dos modelos

7.3 Conclusões dos modelos numéricos com ações musculares

De acordo com os resultados da validação dos modelos virtuais, a introdução da prótese gera uma alteração ao nível biomecânico, alterando a rigidez do conjunto e a sua resposta a cargas musculares. Este resultado é ainda mais visível na comparação entre os modelos sem coifa dos rotadores (nativo e implantado) representada no subcapítulo 7.2.3.

A inserção dos músculos alterou significativamente a resposta mecânica do osso, mostrando maiores concentrações de deformações principais na zona medial posterior do colo cirúrgico e zona inferior do tubérculo menor, encontrando-se de acordo com a literatura [44]. Esta resposta mostra o risco de sobrecarga localizada, podendo estar associado um risco de falência/fratura do osso por um processo de fadiga, resultando em fraturas proximais [99]. Este risco é amplificado pelo facto de a faixa etária a que se destina a prótese possuir deficiências ósseas, nomeadamente osteoporose (não consideradas neste estudo).

A diminuição generalizada das deformações principais nas regiões do osso trabecular periféricas ao cimento ósseo, origina o efeito de *stress-shielding* pelo implante, concluindo numa possível alteração do processo de remodelação óssea nestas regiões. Este acontecimento deve-se à inferior sollicitação mecânica, que poderá conduzir a um risco de perda densidade óssea nestas regiões. Está também mais presente nos modelos que simulam a ausência da coifa dos rotadores.

Já foi visto na literatura, que a introdução de hastes protésicas é um procedimento comum quando existe osso de baixa qualidade, aumentando a rigidez do conjunto [105]. No entanto, a utilização de hastes é referida como causa para o aumento do efeito de *stress/strain-shielding* no osso, podendo este conduzir a um efeito de reabsorção óssea [105] visto na implementação da haste umeral, estando presente no modelo implantado (com presença de todos os músculos) e extremamente visível no modelo implantado com deficiência da coifa dos rotadores, mesmo que alguns investigadores tenham mostrado grande estabilidade e micromovimentos de menor amplitude quando as hastes são cimentadas [3,17].

Existe também uma concentração de tensões na zona distal da haste, que clinicamente poderá ter como manifestação a dor [105].

A Lei de Wolff [106] consiste numa visão dinâmica da estrutura óssea como consequência da sua adaptabilidade a estímulos externos. Nos locais onde as tensões mecânicas são de elevada intensidade, existe um crescimento da densidade óssea e num local onde as tensões baixem, irá existir uma absorção de matéria óssea. Também estão definidos

intervalos, relativos aos valores de deformação a que um osso estará sujeito, que se relacionam com a remodelação óssea. A redução de deformações, máximas ou mínimas, no osso relativamente ao osso intato, vai no sentido do aumento do risco de reabsorção óssea. Já o aumento de deformações (máximas ou mínimas) potencializa o risco de fratura por fadiga a longo prazo [105]. As maiores deformações que o osso suporta ronda aproximadamente 25000 $\mu\epsilon$. Já as deformações consideradas fisiológicas encontram-se entre os 200 e os 2500 $\mu\epsilon$, sendo que dentro deste intervalo a massa óssea se mantém constante e conseqüentemente, mantendo-se assim a sua integridade. Para extensões inferiores, existe o processo de reabsorção óssea pois esta gama de deformações não é suficiente para estimular o processo de remodelação óssea positivamente. Já entre 2500 e 4000 $\mu\epsilon$ existe hipertrofia óssea como resposta ao processo biológico existindo um aumento da densidade óssea [105].

Com estes dados, podemos prever que entre os modelos com todos os músculos presentes (nativo e o implantado) não existem diferenças significativas ao nível do osso cortical, exceto na zona do colo cirúrgico no aspeto medial. Nesta zona, existem diminuição de 90% que poderá originar reabsorção óssea. Ao nível do osso trabecular existe aumento de 90% de deformações principais na zona distal da haste. Já a comparação entre os modelos nativo e implantado com a presença da deficiência da coifa dos rotadores vemos uma diminuição em todos os aspetos, sendo que a reabsorção óssea irá estar presente em todo o osso. De notar, que seria um resultado lógico, segundo a lei de Wolff, visto que estamos a falar da ausência de quatro músculos e uma diminuição da força de contacto glenoumeral. A perda da coifa dos rotadores, agrava assim a remodelação óssea desvantajosa, uma vez que o osso estará a sofrer menos solicitações, sobretudo observado no aspeto anterior, posterior proximal e medial. A ausência das cargas dos quatro músculos da coifa fará com que parte do osso seja absorvida por não estar a ser solicitada no movimento de abdução, causando uma maior propensão a fraturas.

A comparação entre os modelos nativo e implantado, ambos com ausência da coifa dos rotadores, revela que esta ausência, só por si, poderá levar o próprio osso a sofrer remodelações ósseas, dado que alguns dos valores medidos nas zonas superficiais se encontram abaixo dos 200 $\mu\epsilon$. Ainda dentro da avaliação na superfície óssea, o aumento de deformações principais dá-se apenas na zona do pequeno tubérculo, sendo extremamente pequena, tal como um aumento na zona medial. Já a diminuição das deformações principais está presente no resto dos aspetos. Esta diminuição atinge valores elevados para a fisiologia óssea, principalmente no aspeto lateral e posterior (100 $\mu\epsilon$ e 150 $\mu\epsilon$ respetivamente), levando a reabsorções ósseas.

O comportamento da resposta óssea leva a crer que poderá existir o efeito de *stress-shielding* na fronteira entre o osso e o cimento ósseo, existindo locais com variações de aproximadamente 700 $\mu\epsilon$.

8. Correlação dos resultados numéricos com dados clínicos

Da análise efetuada aos registos clínicos presentes neste trabalho, bem como das complicações mais comuns, revela as possibilidades de falha estão ligadas principalmente à componente escapular desta prótese. Não obstante, existe também a possibilidade de *loosening*, *stress-shielding* e fraturas no úmero. Já a libertação de partículas pelo desgaste no componente de polietileno é visto como uma das principais causas do deslocamento entre os componentes protésicos [107]. Este processo de falha, bem como os outros processos de falha, poderão estar ligados à remodelação óssea presente no úmero, após a inserção da prótese do ombro invertida [107].



Figura 96 – Vista posterior do úmero implantado (experimental) com especial destaque para o desgaste da componente de polietileno à direita. Desgaste da componente de polietileno (direita) relatado como complicação deste tipo de prótese [108]

Nos modelos estudados e desenvolvidos, foi possível prever o desgaste da componente de polietileno, presente no aspeto posterior (Figura 85 e Figura 88). Este resultado encontra-se de acordo com o observado na prótese estudada experimentalmente (Figura 96), uma vez que esta provém de um cadáver, não existindo informação do tempo de uso da mesma. É também comparável com a literatura existente referente às complicações no uso da POI [13], [14], [89], [107], [108].

Com esta falha, aumentam as possibilidades de luxação entre os componentes, vistas com alguma regularidade, representada na Figura 98-A [13]. Evitar deslocamentos é fundamental para o entendimento das causas de falha relacionadas com esta complicação, sendo de extrema importância para melhorar os resultados das artroplastias.

É possível prever também a perda de massa óssea em toda a zona proximal do úmero, no modelo que simula a perda da coifa dos rotadores, sendo esta previsão de acordo com a literatura [63],[107]. Esta previsão de *bone loss* é bastante visível na Figura 98 B.

Os deslocamentos ocorrem maioritariamente na impossibilidade da reparação do tendão subescapular e são independentes da presença de *bone loss* [13]. Após a cirurgia de revisão para o tratamento desta patologia, existe uma prevalência de 7,5% [13]. Como resultados da perda de partículas da componente de polietileno, dos deslocamentos e da própria biomecânica desta prótese (criação de espaço vazio inferior ao acrómio), ocorrem infeções e hematomas. O caso de *bone loss* poderá aumentar a criação de espaços vazios, presente na Figura 98 B, aumentando com ela a probabilidade de hematomas e infeções. As infeções apresentam uma prevalência de 4% [13].

Com toda a remodelação óssea prevista pelos modelos, existe uma grande possibilidade de ocorrerem complicações como *loosening* ou *stress-shielding* da componente protésica previstas pelos modelos, além de possíveis fraturas ósseas na zona proximal, que

acaba por ficar fragilizada. A literatura relata que as complicações umerais incluem fraturas como a mais comum, seguidas de migração e *loosening* [89].

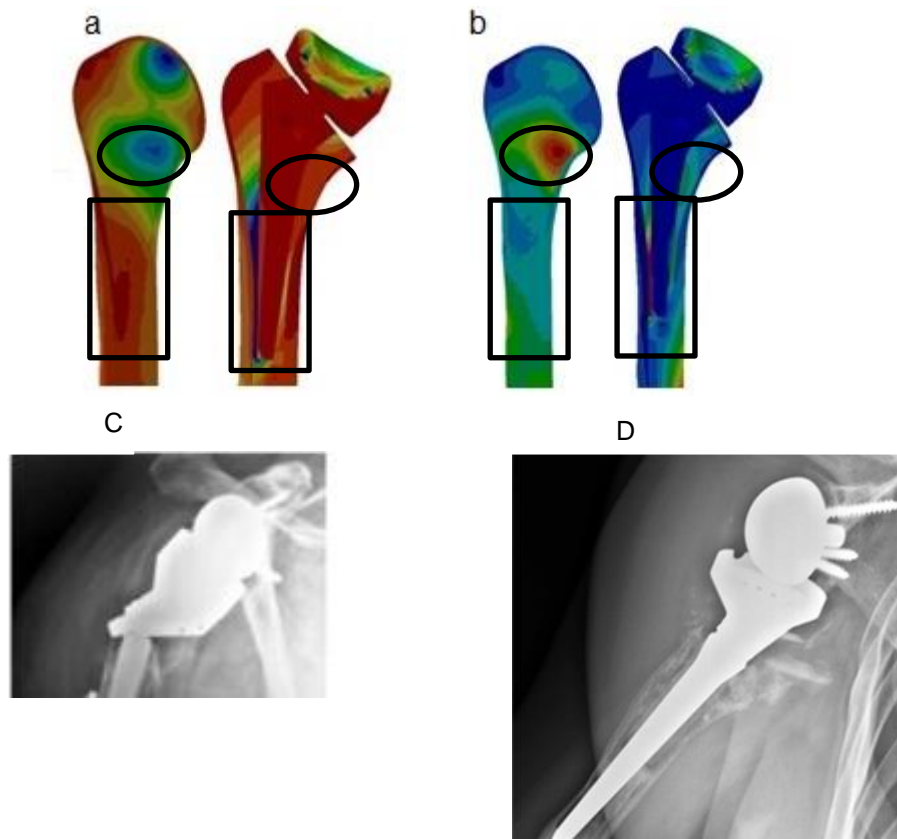


Figura 97 – Localização da previsão de fratura prevista pelo modelo

- a) Tensões principais mínimas
- b) Tensões principais máximas
- c) Fratura umeral (e separação dos componentes entre a epífise e a diáfise da haste da prótese) [94]
- d) Efeito de *loosening* e severas reabsorções ósseas na zona proximal [94]

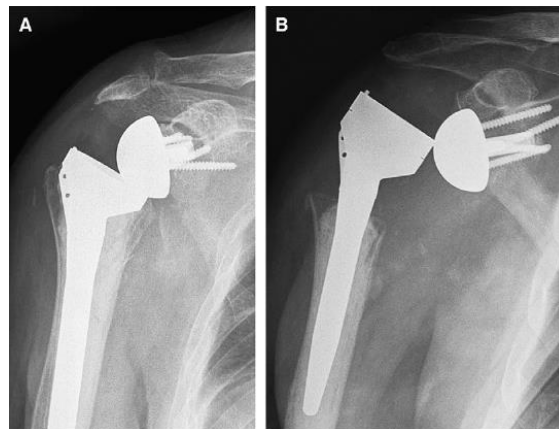


Figura 98 – Deslocamentos da prótese *Aequalis reverse total shoulder system* (Tornier Inc, Eden Prairie, MN) sem perda de osso umeral (A) e com perda de osso (B) [13]

Durante a preparação do úmero para a implementação da prótese, pode observar-se que este é um trabalho difícil, sendo preciso cortar e escavar estruturas com uma rigidez elevada. A juntar está um grande conjunto de músculos que envolvem a estrutura, o facto de o osso poder pertencer a um paciente idoso (que possivelmente terá fragilidades ósseas) bem

como o facto de poder ser uma cirurgia de revisão, sendo preciso retirar a prótese anterior e o cimento ósseo, no caso de ser cimentada.

Com todas estas variáveis, é previsível a fratura do úmero durante a artroplastia. No caso do uso da prótese invertida para as cirurgias de revisão do ombro com a remoção de prótese e/ou cimento ósseo, existe uma possibilidade de 24,1% de fratura umeral [14]. Com a fragilidade óssea prevista pelos modelos apresentados, é possível prever a fratura óssea umeral, principalmente a um nível medial, onde existem as maiores modificações de tensões principais mínimas e máximas, representado na Figura 97-a e na Figura 97-b (circunferência a preto). É apresentado na mesma figura (C) um caso clínico desta complicação existindo uma fratura umeral entre a epífise e a diáfise (coincidente com o previsto pelo modelo) de um paciente aos três anos. A fratura foi tratada e após dois anos existiu uma terceira cirurgia de revisão na qual alteraram o tamanho da haste umeral, sendo esta a todo o comprimento do úmero [94]. No caso D (Figura 97) estamos perante o efeito *loosening* [94], sendo também este previsto no modelo representado com um retângulo a zona que possivelmente irá possuir esta complicação (Figura 97-a e na Figura 97-b).

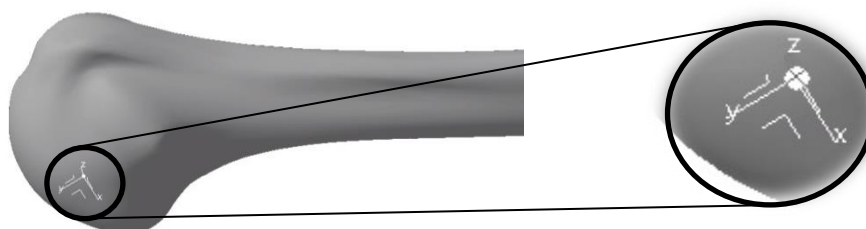


Figura 99 – Representação do eixo usado para aplicação de carga na máquina de fadiga. No lado direito é apresentado um aumento para facilidade de compreensão do eixo, mostrando o eixo z positivo para o interior da imagem

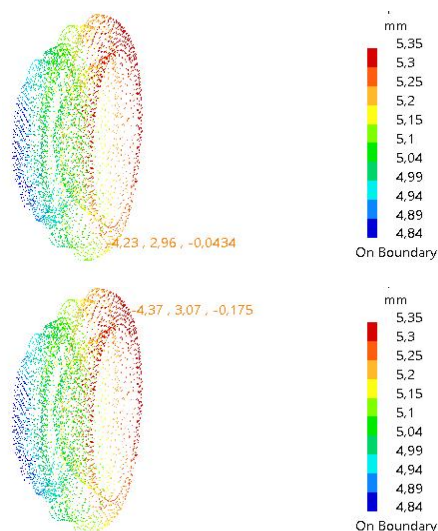


Figura 100 – Valores de deslocamento na componente de polietileno, segundo o eixo representado na Figura 99

Os deslocamentos obtidos para o modelo nativo com a inserção muscular apresenta valores próximos de zero para os eixos x e y, representados na Figura 99. O valor mais elevado de deslocamento para o eixo z, provem da rotação umeral existente para este movimento e estabilização proveniente dos músculos da coifa dos rotadores. Estes valores foram usados como base de comparação uma vez que este modelo representa a estabilidade do complexo.

Foi também estudado os deslocamentos impostos ao nível da fronteira da componente de polietileno, para comparar com as luxações existentes na literatura. Os resultados obtidos, em consistência com o eixo usado Figura 99, revelam um possível deslocamento superior, sendo que os resultados apresentam uma diferença de deslocamentos de aproximadamente 3mm no sentido oposto ao eixo x, resultando assim em luxações superiores, representado na Figura 100. Quando comparado com o modelo nativo com a ausência da coifa dos rotadores, vemos que a implementação da prótese poderá ajudar o complexo a ficar mais estável, uma vez que revelou resultados de deslocamento de -5,47 mm (x), -2,59mm (y) e 1,52mm (z).

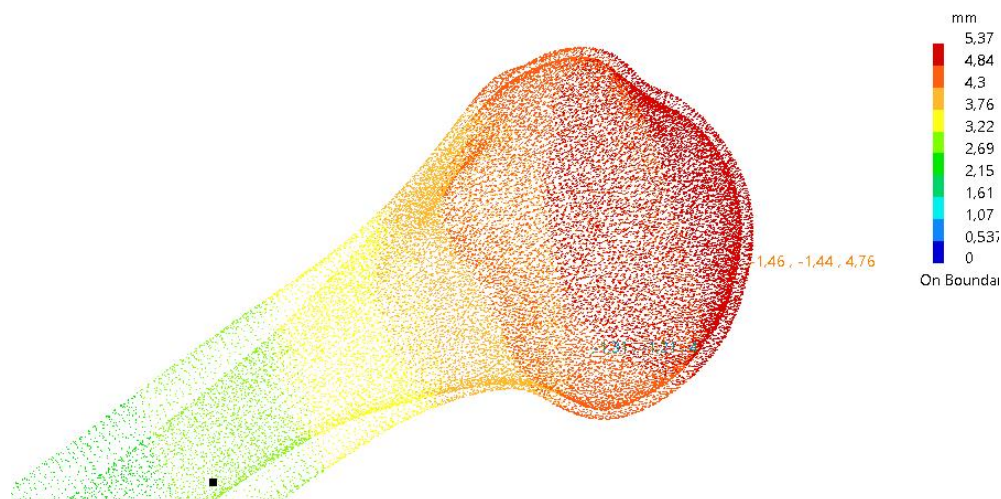


Figura 101 – Resultado de deslocamentos obtido para o modelo nativo com implementação das forças musculares para abdução a 90 graus.

O resultado é corroborado pela literatura [13], [14], [89], [94], que nos revela luxações superiores, sendo que se devem ora ao desgaste da componente de polietileno ora ao tensionamento excessivo do músculo deltóide. Em relação aos resultados nos eixos y e z mostra que irá existir forças de compressão entre as componentes (eixo y) e existe uma falta de estabilidade mostrada pelos resultados no eixo z (Figura 100), dado que a ausência da coifa dos rotadores demonstra uma diferença de aproximadamente 5mm de deslocamento na comparação entre os modelos musculares nativo (Figura 101) e implantado (Figura 100).

A literatura revela deslocamentos entre componentes [94]. Neste estudo, os valores dos deslocamentos entre o copo umeral e a componente de polietileno não foram avaliados, pois os estudos feitos pelo fabricante [77] revelam que a ligação de pressão entre os dois componentes era estável.

Sendo esta uma prótese especialmente aplicada para cirurgias de revisão, possui à partida um risco de complicações associadas maior que o risco de uma cirurgia primária, sendo este risco 36,7% maior [14].

Os modelos usados revelam a previsão de algumas complicações presentes no uso desta prótese. É também possível especular possíveis acontecimentos com o uso da mesma, nomeadamente fraturas durante a cirurgia. No entanto, a literatura avança com uma possibilidade de complicações umerais que podem atingir os 10% de todas as complicações desta prótese [89], mostrando que os modelos usados não podem ser usados para a previsão de acontecimentos mais gerais no complexo articular do ombro.

9. Conclusões gerais e futuros desenvolvimentos

Embora a literatura indique um grande rácio de complicações para o uso da prótese do ombro invertida, nenhuma outra possibilita as enormes melhoras relativas à movimentação, função e qualidade de vida que este tipo de próteses pode implicar ao paciente. Mesmo no caso de complicações, o resultado continua a ser notável. [89]

O nível de complicações presentes pode ser extremamente variado, como previsto pelos modelos usados neste trabalho, sendo que estas são apenas uma parte das complicações totais presentes no uso deste tipo de próteses. Para melhorar a previsão de complicações deveria ser acrescentado ao modelo nativo a escápula e cartilagens, tal como a componente protésica glenoumeral nos modelos implantados, simulando assim o movimento de abdução a 90 graus de modo mais próximo da realidade, podendo avaliar possíveis deslocamentos e direções das mesmas, tal como complicações ao nível escapular, como *scapular notching*, complicações na zona glenoidal, fraturas acromiais e *loosening* da componente glenoidal.

O facto de a prótese estudada ser recente (POI), possui a contrariedade de ter um seguimento ainda curto, problema observado no seguimento das próteses invertidas desde o seu surgimento. Este problema faz com que as comparações entre os registos clínicos e os modelos aqui avançados não sejam perfeitas, sendo feita uma comparação entre os modelos e a generalidade das próteses do ombro invertidas. Já a prótese específica estudada, revelou resultados (modelos numéricos) que poem o seu sucesso em causa, nomeadamente as variações de deformações principais presentes no contacto osso trabecular e cimento ósseo nos modelos sem coifa dos rotadores (Figura 94 e Figura 95).

Poderemos concluir que todas as previsões de falha aqui referidas são a base da sua aplicação, já que como descrito antes, a sua implementação deverá ser extremamente ponderada e destinada a pacientes com idade superior a 65 anos.

A ausência da coifa dos rotadores foi equilibrada com o ajuste da força feita pelo músculo deltóide bem como pela força de contacto glenoumeral considerada. Embora este ajuste esteja baseado na literatura, existem variáveis que não puderam ser avaliadas, nomeadamente o tensionamento do músculo deltóide, a variação de tamanho de esfera glenoidal e recetor polietileno (36mm vs. 40mm), os vários espaçadores usados nesta prótese, (que possibilitam ajustar o tensionamento do músculo deltóide) e o ajuste entre o tamanho do paciente e a própria prótese.

O estudo da interferência da coifa também deverá ser analisado de forma mais profunda, pois o risco de deslocamento aumenta até duas vezes mais quando não existe reparação do tendão subescapular, sendo que os restantes três músculos da coifa não revelam um relacionamento significativo com o risco de deslocamento [13]. No entanto, sendo a POI uma prótese que se destina a pacientes com deficiências ao nível da coifa dos rotadores, deverá ser estudado a contribuição/ausência individual para a fixação/deslocamentos do conjunto.

Nas simulações criadas através destes modelos, foi apenas simulada a abdução estática a 90 graus, sem adição de pesos externos. Poderá usar-se os modelos para avaliar as forças de rotação do braço, que poderá causar a rotação da haste no canal medular.

Bibliografia

- [1] F. Tormena, "Um modelo de remodelamento ósseo utilizando potenciais termodinâmicos generalizados," Universidade Federal do Paraná, 2009.
- [2] F. FONSECA and A. COMPLETO, *FUNDAMENTOS DE BIOMECANICA: MUSCULO-ESQUELETICA E ORTOPEDICA*. PUBLINDUSTRIA, p. 446.
- [3] Y. W. Kwon, V. J. Pinto, J. Yoon, M. a Frankle, P. E. Dunning, and A. Sheikhzadeh, "Kinematic analysis of dynamic shoulder motion in patients with reverse total shoulder arthroplasty.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 21, no. 9, pp. 1184–90, Sep. 2012.
- [4] R. I. Faggioni, R. D. De Lucas, A. David, F. Al, D. De Biologia, A. Fcav, and U. Jaboticabal, "Síndrome do pinçamento no ombro , decorrente da prática esportiva: uma revisão bibliográfica Síndrome do Pinçamento," pp. 211–215, 2005.
- [5] J. Loss, D. Soares, and J. Caneiro, "O uso da dinâmica inversa em situações envolvendo cadeia cinética aberta," *Rev Bras ...*, no. 1, 2006.
- [6] J. Amaro and J. Moreira, "Reabilitação da Artroplastia do Ombro com Prótese Total Invertida: protocolo do Serviço de Medicina Física e de Reabilitação do Centro Hospitalar de Entre Douro e," ... *Física e Reabil.*, vol. 21, no. 4, 2012.
- [7] D. Katz, G. O. Toole, L. Cogswell, P. Sauzieres, P. Valenti, and T. Clinic--ploemur, "A history of the reverse shoulder prothesis," *Int. J. Shoulder Surg.*, vol. 1, no. 4, pp. 108 – 113, 2007.
- [8] J. D. Kelly, J. X. Zhao, E. R. Hobgood, and T. R. Norris, "Clinical results of revision shoulder arthroplasty using the reverse prosthesis.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 21, no. 11, pp. 1516–25, Nov. 2012.
- [9] A. Terrier, P. Scheuber, D. P. Pioletti, and A. Farron, "Activities of daily living with reverse prostheses: importance of scapular compensation for functional mobility of the shoulder.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 22, no. 7, pp. 948–53, Jul. 2013.
- [10] A. a Martinez, C. Bejarano, I. Carbonel, D. Iglesias, J. Gil-Alvaroba, and A. Herrera, "WITHDRAWN: The treatment of proximal humerus nonunions in older patients with the reverse shoulder arthroplasty.," *Elsevier*, pp. 4–6, Jan. 2012.
- [11] G. Trappey and T. B. Edwards, "Reverse Total Shoulder for Four-Part Proximal Humeral Fractures," *Oper. Tech. Orthop.*, vol. 21, no. 1, pp. 79–85, Mar. 2011.
- [12] M. N. Florence and L. a. Crosby, "Complications After Reverse Total Shoulder Arthroplasty: One Door Closes, Another Opens," *Semin. Arthroplasty*, vol. 21, no. 3, pp. 199–203, Sep. 2010.
- [13] T. B. Edwards, M. D. Williams, J. E. Labriola, H. a Elkousy, G. M. Gartsman, and D. P. O'Connor, "Subscapularis insufficiency and the risk of shoulder dislocation after reverse shoulder arthroplasty.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 18, no. 6, pp. 892–6, 2009.

- [14] B. Wall, L. Nové-Josserand, D. P. O'Connor, T. B. Edwards, and G. Walch, "Reverse total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 89, no. 7, pp. 1476–85, Jul. 2007.
- [15] M. Trew and T. E. MCSP., *Human movement: an introductory text*. Elsevier/Churchill Livingstone, 2005, p. 297.
- [16] J. Silva, "Reumatologia prática," *Coimbra, Edições Diagnóstico*, 2004.
- [17] *Sobotta: Atlas of Human Anatomy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001, p. 400.
- [18] "TABELA NACIONAL DE INCAPACIDADES POR ACIDENTES DE TRABALHO E DOENÇAS PROFISSIONAIS DECRETO-LEI N.º 341/93, de 30 de Setembro." [Online]. Available: http://www.inr.pt/bibliopac/diplomas/dl_341_93.htm. [Accessed: 07-Apr-2014].
- [19] B. Calais-Germain, *Anatomia para o movimento, volume 1: introdução a análise das técnicas corporais*. Editora, 2002, p. 303.
- [20] N. E. Pratt and D. DePace, *Anatomical sciences: gross anatomy, embryology, histology, neuroanatomy*. Lippincott-Raven, 1999, p. 330.
- [21] J. Rudez and M. Zanetti, "Normal anatomy, variants and pitfalls on shoulder MRI.," *Eur. J. Radiol.*, vol. 68, no. 1, pp. 25–35, Oct. 2008.
- [22] M. Trew and T. E. MCSP., *Human movement: an introductory text*. Elsevier/Churchill Livingstone, 2005, p. 297.
- [23] B. Calais-Germain, *Anatomia para o movimento, volume 1: introdução a análise das técnicas corporais*. Editora, 2002, p. 303.
- [24] N. E. Pratt and D. DePace, *Anatomical sciences: gross anatomy, embryology, histology, neuroanatomy*. Lippincott-Raven, 1999, p. 330.
- [25] M. L. Pearl, "Proximal humeral anatomy in shoulder arthroplasty: Implications for prosthetic design and surgical technique.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 14, no. 1 Suppl S, p. 99S–104S, 2005.
- [26] C. Ciccone, "Revisão bibliográfica da anatomia de ombro e da Capsulite adesiva para futura abordagem na terapia manual de Maitland," *Anuário da Produção ...*, pp. 285–290, 2007.
- [27] G. W. Gonçalves, *Ombro Doloroso Reumatologia*, 2ª ed. Hilton Seda, 1982, p. 1473 Vol. II.
- [28] F. H. Netter, *Atlas of Human Anatomy (Google eBook)*. Elsevier Health Sciences, 2010, p. 624.
- [29] G. Di Giacomo and A. Costantini, "Arthroscopic shoulder surgery anatomy: Basic to advanced portal placement," *Oper. Tech. Sports Med.*, vol. 12, no. 2, pp. 64–74, Apr. 2004.
- [30] "Complexo do ombro." [Online]. Available: http://dc717.4shared.com/doc/DDsKH43_/preview.html.
- [31] "Aula de Anatomia." [Online]. Available: <http://www.auladeanatomia.com/site/pagina.php?idp=87>.

- [32] “Músculos Rombóides Maior e Menor.” [Online]. Available: <http://ifanatomia.wordpress.com/2012/06/04/musculos-romboides-maior-e-menor/>. [Accessed: 07-Apr-2014].
- [33] “Músculo redondo maior.” [Online]. Available: http://pt.wikipedia.org/wiki/Músculo_redondo_maior. [Accessed: 07-Apr-2014].
- [34] “Abdômen.” [Online]. Available: <http://geocities.ws/miomusculo/abdomen.htm>. [Accessed: 07-Apr-2014].
- [35] D. G. Schwartz, S. H. Kang, T. S. Lynch, S. Edwards, G. Nuber, L.-Q. Zhang, and M. Saltzman, “The anterior deltoid’s importance in reverse shoulder arthroplasty: a cadaveric biomechanical study,” *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 22, no. 3, pp. 357–64, Mar. 2013.
- [36] “Músculo Deltoide.” [Online]. Available: http://pt.wikipedia.org/wiki/Músculo_deltoide. [Accessed: 07-Apr-2014].
- [37] “Detalhes Anatômicos: Músculos com Funções Antagonistas.” [Online]. Available: <http://www.jefersonporto.com.br/2008/08/detalhes-anatomicos-musculos-com-funcoes-antagonistas/>. [Accessed: 07-Apr-2014].
- [38] D. Karlsson and B. Peterson, “Towards a model for force predictions in the human shoulder,” *J. Biomech.*, vol. 25, no. 2, pp. 189–199, Feb. 1992.
- [39] A. A. Nikooyan, H. E. J. Veeger, E. K. J. Chadwick, M. Praagman, and F. C. T. van der Helm, “Development of a comprehensive musculoskeletal model of the shoulder and elbow,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 49, no. 12, pp. 1425–35, Dec. 2011.
- [40] I. W. Charlton and G. R. Johnson, “A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 220, no. 8, pp. 801–812, Jan. 2006.
- [41] A. A. Nikooyan, H. E. J. Veeger, P. Westerhoff, F. Graichen, G. Bergmann, and F. C. T. van der Helm, “Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using in-vivo glenohumeral joint contact forces,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 15, pp. 3007–14, Nov. 2010.
- [42] L. Landau, “The ‘reversed’ glenoumeral endoprosthesis: The role of the rotator cuff muscles for stability and strength,” *Zhurnal Eksp. i Teor. Fiz.*, p. 31052, 1937.
- [43] P. Westerhoff, F. Graichen, A. Bender, A. Rohlmann, and G. Bergmann, “An instrumented implant for in vivo measurement of contact forces and contact moments in the shoulder joint,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 31, no. 2, pp. 207–13, Mar. 2009.
- [44] Z. M. Maldonado, J. Seebeck, M. O. W. Heller, D. Brandt, P. Hepp, H. Lill, and G. N. Duda, “Straining of the intact and fractured proximal humerus under physiological-like loading,” *J. Biomech.*, vol. 36, no. 12, pp. 1865–1873, Dec. 2003.
- [45] P. Clavert, M. Zerah, J. Krier, P. Mille, J. F. Kempf, and J. L. Kahn, “Finite element analysis of the strain distribution in the humeral head tubercles during abduction: comparison of young and osteoporotic bone,” *Surg. Radiol. Anat.*, vol. 28, no. 6, pp. 581–7, Dec. 2006.
- [46] P. S. W. N K Poppen, “Forces at the Glenohumeral Joint in Abduction,” vol. 135, pp. 165–170, 1978.

- [47] F. F. Buechel, M. J. Pappas, and A. F. DePalma, "'Floating-socket' total shoulder replacement: anatomical, biomechanical, and surgical rationale.," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 12, no. 1, pp. 89–114, Jan. 1997.
- [48] G. Bergmann, F. Graichen, A. Bender, A. Rohlmann, A. Halder, A. Beier, and P. Westerhoff, "In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction.," *J. Biomech.*, vol. 44, no. 8, pp. 1543–52, May 2011.
- [49] M. Apreleva, I. M. Parsons, J. J. Warner, F. H. Fu, and S. L. Woo, "Experimental investigation of reaction forces at the glenohumeral joint during active abduction.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 9, no. 5, pp. 409–17.
- [50] T. D. Alta, J. H. Bergmann, D. J. Veeger, T. W. Janssen, B. J. Burger, V. a Scholtes, and W. J. Willems, "Kinematic and clinical evaluation of shoulder function after primary and revision reverse shoulder prostheses.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 20, no. 4, pp. 564–70, Jun. 2011.
- [51] C. Chebli, P. Huber, J. Watling, A. Bertelsen, R. T. Bicknell, and F. Matsen, "Factors affecting fixation of the glenoid component of a reverse total shoulder prosthesis.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 17, no. 2, pp. 323–7, 2008.
- [52] C. a Rockwood, "The reverse total shoulder prosthesis. The new kid on the block.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 89, no. 2, pp. 233–5, Feb. 2007.
- [53] C. 2nd Neer, K. C. Watson, and F. Stanton, "Recent experience in total shoulder replacement," *Bone Jt. Surg*, vol. 64, no. 3, pp. 19–37, 1982.
- [54] M. Wirth and C. J. Rockwood, "Current concept review: Complications of total shoulder replacement arthroplasty," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 78, no. 4, pp. 603–16, 1996.
- [55] J. C. Clark, J. Ritchie, F. S. Song, M. J. Kissenberth, S. J. Tolan, N. D. Hart, and R. J. Hawkins, "Complication rates, dislocation, pain, and postoperative range of motion after reverse shoulder arthroplasty in patients with and without repair of the subscapularis.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 21, no. 1, pp. 36–41, Jan. 2012.
- [56] C. Neer, "Shoulder reconstruction," *WB Saunders Co*, pp. 146–50, 1990.
- [57] B. Reeves, B. Jobbins, and M. Flowers, "Biomechanical problems in the development of a total shoulder endoprosthesis," *J Bone Jt. Surg Br*, no. 54, p. 193, 1972.
- [58] M. Wretenberg and R. Wallensten, "The Kessel total Shoulder arthroplasty: A 13 to 16 year retrospective follow-up," *Clin Orthop Res*, no. 365, pp. 100–3, 1999.
- [59] S. P. Ahir, P. S. Walker, C. J. Squire-Taylor, G. W. Blunn, and J. I. L. Bayley, "Analysis of glenoid fixation for a reversed anatomy fixed-fulcrum shoulder replacement.," *J. Biomech.*, vol. 37, no. 11, pp. 1699–708, Nov. 2004.
- [60] J. Fenlin, "Semi constrained prosthesis for the rotator cuff deficient patient," *Ortho Trans*, vol. 9, p. 55, 1985.
- [61] P. Grammont, P. Trouilloud, J. Laffay, and X. Deries, "design and manufacture of a new shoulder prosthesis," *Rhumatologie*, vol. 39, pp. 407–18, 1987.
- [62] P. Boileau, D. J. Watkinson, A. M. Hatzidakis, and F. Balg, "Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 14, no. 1 Suppl S, p. 147S–161S.

- [63] F. Sirveaux, L. Favard, D. Oudet, D. Huquet, G. Walch, and D. Molé, "Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. Results of a multicentre study of 80 shoulders.," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 86, no. 3, pp. 388–95, Apr. 2004.
- [64] R. W. Nyffeler, C. M. L. Werner, and C. Gerber, "Biomechanical relevance of glenoid component positioning in the reverse Delta III total shoulder prosthesis.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 14, no. 5, pp. 524–8.
- [65] H. B. Henninger, A. Barg, A. E. Anderson, K. N. Bachus, R. Z. Tashjian, and R. T. Burks, "Effect of deltoid tension and humeral version in reverse total shoulder arthroplasty: a biomechanical study.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 21, no. 4, pp. 483–90, Apr. 2012.
- [66] S. H. Hsu, R. M. Greiwe, C. Saifi, and C. S. Ahmad, "Reverse Total Shoulder Arthroplasty—Biomechanics and Rationale," *Oper. Tech. Orthop.*, vol. 21, no. 1, pp. 52–59, Mar. 2011.
- [67] M. Harman, M. Frankle, M. Vasey, and S. Banks, "Initial glenoid component fixation in 'reverse' total shoulder arthroplasty: a biomechanical evaluation.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 14, no. 1 Suppl S, p. 162S–167S.
- [68] L. F. De Wilde, E. A. Audenaert, and B. M. Berghs, "Shoulder prostheses treating cuff tear arthropathy: a comparative biomechanical study.," *J. Orthop. Res.*, vol. 22, no. 6, pp. 1222–30, Nov. 2004.
- [69] "Componentes REVERSE prothesis." [Online]. Available: <http://www.djoglobal.com/our-brands/djo-surgical>. [Accessed: 01-Nov-2014].
- [70] "Componentes UNIVERSAL ARROW SYSTEM." [Online]. Available: <http://www.fhorthopedics.com/arrow-shoulder-prosthesis.html>. [Accessed: 01-Nov-2014].
- [71] W. H. Seitz, "Instability after Reverse Total Shoulder Arthroplasty: A Balancing Act," *Semin. Arthroplasty*, vol. 20, no. 2, pp. 104–115, Jun. 2009.
- [72] "surgical Approaches." pp. 1–11, 2013.
- [73] "Trabecular Metal Reverse Shoulder System Surgical Technique," pp. 129–151, 2008.
- [74] S. L. Checchia, A. N. Miyazaki, M. Fregoneze, L. A. Silva, and A. C. Faria, "Tratamento cirúrgico das lesões extensas do manguito rotador pela via de acesso deltopeitoral * Surgical treatment of massive rotator cuff injuries using the deltopectoral approach *," vol. 38, no. 11, 2003.
- [75] C. FOLBERG and M. PIGNATARO, "Vias de acesso ao membro superior 81," *grupoa.com.br*, no. C, pp. 1566–1573.
- [76] A. N. Whatley, R. L. Fowler, J. J. P. Warner, and L. D. Higgins, "Postoperative rupture of the anterolateral deltoid muscle following reverse total shoulder arthroplasty in patients who have undergone open rotator cuff repair.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 20, no. 1, pp. 114–22, Jan. 2011.
- [77] Zimmer GmbH, "Anatomical Shoulder™ Inverse/Reverse Surgical Technique." .
- [78] J. V Rasmussen, B. S. Olsen, B.-T. S. Fevang, O. Furnes, E. T. Skytta, H. Rahme, B. Salomonsson, K. D. Mohammed, R. S. Page, and A. J. Carr, "A review of national shoulder and elbow joint replacement registries.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 21, no. 10, pp. 1328–35, Oct. 2012.

- [79] S. M. Kurtz, "The Clinical Performance of UHMWPE in Shoulder Replacements," in *UHMWPE Biomaterials Handbook: ULtra High Molecular Weigth Polyethylene in Total Joint Replacement and Medical Devices*, 2nd ed., Academic Press, 2009, pp. 117–136.
- [80] N. J. R. Registry, "Demographics and Outcomes of Shoulder Arthroplasty Supplementary Report," *Aust. Orthop. Assoc.*, pp. 35 – 47, 2012.
- [81] A. Rothwell, A. Henwood, and T. Hobbs, *THE NEW ZEALAND JOINT REGISTRY*, no. December. 2011.
- [82] J. V Rasmussen, J. Jakobsen, S. Brorson, and B. S. Olsen, "The Danish Shoulder Arthroplasty Registry: clinical outcome and short-term survival of 2,137 primary shoulder replacements.," *Acta Orthop.*, vol. 83, no. 2, pp. 171–3, Apr. 2012.
- [83] J.-H. Ji, J.-Y. Jeong, H.-S. Song, J.-H. Ok, S.-J. Yang, B.-K. Jeon, T.-G. Kim, Y.-S. Moon, and Y.-S. Kim, "Early clinical results of reverse total shoulder arthroplasty in the Korean population.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 22, no. 8, pp. 1102–7, Aug. 2013.
- [84] "The Norwegian Arthroplasty Register." pp. 91–96.
- [85] "2º Relatório Anual 2010-2011 do Registo Português de Artroplastias." pp. 155–166.
- [86] M. J. Garberina and G. R. Williams, "Polyethylene dissociation after reverse total shoulder arthroplasty: the use of diagnostic arthroscopy.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 17, no. 1, pp. e16–8, 2008.
- [87] L. De Wilde and G. Walch, "Humeral prosthetic failure of reversed total shoulder arthroplasty: a report of three cases.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 15, no. 2, pp. 260–4, 2006.
- [88] M. S. Kowalsky, L. M. Galatz, D. S. Shia, K. Steger-May, and J. D. Keener, "The relationship between scapular notching and reverse shoulder arthroplasty prosthesis design.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 21, no. 10, pp. 1430–41, Oct. 2012.
- [89] M. Farshad and C. Gerber, "Reverse total shoulder arthroplasty-from the most to the least common complication.," *Int. Orthop.*, vol. 34, no. 8, pp. 1075–82, Dec. 2010.
- [90] A. K. L. Tay and P. Collin, "Irreparable spontaneous deltoid rupture in rotator cuff arthropathy: the use of a reverse total shoulder replacement.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 20, no. 7, pp. e5–8, Oct. 2011.
- [91] a. Kontaxis and G. R. Johnson, "The biomechanics of reverse anatomy shoulder replacement – A modelling study," *Clin. Biomech.*, vol. 24, no. 3, pp. 254–260, Mar. 2009.
- [92] R. a Gallo, S. C. Gamradt, C. J. Mattern, F. a Cordasco, E. V Craig, D. M. Dines, and R. F. Warren, "Instability after reverse total shoulder replacement.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 20, no. 4, pp. 584–90, Jun. 2011.
- [93] T. C. Wahlquist, A. F. Hunt, and J. P. Braman, "Acromial base fractures after reverse total shoulder arthroplasty: report of five cases.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 20, no. 7, pp. 1178–83, Oct. 2011.
- [94] P. Boileau, B. Melis, D. Duperron, G. Moineau, A. P. Rumian, and Y. Han, "Revision surgery of reverse shoulder arthroplasty.," *J. Shoulder Elbow Surg.*, vol. 22, no. 10, pp. 1359–70, Oct. 2013.

- [95] Sawbones, "No Title." [Online]. Available: [http://www.sawbones.com/Catalog/Biomechanical/Composite Bones/3404](http://www.sawbones.com/Catalog/Biomechanical/Composite%20Bones/3404). [Accessed: 27-Sep-2014].
- [96] W. Sahara, K. Sugamoto, M. Murai, H. Tanaka, and H. Yoshikawa, "The three-dimensional motions of glenohumeral joint under semi-loaded condition during arm abduction using vertically open MRI.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 22, no. 3, pp. 304–12, Mar. 2007.
- [97] A. Completo, F. Fonseca, C. Relvas, A. Ramos, and J. A. Simões, "Improved stability with intramedullary stem after anterior femoral notching in total knee arthroplasty.," *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, vol. 20, no. 3, pp. 487–94, Mar. 2012.
- [98] A. Completo, R. Duarte, F. Fonseca, J. A. Simões, A. Ramos, and C. Relvas, "Biomechanical evaluation of different reconstructive techniques of proximal tibia in revision total knee arthroplasty: An in-vitro and finite element analysis.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 28, no. 3, pp. 291–8, Mar. 2013.
- [99] H. M. Frost, "Perspectives: bone's mechanical usage windows.," *Bone Miner.*, vol. 19, no. 3, pp. 257–71, Dec. 1992.
- [100] R. Duarte and A. Ramos, "Avaliação numérica e experimental da transferência de carga na articulação da anca com e sem prótese total," ... *Ortop. e ...*, vol. 21, no. 3, pp. 249–258, 2013.
- [101] D. C. Meyer, S. F. Fucentese, B. Koller, and C. Gerber, "Association of osteopenia of the humeral head with full-thickness rotator cuff tears," *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 13, no. 3, pp. 333–337, May 2004.
- [102] M. J. Tingart, M. Apreleva, D. von Stechow, D. Zurakowski, and J. J. Warner, "The cortical thickness of the proximal humeral diaphysis predicts bone mineral density of the proximal humerus," *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 85, no. 4, pp. 611–617, May 2003.
- [103] A. Soares, A. C. Ballem, V. S. Magro, M. M. Torrejais, and C. C. L. Beu, "ANÁLISE MORFOMÉTRICA DO ÚMERO EM HUMANOS," in *Anais do I Seminário Internacional de Ciencia, Tecnologia e Ambiente*.
- [104] R. A. Bloom, "A comparative estimation of the combined cortical thickness of various bone sites," *Skeletal Radiol.*, vol. 5, no. 3, pp. 167–170, Jul. 1980.
- [105] A. Completo, F. Fonseca, and J. Simões, "Avaliação experimental do efeito de 'strain shielding' no fémur distal induzido pela utilização de hastes na revisão da artroplastia total do joelho," *Rev. da Assoc. Port. Análise Exp. Tensões*, vol. 15, pp. 51–72, 2008.
- [106] J. Diniz and V. Dionísio, "Propriedades mecânicas do tecido ósseo: uma revisão bibliográfica," *IX Encontro Lat. Am. Iniciação Científica e V Encontro Lat. Am. Pós-Graduação – Univ. do Val. do Paraíba*, pp. 1363–1366, 2005.
- [107] I. J. Folgado and C. Quental, "Modelos computacionais para análise e projecto da prótese do ombro," *abcm.org.br*, no. c, pp. 1–2.
- [108] R. Jazayeri and Y. Kwon, "Evolution of the reverse total shoulder prosthesis," *Bull. NYU Hosp. Jt. ...*, vol. 69, no. 1, pp. 50–55, 2011.