



Ana Cristina Costa
Ferreira de Matos

Estudo numérico da artroplastia da articulação
trapeziometacárpica.



**Ana Cristina Costa
Ferreira de Matos**

**Estudo numérico da artroplastia da articulação
trapeziometacárpica.**

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 de Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e co-orientada pelo Professor Doutor Abel Fernando Queirós e Nascimento, Professor Auxiliar Convidado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e Diretor do Instituto de Cirurgia Reconstructiva de Coimbra.

o júri / the jury

presidente / president

Professora Doutora Mónica Sandra Abrantes de Oliveira Correia
Professora Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

vogais / examiners committee

Professor Doutor Renato Manuel Natal Jorge
Professor Associado do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Professor Doutor António Manuel Godinho Completo
Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Professor Doutor Abel Fernando Queirós e Nascimento
Professor Auxiliar Convidado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Aos meus pais.

Ao meu irmão.

Ao Nuno.

Gosto muito de vocês!

Agradecimentos / Acknowledgements

Este é o momento de expressar os meus sinceros agradecimentos a todos os que, de alguma forma, contribuíram para que este trabalho chegasse ao fim.

Em primeiro lugar agradeço ao meu orientador, Professor Doutor António Completo, pela sua total disponibilidade e por acreditar em mim quando me aceitou como sua orientanda. Muito obrigada pelo apoio, encorajamento, disponibilidade e dedicação ao longo deste semestre.

Ao Professor Doutor Abel Nascimento que aceitou ser meu co-orientador, pela constante disponibilidade e sabedoria. Foi para mim um privilégio ter sido sua orientanda.

Aos "biomecânicos" do laboratório. Margarida Bola, Joana Pereira, Ricardo Duarte, Hugo Marques, Marco Coutinho... agradeço-vos toda a ajuda que me prestararam durante esta tese. O vosso incentivo, as vossas opiniões, o companheirismo, a amizade e até as vezes que me mandaram ir descansar fizeram com que eu acreditasse que fosse possível! Gostei muito de trabalhar convosco!

Ao Pedro Pinheiro, por toda amizade e companheirismo ao longo destes cinco anos! Muito obrigada pela tua ajuda e por todas as vezes que me disseste "vais conseguir"!

Ao Dilas Fortes, pela amizade sincera e por teres estado sempre "lá" durante estes cinco anos de curso.

À Salomé, por me colocares sempre nas tuas prioridades. Obrigada pela tua amizade, paciência, dedicação e pelo "pequeno génio".

Muito obrigada Nuno! Obrigada pelas vezes que me mostraste que existia uma vida para além de um laboratório. Obrigada pela tua entrega, pela tua dedicação e por acreditares em mim! Muita desta tese também é tua!

Ao meu irmão! Chegou a hora de dizer-te que tornaste o meu curso muito mais fácil! Obrigada pelo incentivo ("isso é fácil!") e coragem quando eu achei que não ia conseguir ultrapassar as dificuldades!

Mãe, Pai, o maior agradecimento é para vocês! Obrigada pela confiança que depositam em mim, pelos conselhos e pelo incentivo e coragem que me deram quando tudo à minha frente parecia desmoronar! Devo-vos tudo o que sou e o que quero ser! Tenho orgulho em vocês!

Não podia deixar de lembrar o meu patudo!! O Ritchie que levou muitas vezes com o meu mau humor... e mesmo assim nunca deixou de ser o meu melhor amigo!

Palavras-chave

biomecânica, polegar; metacarpo; trapézio; articulação trapeziometacárpica; artroplastia; implantes trapeziometacárpicos; método dos elementos finitos; stress-shielding; reabsorção óssea; deformações principais; micromovimentos.

Resumo

A presente dissertação teve como principal objetivo o estudo dos aspectos biomecânicos da artroplastia trapeziometacárpica nomeadamente as alterações em termos de solicitação mecânica no metacarpo e trapézio entre o estado nativo e protésico da articulação, aferindo desta forma os possíveis riscos e oportunidades associados a este método cirúrgico. Inicialmente desenvolveu-se um estudo anatómico e biomecânico do complexo da mão e mais especificamente da articulação trapeziometacárpica, permitindo assim uma compreensão das estruturas e sua função na articulação. Posteriormente, com o intuito de compreender os principais problemas associados à articulação realizou-se um levantamento relativo às patologias e os principais tratamentos cirúrgicos e não cirúrgicos associados a esta, tendo sido dado especial enfoque à artroplastia total carpometacárpica do polegar. Para dar resposta ao objetivo do estudo desenvolveram-se modelos numéricos de elementos finitos específicos a pacientes com base em imagens médicas de TAC da articulação com patologia, tal como a rizartrose, e sem patologia. Os modelos representativos da situação implantada foram desenvolvidos com base no modelo do implante Elektra, de forma a considerarem dois estados clínicos temporais: um representativo de um período pós-cirúrgico e outro representativo de um período de longo termo após a cirurgia. Estes modelos foram desenvolvidos com recurso a diferentes softwares comerciais tais como o Simpleware, CATIA e Marc, sendo posteriormente submetidos a duas condições de carga representativas de uma atividade fisiológica ligeira (pinça de pontas) e outra mais severa (preensão de garra). Analisaram-se as deformações principais nas estruturas ósseas representativas da condição nativa e protésica, bem como os micromovimentos relativos entre o implante e o osso no período pós cirúrgico. Os resultados obtidos evidenciam alterações significativas quer ao nível do campo de deformações entre a situação clínica patológica e não-patológica, quer no estado nativo quer no estado protésico. Os níveis de deformações afiguraram-se sempre mais elevados na situação patológica, sendo o trapézio aquele que exibiu os valores mais elevados. Nos modelos protésicos registou-se um aumento significativo das deformações nas regiões anexas aos implantes no período pós-cirúrgico. No entanto, este níveis de deformação reduziram-se na situação de longo termo para níveis de menor risco para as estruturas ósseas. Pode, conseqüentemente concluir-se que existe um forte risco de falência da artroplastia trapeziometacárpica quando esta está associada a elevadas cargas na situação imediatamente após a cirurgia ou quando a qualidade óssea se apresenta débil.

Keywords

biomechanics, thumb, metacarpal, trapezium, trapeziometacarpal joint, trapeziometacarpal implants, finite element method; stress-shielding; bone resorption; principal strain; micromovements

Abstract

The present dissertation's objective is to study the biomechanical aspects from the trapeziometacarpal arthroplasty, namely the changes in terms of mechanical solicitation in the metacarpal and trapezium between the native and the prosthetic state of the joint, thus gauging the possible risks and chances associated with this surgical method. Initially, an anatomical and biomechanical study from the hand's complex, more specifically about the trapeziometacarpal joint, was developed, therefore permitting a better comprehension of the structures and its function in the joint. Then, in order to comprise the main issues associated with the joint, a gathering of information regarding the pathologies and its main surgical and non-surgical treatments associated with it was carried out, with particular focus to the total arthroplasty of the carpometacarpal thumb. In order to reach the study's goal, numerical models of finite elements, specific to patients and based on medical images from CT scans of the joint, both with (such as rizarthrosis) and without the pathology, were developed. The representative models of the implemented situation were developed based on the implant model of Elektra, in order to consider two temporal clinical condition: one representative of the post-surgical period, and another representative of a period of long term after surgery. These models were developed resorting to different commercial softwares, such as Simpleware, CATIA, e Marc, being subjected to two load conditions, representative of light physiological activity (pinch tips) and more severe (grasp). The principal deformations on bone structure, representative of both native and prosthetic condition, were then analyzed, as well as the relative micromovements between the implant and the bone at the post-surgical term. The obtained results demonstrated significant changes regarding the deformations field between the pathological clinical situation and the non-pathological, both in native an prosthetic condition. The levels of deformation were proven always more elevated in the pathological situation, being the trapezium the one that evidenced the highest values. In the prosthetic models, a significant increase of deformations in the regions attached to the implants in the post-surgical period was revealed. Nevertheless, these deformation levels were reduced to lower risk levels to the bone structure, in a long term situation. It is, hence, possible to conclude that there is a considerable risk of trapeziometacarpal arthroplasty collapse, when associated with significant loads, in the situation immediately subsequent to surgery, or when the bone quality presents itself fragile.

Índice

Índice	i
Índice de Figuras	iii
Índice de Tabelas	vii
1 Introdução	1
2 Anatomia e biomecânica da articulação trapeziometacárpica	3
2.1 Anatomia da Mão	3
2.1.1 Ossos e Articulações	3
2.1.2 Ligamentos	6
2.1.3 Músculos e Tendões	9
2.2 Anatomia da Articulação Trapeziometacárpica	14
2.2.1 Ossos	15
2.2.1.1 Trapézio	15
2.2.1.2 Metacarpo	15
2.2.2 A articulação trapeziometacárpica	16
2.2.3 Ligamentos	17
2.2.4 Músculos e Tendões	19
2.3 Biomecânica da mão	21
2.3.1 Movimentos da Mão	21
2.3.2 Amplitude de movimentos	23
2.3.3 Força de movimentos	27
2.4 Biomecânica da articulação trapeziometacárpica	29
2.4.1 Movimentos da Articulação	30
2.4.2 Amplitudes de Movimento	31
2.4.3 Força de Movimentos	34
3 Patologias da articulação trapeziometacárpica	41
3.1 Fratura da articulação trapeziometacárpica	41
3.1.1 Fratura de Bennett	42
3.1.2 Fratura de Rolando	42
3.1.3 Fratura do trapézio	43
3.2 Rizartrose	43
3.2.1 Sintomas e Diagnóstico	44
3.2.2 Tratamentos	46

3.2.2.1	Tratamento Conservador	46
3.2.2.2	Tratamento Invasivo	47
4	Artroplastia trapeziometacárpica total	53
4.1	Procedimento cirúrgico	53
4.2	Implantes trapeziometacárpicos	56
4.3	Tipos de Fixação	63
5	Desenvolvimento dos modelos numéricos aplicados à articulação trapeziometacárpica nativa e implantada	65
5.1	Materiais e Métodos	65
5.1.1	Imagens Tomográficas	67
5.1.2	Criação dos Modelos	68
5.1.2.1	Modelos Nativos	73
5.1.2.2	Modelos Implantados	79
6	Resultados dos modelos nativos e implantados	85
6.1	Deformações principais	86
6.1.1	Modelos Nativos	86
6.1.2	Modelos Implantados	91
6.1.3	Micromovimentos	103
7	Discussão dos resultados	107
7.1	Introdução	107
7.2	Modelos nativos patológico <i>versus</i> não patológico	108
7.3	Modelos nativos <i>versus</i> implantados	110
8	Conclusões finais e trabalhos futuros	115
8.1	Conclusões finais	115
	Referências	117
A	Anexo 1	125

Índice de Figuras

2.1	Representação dos ossos da mão.	4
2.2	Representação dos ossos do carpo.	4
2.3	Representação das articulações da mão.	5
2.4	Representação dos ligamentos: Ligamento radiocárpico dorsal (a); Ligamento radiocárpico palmar (b).	6
2.5	Representação dos ligamentos: Vista anterior da mão (a); Vista posterior da mão (b).	7
2.6	Representação esquemática do Ligamento Retináculo Flexor	8
2.7	Representação esquemática do Ligamento Retináculo Extensor	9
2.8	Representação esquemática do túnel do carpo.	10
2.9	Representação esquemática dos tendões da mão.	11
2.10	Músculos intrínsecos da mão : Músculo flexor curto do polegar (A) e Músculo flexor do dedo mínimo(B) (a), Músculo abductor curto do polegar (A) e Músculo abductor do dedo mínimo(B) (b), Músculos interósseos palmares (c), Músculos interósseos dorsais (d), Músculos lumbricais (e).	13
2.11	Músculos extrínsecos da mão: Músculo flexor superficial dos dedos (a), Músculo flexor profundo dos dedos (b), Músculo extensor dos dedos (c), Músculo extensor do dedo mínimo (d), Músculo extensor do indicador (e), Músculo flexor longo do polegar (f), Músculo extensor curto do polegar (g), Músculo extensor longo do polegar (h).	14
2.12	Oso Trapézio	15
2.13	Primeiro Metacarpo	16
2.14	Articulação trapeziometacárpica	16
2.15	Representação esquemática dos principais ligamentos da articulação trapeziometacárpica.	17
2.16	Ligamentos superiores volares da articulação trapeziometacárpica.	18
2.17	Ligamentos profundos da articulação trapeziometacárpica.	18
2.18	Tabaqueira anatómica.	20
2.19	Direções em que atuam os músculos do polegar.	20
2.20	Pinça bidigital (a); Pinça pluridigital (b).	21
2.21	Preensão digital-palmar (a); Preensão palmar com toda a mão e toda a palma (b).	22
2.22	Preensão centrada.	22
2.23	Preensão por gravidade (a); Preensão de gancho (b); Preensão ativa (c)	23
2.24	Classificação dos tipos de preensão segundo Schlesinger	23
2.25	Amplitudes de movimento no plano frontal	24
2.26	Amplitudes de movimento no plano sagital	24

2.27	Flexão articulação metacarpofalângica (a); Extensão passiva articulação metacarpofalângica (b); Extensão ativa articulação metacarpofalângica (c); Movimento lateral articulação metacarpofalângica (d); Movimento de circundação do indicador (e)	25
2.28	Flexão da articulação interfalângica proximal (a); Flexão da articulação interfalângica distal (b); Extensão ativa das articulações interfalângicas proximal e distal (c); Extensão ativa da articulação interfalângica proximal(d)	26
2.29	Movimentos da articulação trapeziometacárpica	30
2.30	Mobilidade de uma articulação do tipo "cardan"	30
2.31	Semelhança da articulação trapeziometacárpica com um sistema pivô	31
2.32	Ângulos que definem as diferentes orientações do polegar	32
2.33	Movimentos angulares do polegar	32
2.34	Movimentos angulares do polegar	33
2.35	Movimentos angulares do polegar	34
2.36	Direções em que atuam os músculos diretamente relacionados com o polegar definidas por Cooney	35
2.37	Direções em que atuam os músculos diretamente relacionados com o polegar definidas por Zancolli	35
2.38	Diagrama de forças aplicadas ao primeiro metacarpo	36
2.39	Forças exercidas em cada componente do polegar devido à força externa, A, aplicada	37
3.1	Fraturas metacárpicas	41
3.2	Deformação articular do polegar	44
3.3	Manobra de palpação: <i>Grind test</i>	45
3.4	Raio-X: Método <i>Eaton e Littler</i> (a); Método <i>Robert's View</i> (b)	45
3.5	Ligamentoplastia	48
3.6	Osteotomia	48
3.7	Trapezectomia com interposição: Interposição com material autólogo (a); Interposição com material não-autólogo (b)	49
3.8	Imagem de raio-X após artrodese	50
3.9	Fotografia do procedimento cirúrgico da artroscopia	50
3.10	Imagem RaioX após colocação prótese de Swanson em titânio	51
3.11	Implante Ascencion®: Implante (a); Imagem raio-X após colocação do implante (b)	51
4.1	Acesso à articulação trapeziometacárpica	54
4.2	Preparação do metacarpo: Corte da base do metacarpo (a); Preparação do canal medular do metacarpo (b)	54
4.3	Preparação do trapézio: Local de inserção da base (a); Colocação da base no trapézio (b); Colocação de uma base do tipo " <i>screw-fit</i> " (c); Colocação de uma base do tipo " <i>press-fit</i> " (d)	55
4.4	Colocação do elemento de ligação do implante	56
4.5	Testar o implante	56
4.6	Implante Tie-IN ®(Implante de Swanson)	57
4.7	Prótese de la Caffinière	57
4.8	Prótese Guepar	58
4.9	Prótese ARPE	59
4.10	Prótese Rubis 2	60
4.11	Prótese Roseland	61

4.12	Prótese Elektra	62
4.13	Diferentes dimensões da prótese Elektra	62
5.1	Diagrama dos modelos estudados.	66
5.2	Exemplos de imagens TAC: Articulação com patologia (a); Articulação sem patologia (b).	67
5.3	Modelo patológico: Primeiro filtro aplicado - corte transversal (a), Primeiro filtro aplicado - modelo 3D (b), Utilização das funções "paint" e "unpaint" - corte transversal (c), Modelo 3D final (d) Modelo patológico: Primeiro filtro aplicado - corte transversal (e), Primeiro filtro aplicado - modelo 3D (f), Utilização das funções "paint" e "unpaint" - corte transversal (g), Modelo 3D final (h).	69
5.4	Articulação patológica (a); Articulação não-patológica (b).	69
5.5	Características da malha de superfície (a); Características da malha de interior (b).	70
5.6	Equações diferenciais do osso esponjoso (a); Equações diferenciais do osso cortical (b).	72
5.7	Modelos Numéricos em Marc: articulação nativa patológica (a); articulação nativa não-patológica (b).	73
5.8	Modelos de cartilagens em CATIA: articulação nativa patológica (a); articulação nativa não-patológica (b).	74
5.9	Modelos ScanCAD: articulação nativa patológica (a); articulação nativa não-patológica (b).	75
5.10	Propriedades da cartilagem.	76
5.11	Modelos Numéricos em Marc: articulação nativa patológica completa (a); articulação nativa não-patológica completa (b).	77
5.12	Condições fronteira: Metacarpo não patológico (a); Metacarpo patológico (b); Trapézio não patológico (c); Trapézio patológico (d)	78
5.13	Prótese Elektra: Modelo CAD (a); Fotografia real (b).	79
5.14	Representação esquemática dos cortes realizados na cirurgia virtual: articulação não-patológica (a); articulação patológica (b).	80
5.15	Modelos numéricos em Marc: Metacarpo não patológico (a); Metacarpo patológico (b); Trapézio não patológico (c); Trapézio patológico (d)	81
5.16	Condições fronteira: Metacarpo não patológico (a); Metacarpo patológico (b); Trapézio não patológico (c); Trapézio patológico (d)	83
6.1	Planos anatómicos do polegar	85
6.2	Esquematização das articulações: Articulação não-patológica (a); Articulação patológica (b) [L - Lateral; D - Distal; M - Medial; P - Proximal;	86
6.3	Caso de carga pinça de Pontas - Deformações principais máximas, ε_1 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo nativo patológico (b)	87
6.4	Caso de carga pinça de Pontas - Deformações principais mínimas, ε_2 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo nativo patológico (b)	88
6.5	Caso de carga prensão de garra - Deformações principais máximas, ε_1 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo nativo patológico (b)	89
6.6	Caso de carga prensão de garra - Deformações principais mínimas, ε_2 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo nativo patológico (b)	90

6.7	Caso de carga pinça de pontas - Deformações principais máximas, ε_1 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo com interface osso-implante em atrito (b); Modelo com interface osso-implante rigidamente ligado (c)	93
6.8	Caso de carga pinça de pontas - Deformações principais mínimas, ε_2 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo com interface osso-implante em atrito (b); Modelo com interface osso-implante rigidamente ligado (c)	93
6.9	Caso de carga pinça de pontas - Deformações principais máximas, ε_1 : Modelo nativo patológico (a); Modelo com interface osso-implante em atrito (b); Modelo com interface osso-implante rigidamente ligado (c)	96
6.10	Caso de carga pinça de pontas - Deformações principais mínimas, ε_2 : Modelo nativo patológico (a); Modelo com interface osso-implante em atrito (b); Modelo com interface osso-implante rigidamente ligado (c)	96
6.11	Caso de carga prensão de garra - Deformações principais máximas, ε_1 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo com interface osso-implante em atrito (b); Modelo com interface osso-implante rigidamente ligado (c)	99
6.12	Caso de carga prensão de garra - Deformações principais mínimas, ε_2 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo com interface osso-implante em atrito (b); Modelo com interface osso-implante rigidamente ligado (c)	99
6.13	Caso de carga prensão de garra - Deformações principais máximas, ε_1 : Modelo nativo patológico (a); Modelo com atrito (b); Modelo sem atrito (c)	102
6.14	Caso de carga prensão de garra - Deformações principais mínimas, ε_2 : Modelo nativo patológico (a); Modelo com interface osso-implante em atrito (b); Modelo com interface osso-implante rigidamente ligado (c)	102
6.15	Micromovimentos: Metacarpo patológico (a); Metacarpo não-patológico (b)	104
6.16	Micromovimentos: Trapézio patológico (a); Trapézio não-patológico (b)	105
7.1	Geometria e gradientes de densidades das articulações no estado nativo (imagens TAC): articulação não-patológica (a); articulação patológica (b)	109
7.2	Migração da componente trapezoidal do implante	114
A.1	Diagrama de forças aplicadas à articulação trapeziometacárpica não-patológica	125
A.2	Diagrama de forças aplicadas à articulação trapeziometacárpica patológica	126

Índice de Tabelas

2.1	Músculos Intrínsecos da Mão.	12
2.2	Músculos Extrínsecos da Mão.	13
2.3	Principais Ligamentos da base do polegar.	19
2.4	Amplitudes do punho.	26
2.5	Forças de preensão palmar da mão direita em função da faixa etária e do sexo dos indivíduos.	28
2.6	Forças de preensão palmar da mão esquerda em função da faixa etária e do sexo dos indivíduos.	28
2.7	Forças de preensão palmar em função do sexo e da faixa etária dos indivíduos.	29
2.8	Forças de preensão palmar em função do sexo e da ocupação dos indivíduos.	29
2.9	Amplitude de movimento das articulações do polegar.	33
2.10	Variáveis tidas em conta na análise tridimensional da base do polegar.	36
2.11	Forças exercidas nos tendões dquando dos movimentos de pinça de pontas e garra.	38
2.12	Tensões exercidas nos músculos do polegar.	39
3.1	Classificação de Eaton e Littler.	46
5.1	Nós e elementos dos modelos numéricos nativos	79
5.2	Nós e elementos dos modelos numéricos implantados	82

Capítulo 1

Introdução

Inúmeros estudos são realizados procurando sempre responder à necessidade que o Homem sente em conhecer mais de si próprio.

A mão, um dos sistemas do corpo humano mais especializado, é uma componente anatómica extremamente significativa, cuja complexidade é proporcional à sua importância. Sendo um autêntico órgão dos sentidos, delicada e especializada, a mão possui um vasto número de recetores de todos os tipos. Capaz de executar funções expressivas e comunicacionais, palpação, percussão e manipulação de objectos com diferentes formas, texturas, consistências e pesos, a mão é dotada de tal versatilidade que distingue a espécie humana das demais [26]. No entanto, outros animais são também dotados da mesma "ferramenta", ainda que menos desenvolvida. A capacidade de oposição do polegar é, assim, uma importante característica distintiva entre o ser humano e os demais.

A articulação trapeziometacárpica é a articulação de maior importância na mão. É esta que torna o polegar no dedo opositor, conferindo à mão toda a especialização característica do Homem. Esta articulação faz a união do trapézio, osso do carpo, ao primeiro metacarpo e, dada a sua localização na base do polegar, é também referida pela bibliografia como articulação basal do polegar [84].

No decurso da evolução da espécie humana, ocorreu o aperfeiçoamento do dedo dominante, permitindo um vasto leque de movimentos. Curiosamente, esse aperfeiçoamento do primeiro dedo desencadeou uma forte instabilidade da articulação trapeziometacárpica, dando origem a diversos problemas cujo impacto negativo no quotidiano é notório. Diveras patologias decorrem da constante solicitação do primeiro dedo. A rizartrose, a segunda artrose mais comum na mão afecta a base do polegar e pode tornar-se de tal forma incapacitante que coloca em causa a qualidade de vida do paciente [84].

O estudo anatómico desta articulação remonta a 1854 por Fick et al. e a Du Bois Raymond et al., 1985 [69, 37], porém ainda hoje se continuam a fazer estudos dada a extrema complexidade da articulação.

Segundo o relatório anual do Registo Português de artroplastias referente aos anos de 2010 e 2011, verificou-se que a articulação trapeziometacárpica é, de longe, a articulação da mão mais substituída em Portugal. O mesmo relatório referiu que, no serviço nacional de saúde, foram feitas 36 artroplastias no primeiro ano e 46 no segundo [1].

É neste contexto que surge este trabalho cujo principal objetivo passa pelo estudo pormenorizado da articulação trapeziometacárpica quer a nível anatómico, quer biomecânico. Com base nesta percepção pretende-se analisar numericamente, em primeira instância, o comportamento de duas ar-

articulações nativas em duas condições distintas: a primeira consiste numa articulação com todas as características duma articulação considerada anatomicamente normal e outra articulação que exhibe a patologia da rizartrose. Posteriormente, e como principal objetivo desta dissertação, estudou-se a biomecânica da prótese da articulação trapeziometacárpica e os fenómenos ocorridos nas estruturas ósseas desta articulação. Os estudos descritos foram realizados para duas cargas fisiológicas distintas: pinça de pontas e preensão de garra. Foi ainda propósito deste trabalho estabelecer uma relação entre aquilo que foi observado nos resultados decorrentes dos modelos de elementos finitos ao nível de deformações e micromovimentos e os fenómenos descritos pelos clínicos e reportados em artigos científicos como por exemplo a dor e o descolamento do implante.

Esta tese de mestrado encontra-se dividida em oito capítulos sendo que o primeiro corresponde à presente introdução inicial.

O capítulo 2 é dedicado à mão e, mais especificamente, à articulação trapeziometacárpica. Teve como principal objetivo o estudo anatómico e cinemático do complexo da mão e punho, mais pormenorizadamente, da articulação trapeziometacárpica. Neste contexto, procuraram compreender-se as principais estruturas anatómicas do complexo da mão e da articulação trapeziometacárpica bem como as suas amplitudes e limitações de movimentos e forças envolvidas em cada estrutura. Posteriormente procurou e relacionar-se estes conhecimentos anatómicos com a engenharia.

No capítulo 3 foram descritas as principais patologias observadas na articulação trapeziometacárpica. Tentou descrever-se de uma forma simplificada quais as patologias mais frequentes, as suas causas, o tratamento, com especial atenção às soluções cirúrgicas e as consequências futuras das mesmas. Foi dado maior ênfase à artrose da base do polegar, também denominada por rizartrose, uma vez que é a principal patologia responsável pela necessidade de intervenção na estrutura óssea da articulação trapeziometacárpica.

No capítulo 4 dedicou-se especial atenção à artroplastia trapeziometacárpica. Neste capítulo foi feito um estado da arte a cerca da evolução da cirurgia, do processo cirúrgico e pós-cirúrgico e dos principais implantes presentes no mercado, dando-se um especial ênfase à prótese Elektra produzida pela *Small Bones Innovations*.

No capítulo 5 foram descritos os diferentes passos para a obtenção de cada modelo numérico. Foi explicada a fase de construção dos modelos das estruturas ósseas a partir das imagens TAC, a construção das cartilagens e da prótese e, por fim, a cirurgia virtual da artroplastia para a obtenção dos modelos implantados.

No capítulo 6 são apresentados os resultados computacionais acerca das deformações principais e dos micromovimentos gerados na interface osso-implante e a respetiva interpretação dos mesmos.

O capítulo 7 é dedicado à discussão dos resultados obtidos tendo por base artigos científicos. Foram comparados os resultados dos modelos em estado nativo em ambas as condições anatómicas – patológica e não-patológica – quando submetidos a dois casos de carga fisiológica diferentes. Seguidamente compararam-se as variações dos resultados nos modelos implantados com os seus estados nativos e, por fim, efetuou-se uma análise comparativa entre os resultados numéricos e os resultados clínicos reportados por vários autores.

Por fim, no capítulo 8, foram tiradas algumas conclusões gerais acerca da artroplastia trapeziometacárpica. Para além disso ainda foram sugeridos alguns projetos futuros que dêem continuidade a este trabalho.

Capítulo 2

Anatomia e biomecânica da articulação trapeziometacárpica

2.1 Anatomia da Mão

Mão e punho estabelecem uma relação de movimentos que capacita o Homem de uma diversidade de funções, nomeadamente sensitiva e preensora, preponderantes tanto em movimentos vigorosos, como em movimentos de precisão ou delicados, com apurada independência entre o polegar e o indicador. Na verdade, cada dedo tem um valor funcional e exclusivo [26, 85]. Esta característica depende da sua força, mobilidade e da interação com os restantes dedos, especialmente com o polegar, cuja importância corresponde a 50% do valor total da mão [26]. Autores como Penfield, Boldrey e Rasmussen representaram o córtex cerebral humano, onde 30% da área motora primária é ocupada pela mão.

Dada a sua complexidade e importância, as considerações anatómicas da mão serão divididas em três secções: ossos e articulações, ligamentos e, por fim, músculos e tendões.

2.1.1 Ossos e Articulações

A mão pode ser tratada como sendo o complexo que engloba mão e punho. Contudo, neste trabalho analisar-se-á apenas a mão, composta por 27 ossos e cerca de 20 articulações (figura 2.1), dividida em três zonas, de proximal para distal, pela semelhança em estrutura e função: o carpo, o metacarpo e as falanges que, por sua vez, se podem distinguir entre falanges proximais, mediais e distais.

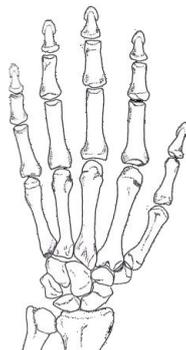


Figura 2.1: Representação dos ossos da mão.
 [fonte: Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas [51]]

Os dedos da mão humana podem ser classificados como o I dedo (ou polegar), o II dedo (ou indicador), o III dedo (ou dedo médio), o IV dedo (ou anular) e, por fim, o V dedo (ou dedo mínimo) [63, 61]. Cada dedo é composto por um metacarpo e três falanges (proximal, média e distal) com exceção do polegar que tem na sua constituição somente um metacarpo e duas falanges — proximal e distal.

O carpo (figura 2.2) é composto por oito pequenos ossos com formatos irregulares, dispostos em duas filas: a proximal que compreende o escafoide (*scaphoideum*), semilunar (*lunatum*) e piramidal (*triquetrum*) e a distal composta pelo trapézio (*trapezium*), trapezoide (*trapezoideum*), grande osso (*capitatum*), pisiforme e unciforme (*hamatum*). Ainda na figura 2.2 é possível analisar os cinco ossos metacarpais com formato mais longo. Estes concedem à mão movimentos mais ágeis.

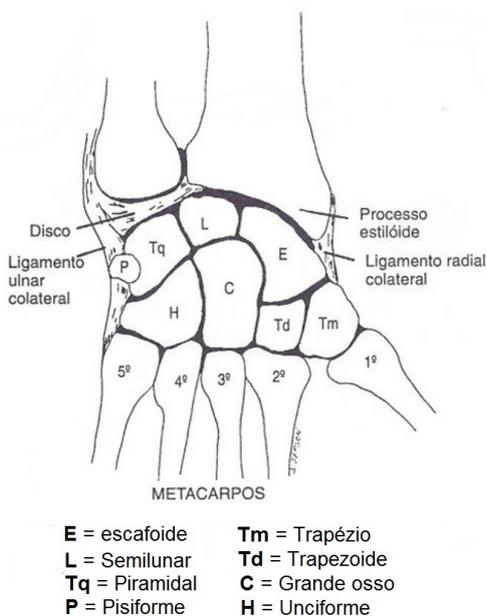


Figura 2.2: Representação dos ossos do carpo.
 [fonte: Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas [51]]

Por fim, as falanges, pequenos ossos estreitos que tal como os metacarpos, proporcionam à mão a capacidade de agarrar e manipular objetos.

Tornar-se-á ainda mais interessante na perspetiva da biomecânica analisar a mão sob o ponto de vista das articulações, uma vez que só as junções dos ossos podem desempenhar as funções pretendidas.

De acordo com Lynn [52], na mão podem ser consideradas cinco tipos de articulações (figura 2.3).



Figura 2.3: Representação das articulações da mão.

[fonte: Imagem adaptada de Clinical Kinesiology and Anatomy [52]]

As articulações carpometacarpicas – **CM** – que, em cada dedo, fazem a ligação entre os ossos do carpo e o respetivo metacarpo, somam um total de cinco articulações deste tipo em cada mão. São anatomicamente descritas como sinoviais planas ¹ nos quatro dedos mediais. No polegar esta articulação é biaxial do tipo selar, denominada por trapeziometacarpica – **TMC**.

As articulações metacarpofalângicas – **MF** – unem a fila de metacarpos às falanges proximais. Têm um formato condilóide [54], ou seja, são articulações biaxiais entre a extremidade distal convexa do metacarpo e a extremidade proximal côncava da falange, não possuindo o terceiro grau de liberdade (rotação longitudinal). Esta articulação permite apenas movimentos de flexão e extensão no primeiro dedo, contrariamente aos restantes que, além desses movimentos, conseguem ainda executar adução e abdução.

Por fim, Lynn et al. [52] subdivide as articulações interfalângicas em três grupos: interfalângicas proximais – **IFP** –, distais – **IFD** – e ainda a articulação interfalângica do polegar – **IP**.

As articulações interfalângicas são classificadas por Magee et al. [54] como sendo do tipo "dobradiça" ² com apenas um grau de liberdade – flexão e extensão. Apesar da distinção entre

¹Uma articulação diz-se sinovial quando as extremidades dos ossos não têm contacto directo, uma vez que entre elas existe uma cavidade composta por uma cápsula que contém líquido sinovial no seu interior. Esta cápsula é revestida posteriormente por tecido fibroso que concede resistência à articulação [51]

²Uma articulação denomina-se "dobradiça" se for uniaxial com movimento angular [51].

articulações interfalângicas proximais e distais, bem como a interfalângica do polegar, todas são do mesmo tipo anatómico – gínglimo – isto é, uniaxiais, existindo duas em cada cada dedo, exceto no polegar que possui apenas uma entre a falange proximal e a distal, como referido anteriormente.

2.1.2 Ligamentos

A complexidade da mão exige que inúmeros ligamentos garantam a estabilidade de cada articulação tanto no plano frontal como no plano sagital.

Segundo Lynn [51] são apenas quatro ligamentos que garantem maior estabilidade e a sustentação necessária ao bom funcionamento do pulso — **ligamento lateral radiocárpico** e **ligamento lateral ulnar**, (figura 2.2), **ligamento radiocárpico palmar** e **dorsal** (figura 2.4).

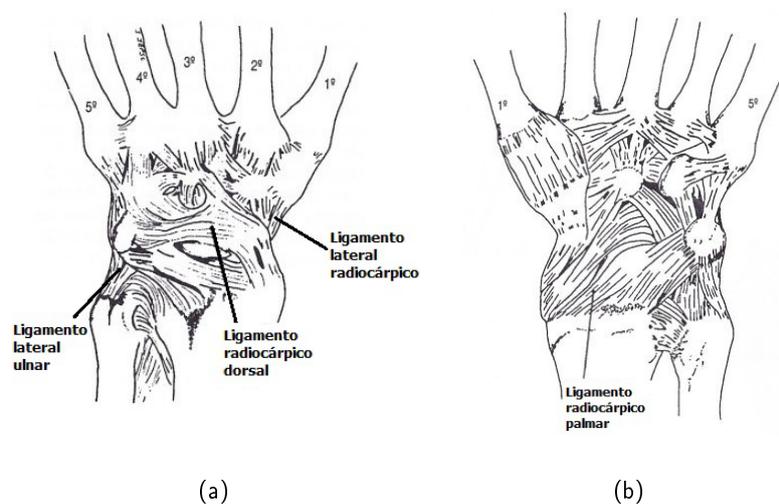


Figura 2.4: Representação dos ligamentos: Ligamento radiocárpico dorsal (a); Ligamento radiocárpico palmar (b).

[fonte: Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas [51]]

Os ligamentos laterais radial e ulnar têm como principal objetivo a execução de uma sustentação lateral e medial da articulação radiocárpica.

Os ligamentos radiocárpico palmar e dorsal têm a função de limitar a amplitude dos movimentos em extensão e flexão, respectivamente.

Kapandji [4] é mais pormenorizado na descrição ligamentar da mão, não fazendo distinção dos ligamentos pelo seu grau de importância. Desta forma, tal como Lynn [51], Kapandji descreve o ligamento lateral radiocárpico como sendo o ligamento lateral interno que, por sua vez, se divide em dois fascículos - o posterior e o anterior.

Já no que diz respeito ao ligamento descrito por Lynn como lateral ulnar, o autor descreve-o como um ligamento com três fascículos, sendo que o primeiro faz ligação entre o processo estilóide ulnar e a inserção triangular do rádio, o segundo, fascículo posterior estilo piramidal e, por fim, o fascículo anterior estilo pisiforme [4].

O ligamento radiocárpico palmar é constituído também ele por dois fascículos — o radio-lunar anterior que se prolonga desde o glenóide radial até ao semilunar, e o radio-piramidal anterior que surge na inserção triangular do rádio e vai até à superfície anterior piramidal.

Por fim, o ligamento radiocárpico dorsal é denominado por Kapandji como ligamento posterior da articulação radiocárpica. É composto por dois fascículos — o radial-lunar posterior e o radial-piramidal posterior.

Na figura 2.5 é possível analisar de forma esquemática todos os ligamentos e respectivos fascículos que compõem a mão.

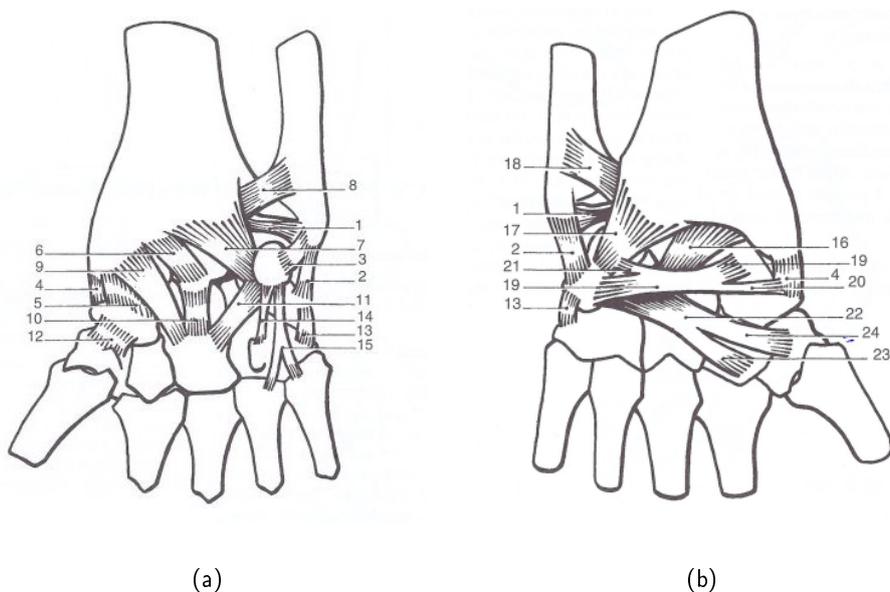


Figura 2.5: Representação dos ligamentos: Vista anterior da mão (a); Vista posterior da mão (b).
 [1,2 e 3 - Ligamento lateral ulnar; 4 e 5 - Ligamento lateral radiocárpico; 6 e 7 - ligamento radiocárpico palmar; 8 - Ligamento anterior rádio-ulnar inferior; 8 a 14 - Ligamentos intercárpicos; 15 - Ligamento pisimetacárpico; 16 e 17 - Ligamento radiocárpico dorsal; 18 - Ligamento posterior rádio-ulnar inferior; 19 a 24 - Feixes transversais posteriores do carpo]

[fonte: Fisiologia Articular - Membro superior, 5ªed. [4]]

Atendendo ao número elevado de articulações existentes no carpo há necessidade de um grande suporte ligamentar. Lynn [51] descreve a existência de uma fásia palmar, também denominada por aponeurose palmar, com formato triangular e de grande resistência, que oferece à mão a proteção das suas estruturas. Esta faixa palmar corresponde na figura 2.5 a todos os ligamentos intercárpicos esquematizados por Kapandji [4].

Lynn [51] refere a existência de uma faixa fibrosa que se estende desde a superfície anterior do punho na direção médio-lateral da mão. Constituída por dois componentes — ligamento palmar do carpo e ligamento transverso do carpo — é atualmente denominada por diversos autores como **retináculo flexor** [4, 54] (figura 2.6). Kapandji descreve ainda outros ligamentos na zona palmar do carpo — os ligamentos da articulação medio-cárpica. São eles o ligamento radio-capital, o ligamento lunato-capital, o tríqueto-capital, o trapézio-escafoide e, por fim, o ligamento tríqueto-ganchoso.

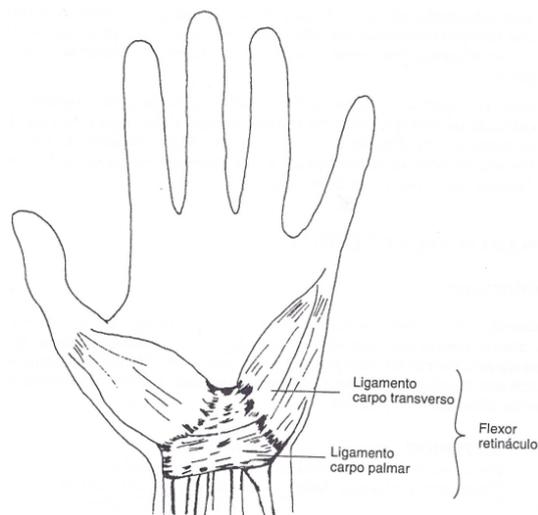


Figura 2.6: Representação esquemática do Ligamento Retináculo Flexor
[fonte: Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas [51]]

Na vista dorsal da mão existe o chamado **retináculo extensor** (figura 2.7). Esta faixa fibrosa encontra-se no punho, no lado posterior e estende-se numa direção médio-lateral, fixando-se no processo estilóide da ulna, no tríqueto, no pisiforme e ainda numa posição lateral do rádio. O autor considera ainda a existência de uma faixa na segunda fila de ossos do carpo, que se fixa no trapezóide estendendo-se desde a superfície posterior do osso piramidal.

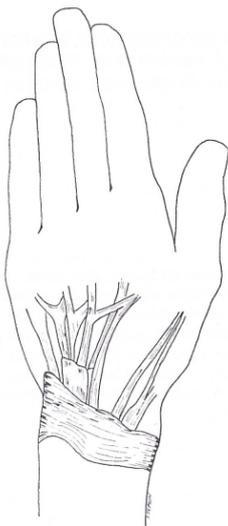


Figura 2.7: Representação esquemática do Ligamento Retináculo Extensor
[fonte: Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas [51]]

As articulações carpometacárpicas e intermetacárpicas têm a sua estabilidade garantida pelos ligamentos carpometacárpicos dorsais, carpometacárpicos palmares e pelos carpometacárpicos interósseos.

A junção entre o metacarpo e a falange proximal — articulação metacarpofalângica — de cada dedo é auxiliada pela cápsula articular. Esta, por sua vez, é reforçada pelo ligamento lateral e pelo ligamento transverso intermetacárpico.

Por fim, nas articulações interfalangeanas, cujo movimento se resume a um único grau de liberdade, são restringidas pelos ligamentos laterais e pelos ligamentos falangoglenóides, isto é, em cada lado da articulação interfalângica existe um ligamento lateral e um falangoglenóide.

Naturalmente que, por si só, os ligamentos não estabilizam totalmente articulações tão complexas, apesar da sua função ser essencial. Por isso, existem ainda outras estruturas como os músculos e tendões que serão abordados seguidamente.

2.1.3 Músculos e Tendões

Atendendo a que a mão e o punho são partes integrantes do membro superior, ambos partilham alguns elementos estruturais. Assim, torna-se premente referenciar músculos e tendões do punho e do braço uma vez que estes estão, em certos casos, na origem do movimento da mão.

Os músculos motores e os tendões têm um papel essencial no bom funcionamento da mão.

Quando o estudo se trata da musculatura da mão é necessário distinguir dois conceitos: músculo intrínseco e extrínseco. Aqueles que têm origem no antebraço e se inserem na mão são denominados por músculos extrínsecos. Aqueles cuja origem e inserção são na própria mão são definidos por músculos intrínsecos.

Os tendões são estruturas que dão continuidade aos músculos e, como tal, não poderão ser abordados separadamente. Estas estruturas fibrosas, semelhantes a cordões, formados por tecido

conjuntivo³ fixam-se aos ossos, inserindo os músculos no esqueleto, mantendo assim o equilíbrio estático e dinâmico do corpo.

No que concerne aos tendões da mão, estes dividem-se em dois grupos: tendões extensores e tendões flexores. Os primeiros têm como principal objectivo forçar a abertura da mão — extensão. Contrariamente, os músculos flexores fecham-na — flexão.

Para que ocorra o movimento de flexão/extensão é crucial a existência de estrutura por onde passem os tendões.

Na zona do pulso, os ossos carpais formam um arco profundo — *túnel do carpo* ou *arco carpal* —, protegido pelo ligamento retináculo flexor, que mantém os tendões no plano ósseo do punho e previne o seu arqueamento. Neste túnel estão alojados nove tendões flexores — quatro tendões do músculo flexor profundo dos dedos, quatro tendões do músculo superficial dos dedos e o tendão do músculo flexor do polegar — bem como o nervo mediano (figura 2.8) [57] .

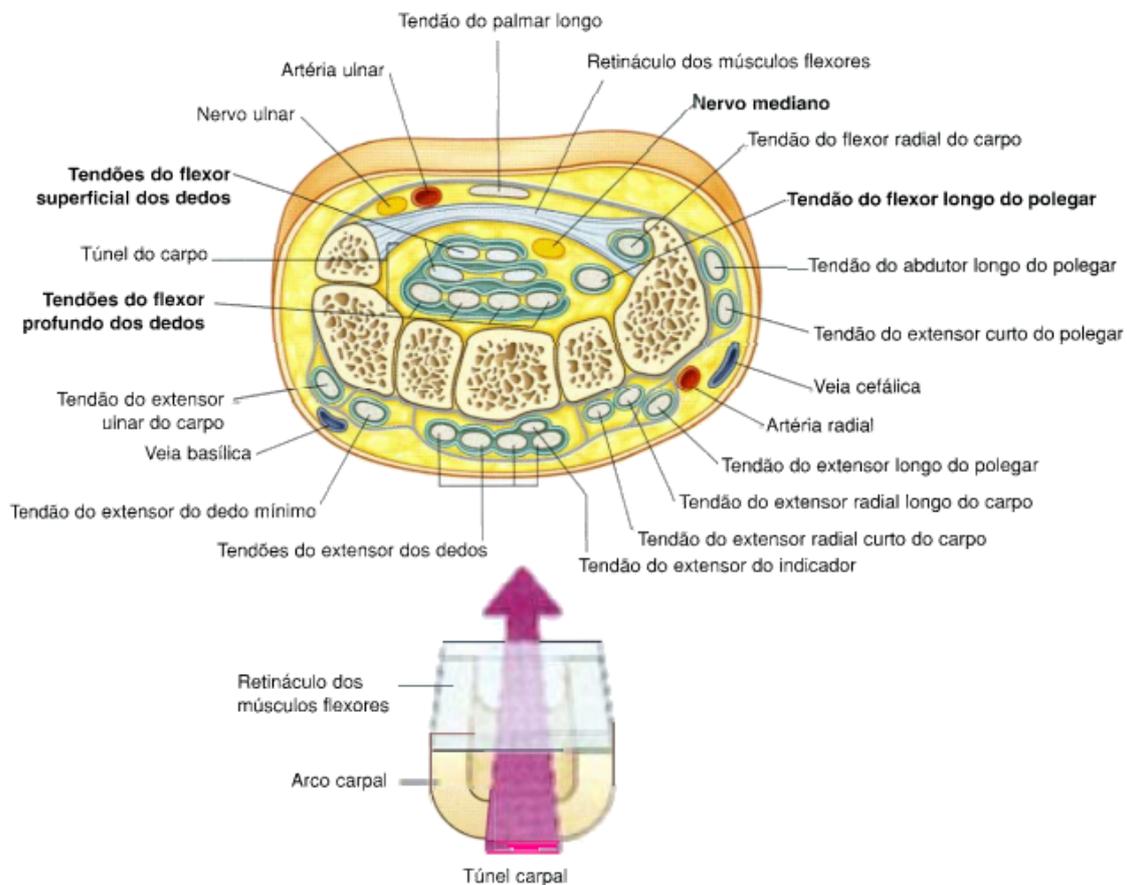


Figura 2.8: Representação esquemática do túnel do carpo.

[fonte: Gray's - Anatomia para estudantes [57]]

Relativamente aos tendões extensores, estes fazem uso de seis túneis osteofibrosos, juntamente

³Tecido conjuntivo é constituído por diferentes tipos de células e tem como principal função o preenchimento de espaços vazios

com seis bainhas sinoviais⁴, para se distribuírem nos dedos [4]. Esses túneis fibrosos são, segundo Kapandji [4]:

- Túnel extensor ulnar do carpo;
- Túnel do extensor do dedo mínimo;
- Túnel dos quatro extensores comuns e do extensor do indicador;
- Túnel do extensor do polegar;
- Túnel dos dois extensores radiais;
- Túnel do abductor longo e do extensor curto do polegar.

O mesmo autor classificou os músculos motores do punho em quatro grupos: o **flexor ulnar do carpo**, responsável pela flexão e adução do punho, representado na figura 2.9 pelo número 1 ; o **extensor ulnar do carpo**, músculo extensor e adutor do punho, número 6 na figura 2.9; **músculos palmares**, ou seja o palmar maior e o menor que são responsáveis pela flexão e abdução do punho (números 2 e 3 na figura 2.9) e, por fim, o quarto grupo composto pelos **músculos radiais do carpo longo e curto** — números 4 e 5 da figura 2.9.

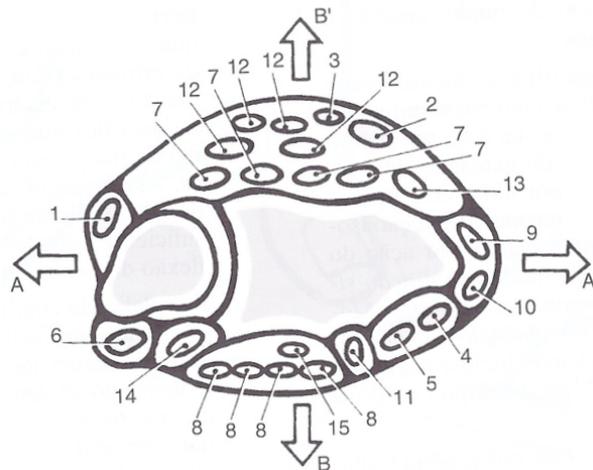


Figura 2.9: Representação esquemática dos tendões da mão.

[fonte: Fisiologia Articular - Membro superior, 5ªed. [4]]

A grande complexidade da mão leva a que haja um grande número de músculos responsáveis pelos movimentos desta estrutura. Existem, portanto, dez músculos intrínsecos e nove músculos extrínsecos nesta componente anatômica.

A tabela 2.1 resume, de forma muito sucinta, os músculos intrínsecos da mão, as respectivas origens e inserções bem como as principais funções que cada um desempenha. Nesta tabela, os músculos aparecem divididos em três grupos: **tenares**, **hipotenares** e **palmares**. Os músculos tenares são aqueles cuja função consiste em fazer mover o primeiro dedo, isto é, o polegar.

⁴Bainhas sinoviais são membranas que revestem as cavidades dos ossos onde passam os tendões.

Por sua vez, os hipotenares correspondem às estruturas musculares responsáveis pela atividade do quinto dedo, ou seja, o dedo mínimo. Finalmente, os músculos palmares, situados entre os músculos tenares e os hipotenares, são responsáveis pelos movimentos mais complexos da mão. São considerados músculos múltiplos uma vez que cada um se divide em diferentes ramos.

Tabela 2.1: Músculos Intrínsecos da Mão.

Músculo	Inserção Proximal	Inserção Distal	Função
Músculos Tenares			
Flexor curto do polegar	Trapézio e retináculo flexor	base falange proximal do polegar	Flexão da articulação MF do polegar
Abdutor curto do polegar	Escafóide, trapézio e retináculo flexor	Falange proximal do polegar	Abdução da articulação MF do polegar
Oponente do polegar	Trapézio e retináculo flexor	Lateral do primeiro metacarpo	Oposição do polegar
Músculos Hipotenares			
Flexor do dedo mínimo	Hamato e retináculo flexor	Base da falange proximal do dedo mínimo	Flexão da articulação MF do quinto dedo
Abdutor do dedo mínimo	Pisiforme e tendão flexor radial do carpo	Falange proximal do quinto dedo	Abdução da articulação MF do quinto dedo
Oponente do dedo mínimo	Hamato e retináculo flexor	Quinto metacarpo	Oposição do dedo mínimo
Músculos Palmares			
Interósseos dorsais	Lateral do metacarpo de cada dedo	Base da falange proximal de cada dedo	Abdução dos II, III e IV dedos
Interósseos palmares	I, II, IV e V metacarpós	Base da falange proximal do I, II, IV e V dedos	Adução e flexão das articulações MF do I, II, IV e V dedos
Aductor do polegar	Capitato, base do segundo metacarpo, superfície palmar do terceiro metacarpo	base da falange proximal do polegar	Adução do polegar
Lumbricais	Tendão do músculo flexor profundo dos dedos	Tendão do músculo extensor dos dedos	Flexão da articulação MF e extensão das articulações IF

Do mesmo modo, os músculos extrínsecos da mão são apresentados na tabela 2.2.

Na figura 2.11 é possível ter a percepção da posição dos músculos no membro superior bem como os locais de origem e inserção dos mesmos.

Tabela 2.2: Músculos Extrínsecos da Mão.

Músculo	Inserção proximal	Inserção distal	Função
Flexor superficial dos dedos	Epicôndilo medial do úmero	Lateral das falanges médias dos dedos II a V	Flexão das articulações IF e MF dos dedos II a V
Flexor profundo dos dedos	Zona proximal da ulna e processo coronóide	Falange distal dos dedos II a V	Flexão das articulações dos dedos II a V
Extensor dos dedos	Epicôndilo lateral do úmero	Base da falange distal dos dedos II a V	Extensão das articulações dos dedos II a V
Extensor do indicador	Zona distal da ulna	Base da falange distal do II dedo	Extensão das articulações do II dedo
Extensor do dedo mínimo	Epicôndilo lateral do úmero	Base da falange distal do V dedo	Extensão de todas as articulações do V dedo
Flexor longo do polegar	Superfície anterior do rádio	Superfície anterior da falange distal do polegar	Flexão de todas as articulações do polegar
Abdutor longo do polegar	Face dorsal da ulna e do rádio	Base do metacarpo do polegar	Abdução do polegar
Extensor curto do polegar	Zona posterior distal do rádio	Base da falange proximal do polegar	Extensão das articulações MF e IF do polegar; Abdução da mão
Extensor longo do polegar	Face dorsal da ulna	Base da falange distal do polegar	Extensão das articulações MF e IF do polegar

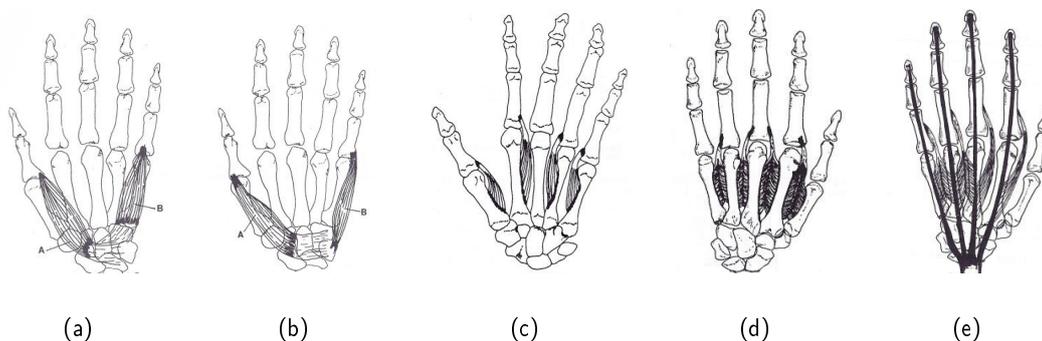


Figura 2.10: Músculos intrínsecos da mão : Músculo flexor curto do polegar (A) e Músculo flexor do dedo mínimo(B) (a), Músculo abdutor curto do polegar (A) e Músculo abdutor do dedo mínimo(B) (b), Músculos interósseos palmares (c), Músculos interósseos dorsais (d), Músculos lumbricais (e).

[fonte: Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas [51]]

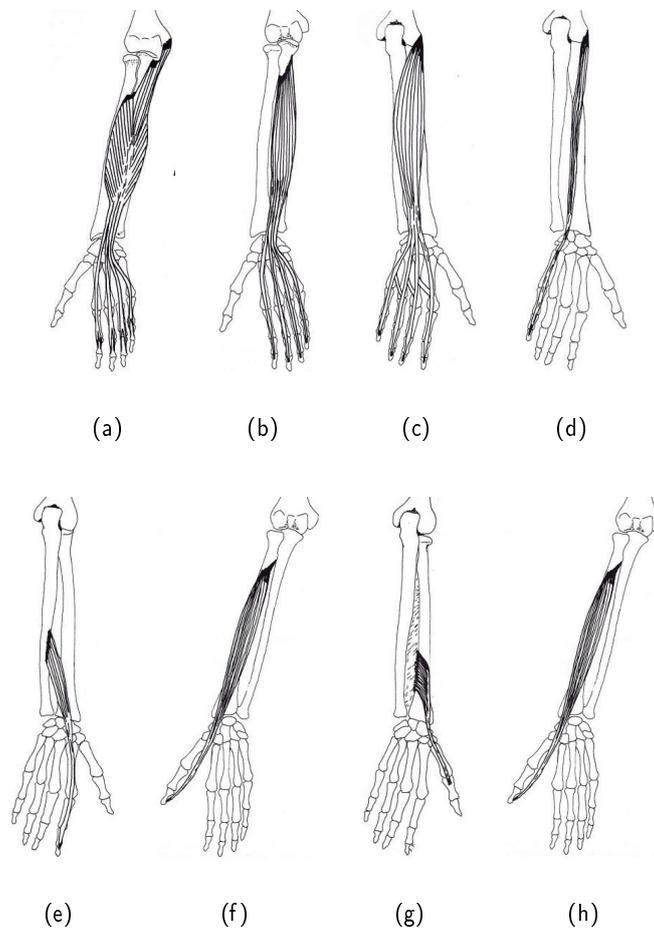


Figura 2.11: Músculos extrínsecos da mão: Músculo flexor superficial dos dedos (a), Músculo flexor profundo dos dedos (b), Músculo extensor dos dedos (c), Músculo extensor do dedo mínimo (d), Músculo extensor do indicador (e), Músculo flexor longo do polegar (f), Músculo extensor curto do polegar (g), Músculo extensor longo do polegar (h).

[fonte: Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas [51]]

2.2 Anatomia da Articulação Trapeziometacárpica

A articulação trapeziometacárpica (TMC) une o primeiro metacarpo ao trapézio, um dos ossos que compõe o carpo. Esta articulação faz do polegar o dedo de maior importância da mão, concedendo ao Homem a capacidade de oposição que o distingue dos restantes animais. Como qualquer outra articulação, para além dos ossos, também necessita de suporte ligamentar bem como de tendões que garantam a sua estabilidade. Nesta secção serão abordados pormenorizadamente todos os elementos presentes na TMC.

2.2.1 Ossos

2.2.1.1 Trapézio

Com um formato do tipo quadrangular, o **trapézio** (figura 2.12) está limitado numa das faces por uma crista, o tubérculo do trapézio e, superiormente, pelo escafoide. Na face em contacto com o primeiro metacarpo, este osso possui uma morfologia do tipo selar, uma vez que é bicôncavo e biconvexo em simultâneo. Nas outras duas superfícies articulares, o trapézio articula-se com o trapezoide e com o segundo metacarpo. Por último, na superfície frontal, existe um espaço oco – *Groove* (figura 2.12) – que aloja o tendão do músculo flexor radial.

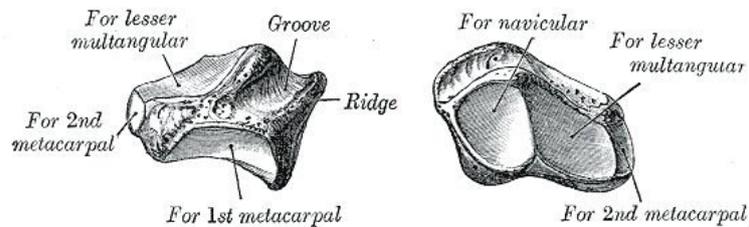


Figura 2.12: Osso Trapézio

[fonte: Bartleby <http://www.bartleby.com/>]

[*Ridge*: tubérculo do trapézio; *Navicular*: escafoide; *Lesser multangular*: trapezóide; *Groove*: músculo flexor radial; *2nd metacarpal*: segundo metacarpo; *1st metacarpal*: primeiro metacarpo]

2.2.1.2 Metacarpo

O primeiro **metacarpo** é o segundo osso da articulação trapeziometacárpica. Semelhante aos outros ossos do mesmo tipo, é constituído por três partes: o corpo, de formato côncavo, extremidade proximal (base superior) e extremidade distal (base inferior) com morfologia aproximadamente cubóide. A superfície articular proximal tem um formato do tipo selar, uma vez que é o espelhamento do trapézio na parte proximal e a distal tem um formato côncavo, que se articula com a primeira falange. Lateralmente, as superfícies têm um formato que permite a inserção dos ligamentos metacarpofalângicos. Devido à inexistência de limitações ósseas da articulação trapeziometacárpica, é necessário um forte suporte ligamentar que proporcione estabilidade à articulação. Este facto desencadeou inúmeros estudos ao longo do tempo.

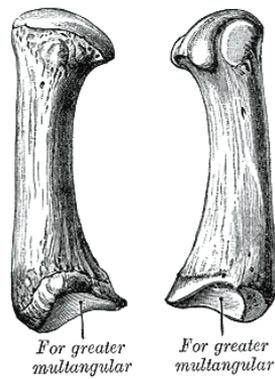


Figura 2.13: Primeiro Metacarpo
[fonte: *Bartleby* <http://www.bartleby.com/>]

2.2.2 A articulação trapeziometacárpica

A articulação trapeziometacárpica tem uma função preponderante no movimento de oposição do dedo polegar, pelo que a descrição das suas superfícies articulares tem sido alvo de diversos estudos, o mais antigo dos quais data de 1742 [93].

Por ter um formato semelhante a uma sela de cavalo, a articulação é anatomicamente classificada como selar [75, 95, 93, 61], ou seja, é bicôncava e biconvexa – figura 2.14. Assim sendo, a mobilização do polegar pode ser feita nos planos de abdução-adução, flexão-extensão e ainda rotação axial.

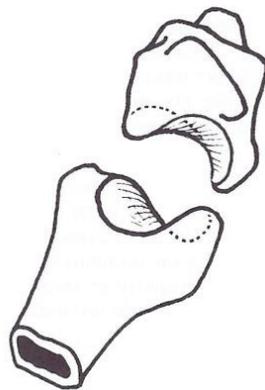


Figura 2.14: Articulação trapeziometacárpica
[fonte: *Bartleby* <http://www.bartleby.com/>]

2.2.3 Ligamentos

Segundo Bettinger et al.[15] existem 16 ligamentos que sustentam esta articulação – figura 2.4. Apesar da grande contribuição de todos eles para a solidez da TMC, há cinco ligamentos (figura:2.15) que se destacam pela sua importância no correto funcionamento da junta. O ligamento **OAp** — Ligamento oblíquo anterior profundo, ou Beak ligament como é denominado por alguns autores, tem um papel fundamental na estabilidade da articulação, uma vez que funciona como "eixo de rotação" aquando do movimento de flexão/ extensão. O segundo ligamento considerado mais importante é o **OAs** – Ligamento oblíquo anterior superficial, localizado profundamente em relação aos músculos tenares da mão, tem uma ação preponderante no impedimento da subluxação volar, isto é, evita que haja uma translação do primeiro metacarpo em relação à posição do trapézio. Posteriormente, o **DR** — Ligamento dorso-radial é importante na limitação da subluxação dorsal. O **OP** — Ligamento oblíquo dorsal considerado por alguns autores a ligação de maior preponderância na junção do primeiro metacarpo com o trapézio[26], auxilia o DRL na sua função. Não menos importante é o **IM** — Ligamento intermetacárpico cuja função se prende com a translação volar, ou seja, é o estabilizador do primeiro metacarpo quando é efetuado o movimento de rotação. Funciona ainda como limitador do ângulo de abdução.

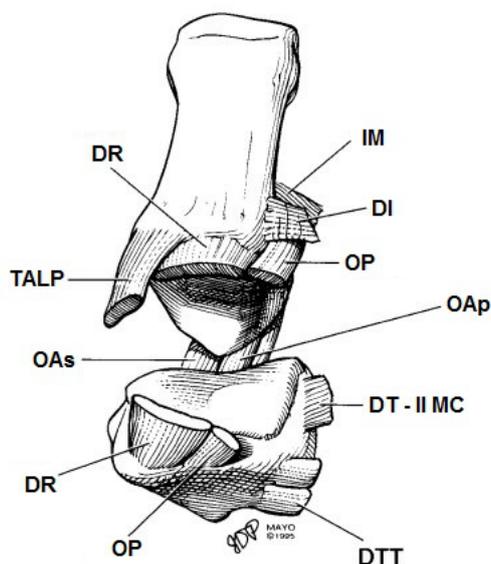


Figura 2.15: Representação esquemática dos principais ligamentos da articulação trapezometacárpica.

[fonte: An anatomic study of the stabilizing ligaments of the trapezium and trapeziometacarpal joint [93]]

Nas figuras 2.16 e 2.17 é possível observar os ligamentos superiores volares e os profundos da articulação trapezometacárpica respetivamente, (tabela 2.4) onde constam, por extenso, os nomes dos respetivos ligamentos.

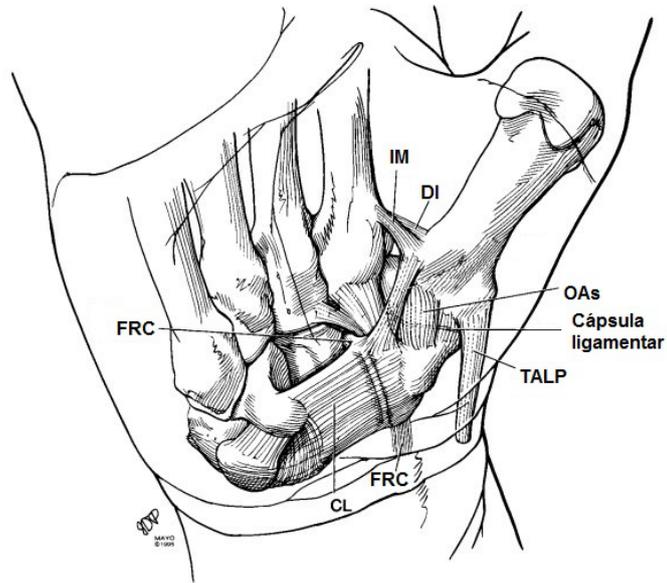


Figura 2.16: Ligamentos superiores volares da articulação trapeziometacárpica.
 [fonte: An anatomic study of the stabilizing ligaments of the trapezium and trapeziometacarpal joint [15]]

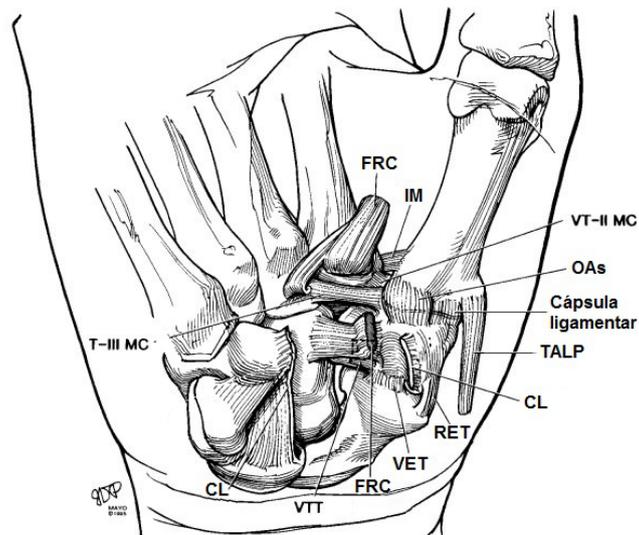


Figura 2.17: Ligamentos profundos da articulação trapeziometacárpica.
 [fonte: An anatomic study of the stabilizing ligaments of the trapezium and trapeziometacarpal joint [15]]

Tabela 2.3: Principais Ligamentos da base do polegar

Sigla	Nome
DR	Ligamento dorso - radial
TALP	Ligamento abductor longo do polegar
OAs	Ligamento oblíquo anterior superficial
OP	Ligamento oblíquo posterior
DTT	Ligamento dorsal trapézio - trapezóide
DT-II MC	Ligamento dorsal trapézio - II metacarpo
OAp	Ligamento oblíquo anterior profundo [Beak ligament]
OP	Ligamento oblíquo dorsal
DI	Ligamento dorsal intermetacarpal
IM	Ligamento intermetacárpico
FRC	Flexor radial do carpo
CL	Ligamento carpal transverso
VT-II MC	Ligamento volar trapézio - II metacarpo
RET	Ligamento rádio - escafo - trapezoidal
VET	Ligamento volar escafo - trapezoidal
VTT	Ligamento volar trapézio - trapezóide

2.2.4 Músculos e Tendões

Os músculos constituem a segunda estrutura a ser solicitada aquando do movimento do membro, pelo que são essenciais no seu funcionamento.

Na mão, os músculos aparecem subdivididos em três grupos: tenares (da base do polegar), hipotenares e os músculos da região palmar média, como já havia sido descrito e explicado na secção anterior. No entanto, nesta secção abordar-se-ão somente os músculos que se encontram diretamente relacionados com o polegar.

No polegar existem nove músculos motores e todos eles, direta ou indiretamente, afetam a articulação trapeziometacárpica. Desempenham funções cruciais na execução do movimento de oposição do polegar.

À semelhança da secção anterior, os músculos motores do polegar também são divididos em dois grupos: músculos intrínsecos e extrínsecos.

Os músculos extrínsecos são quatro e têm a sua origem no antebraço, sendo que três deles são responsáveis pelos movimentos de abdução e extensão – músculo abductor longo do polegar, m. extensor curto do polegar e o m. extensor longo do polegar – e o quarto é responsável pelo movimento de flexão – m. flexor próprio do polegar.

De referir ainda que os tendões dos três primeiros músculos extrínsecos formam uma depressão triangular denominada por "tabaqueira anatómica" (figura 2.18). Esta estrutura serve de passagem à artéria radial, que a atravessa obliquamente.

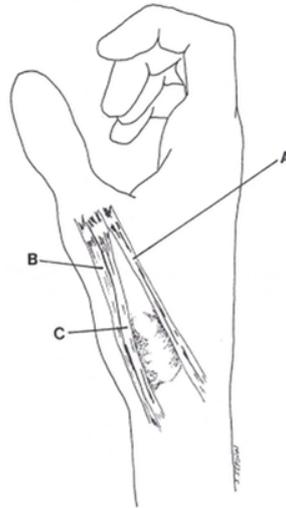


Figura 2.18: Tabaqueira anatómica.

[fonte: Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas [51]]

[A - m. extensor longo do polegar; B - m. abductor longo do polegar; C - m. extensor curto do polegar]

Os cinco músculos intrínsecos, de eminência tenar, são responsáveis pelos diversos movimentos de oposição do polegar – m. flexor curto do polegar, m. oponente do polegar, m. abductor curto do polegar, primeiro m. interósseo palmar e o m. adutor do polegar [4].

Na figura 2.36 é possível perceber a posição de cada músculo do polegar, mencionado anteriormente.

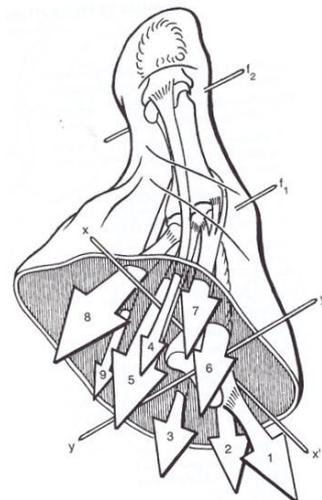


Figura 2.19: Direções em que atuam os músculos do polegar.

[fonte: Orthopedic Physical Assessment e Fisiologia Articular - Membro superior, 5ªed. [54, 4].]

1 - Abductor longo do polegar; 2 - Extensor curto do polegar; 3 - Extensor curto do polegar; 4 - Flexor longo do polegar; 5 - Flexor curto do polegar; 6 - Oponente do polegar; 7 - Abductor curto do polegar; 8 - Adutor do polegar; 9 - Primeiro interósseo palmar.

2.3 Biomecânica da mão

Segundo Hatze (1974), a Biomecânica é "o estudo da estrutura e da função dos sistemas biológicos utilizando métodos da mecânica" [78].

Neste capítulo serão descritos as amplitudes de cada articulação bem como as forças exercidas aquando da execução de algumas atividades de oposição do polegar.

O objetivo do estudo da biomecânica da mão e, em particular, da articulação trapeziometacárpica, consiste em perceber quais as forças envolvidas em cada movimento, para que possamos posteriormente comprar o comportamento após a artroplastia com um implante comercial. A análise permitirá identificar as zonas sujeitas a solitação mais exigente. Comparando os resultados deste trabalho com os da bibliografia existente, poder-se-á abrir o caminho para uma reconfiguração da prótese experimental.

2.3.1 Movimentos da Mão

A mão, como já foi referido, é um órgão complexo, cujas forças associadas e amplitudes são variáveis, e de uma especificidade tal que se torna difícil obter dados generalizados.

A mão humana torna-se única pela capacidade de agarrar e segurar objetos através do movimento de preensão. As pinças são os movimentos que o Homem consegue executar com o auxílio do polegar e que lhe permitem segurar objetos das mais variadas dimensões. As mais comumente utilizadas são as pinças lateral, trípode e cilíndrica. No entanto, segundo Kapandji [4], existem inúmeros movimentos de preensão, que podem ser classificados em três grupos distintos: preensões digitais, palmares e centradas.

As *preensões digitais* (figura 2.20) usam dois ou mais dedos para segurar um objeto sem recorrer ao auxílio da palma da mão. Podem, posteriormente, ser classificadas por bidigitais ou pluridigitais, consoante o número de dedos que envolvem e a posição que estes ocupam aquando do movimento.

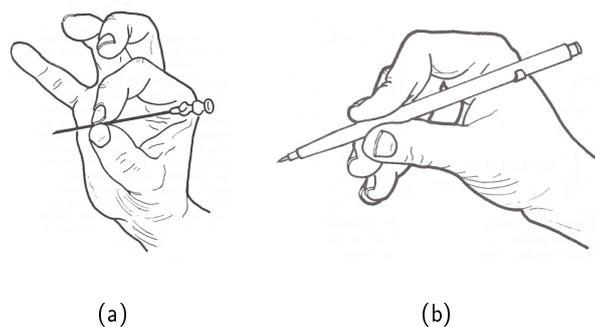


Figura 2.20: Pinça bidigital (a); Pinça pluridigital (b).

[fonte: Fisiologia Articular - Membro superior, 5ªed. [4]]

O movimento de *preensão palmar* consiste em agarrar um objeto, pressionando-o com os dedos contra a palma da mão. Este movimento de oposição pode ser de dois tipos: *preensão digital-palmar*, em que o movimento é realizado recorrendo à palma da mão juntamente com os quatro últimos dedos e ainda a *preensão palmar com toda a mão e toda a palma* que, como o próprio nome indica, recorre aos cinco dedos da mão. Esta última preensão é usada normalmente para segurar objectos de elevado peso e dimensão (figura 2.21).

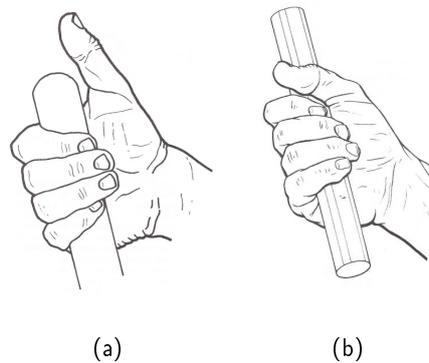


Figura 2.21: Preensão digital-palmar (a); Preensão palmar com toda a mão e toda a palma (b).
 [fonte: Fisiologia Articular - Membro superior, 5ªed. [4]]

Por fim, não menos importante, a *preensão centrada* ou *direcional* (figura 2.23). Este movimento consiste em agarrar o objeto de forma a que todos os dedos fiquem em contacto com o mesmo. Diz-se preensão centrada porque, segundo Kapandji, realiza "uma simetria em torno do eixo longitudinal que, em geral, se confunde com o eixo do antebraço".

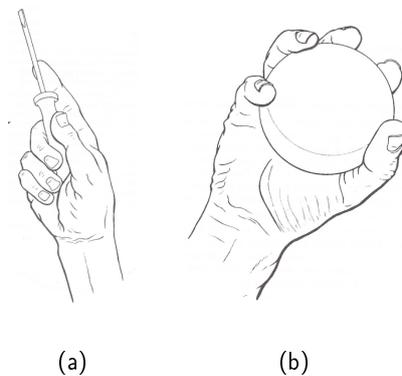


Figura 2.22: Preensão centrada.
 [fonte: Fisiologia Articular - Membro superior, 5ªed. [4]]

O autor refere ainda outros tipos de preensão como aqueles em que a gravidade é essencial e a mão funciona só como suporte (figura 2.23 (a)), preensões com forma de gancho (figura 2.23 (b)) ou até mesmo preensões ativas ou de contacto (figura 2.23 (c)).

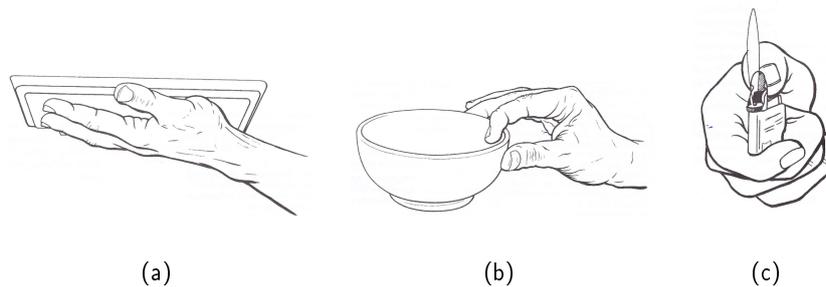


Figura 2.23: Prensão por gravidade (a); Prensão de gancho (b); Prensão ativa (c)
 [fonte: Fisiologia Articular - Membro superior, 5ªed. [4]]

De forma mais sucinta, Schlesinger classifica os movimentos de oposição como sendo apenas seis: prensão cilíndrica, prensão de pontas, prensão em gancho, prensão palmar, prensão esférica e prensão lateral — figura 2.24. Este autor, contrariamente a Kapandji, não tem em conta o número de dedos envolvidos na ação.



Figura 2.24: Classificação dos tipos de prensão segundo Schlesinger
 [fonte: Digital Resource Foundation
<http://www.oandplibrary.org/popup.asp?frmltemId=9E3358AC-9E14-475E-B3B0-D829C19CF103&frmType=image&frmlId=13>]

2.3.2 Amplitude de movimentos

Independentemente do tipo de prensão realizado, cada articulação tem as suas características, já abordadas na secção das considerações anatómicas. Será útil para o estudo biomecânico analisar as forças e as amplitudes que cada articulação executa quando solicitada. Nesta secção serão explicadas as amplitudes do pulso bem como das articulações dos quatro últimos dedos.

O punho, vulgarmente chamado de "pulso", envolve várias articulações derivando daí alguma complexidade. Kapandji e Magee [4, 54] concluíram através de diversos estudos que, no plano

frontal, a amplitude máxima de abdução, relativamente ao eixo da mão (figura 2.25 (a)), é de cerca de 15° (figura 2.25 (b)). Relativamente ao movimento de adução, também descrito como desvio ulnar, os autores afirmam que a sua amplitude máxima varia entre 30 a 45° (figura 2.25 (c)), salvaguardando sempre o facto de haver variação de pessoa para pessoa.

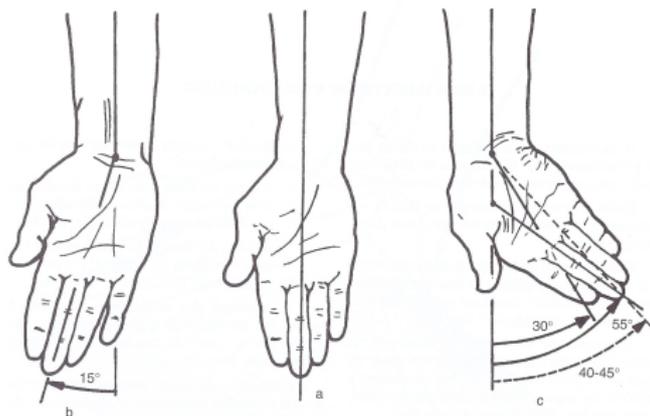


Figura 2.25: Amplitudes de movimento no plano frontal
 [fonte: Fisiologia Articular - Membro superior, 5ªed. [4]]

Já no que diz respeito ao plano sagital, os movimentos de flexão e extensão têm, respetivamente, amplitudes máximas de 80 a 90° (figura 2.26 (b)) e 70 a 90° (figura 2.26 (c)) face ao eixo de referência em que a superfície dorsal da mão se encontra alinhada com a parte posterior do antebraço (figura 2.26 (a)). Kapandji refere que ambos os movimentos nunca chegam a alcançar exactamente os 90°, pelo que a amplitude máxima rondará os 85°. Deve salientar-se no entanto que estes valores dependem do grau de lassidão dos tendões de cada indivíduo.

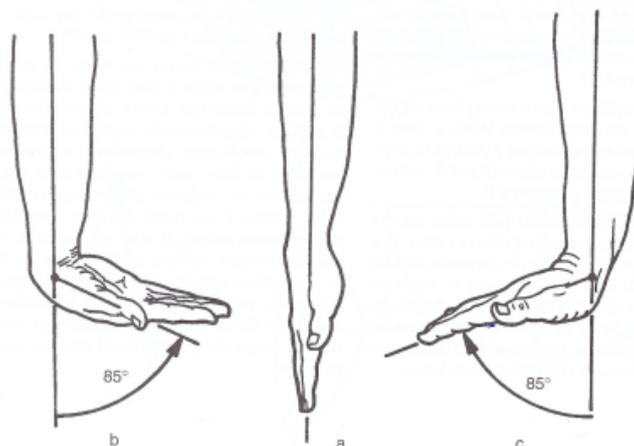


Figura 2.26: Amplitudes de movimento no plano sagital
 [fonte: Fisiologia Articular - Membro superior, 5ªed. [4]]

As articulações metacarpofalângicas e interfalângicas são as principais responsáveis pela capacidade de segurar objetos.

As articulações metacarpofalângicas, de formato condilar, possuem dois graus de liberdade. A amplitude de flexão corresponde a cerca de 90° no segundo dedo, aumentando progressivamente até ao dedo mínimo (figura:2.27 (a)). A extensão passiva (figura:2.27 (b)) desta junção entre o metacarpo e a falange de cada dedo pode atingir os 90° em indivíduos cujos tendões sejam muito frouxos. Já a extensão ativa (figura:2.27 (c)) pode variar entre os 30 e os 40°. No que diz respeito à amplitude de movimento lateral, é o indicador o dedo de maior alcance, chegando a atingir cerca de 30° [4, 54] (figura:2.27 (d)).

Os dedos podem ainda executar movimentos combinados, ou seja, movimentos de abdução, adução, extensão e flexão em simultâneo. Exemplo disso é o movimento de circundação realizado pelo indicador. Este movimento assemelha-se a um cone, cujo vértice se encontra na articulação metacarpofalângica. A figura 2.27 (e) esquematiza este movimento combinado, sendo que a seta corresponde à chamada *posição de equilíbrio* do segundo dedo.

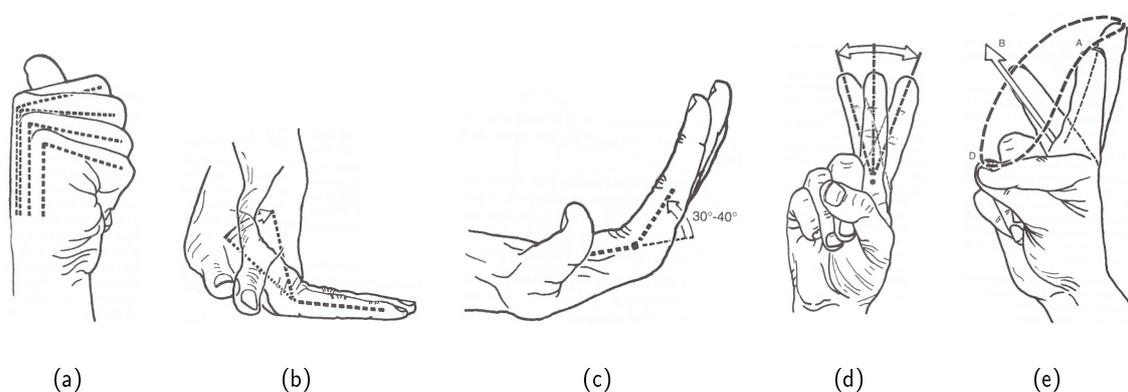


Figura 2.27: Flexão articulação metacarpofalângica (a); Extensão passiva articulação metacarpofalângica (b); Extensão ativa articulação metacarpofalângica (c); Movimento lateral articulação metacarpofalângica (d); Movimento de circundação do indicador (e)

[fonte: Fisiologia Articular - Membro superior, 5ªed. [4]]

No que toca às articulações interfalângicas proximais, dotadas apenas de um grau de liberdade, têm amplitudes de flexão variáveis, que ultrapassam os 90°, podendo atingir, segundo Kapandji [4], os 135° no quinto dedo (figura 2.28 (a)). Magee [54] considera que, para a mesma articulação, o ângulo máximo de flexão varia entre os 100° e os 115°. Já as mesmas articulações mas na zona distal (figura 2.28 (b)) atingem, em concordância com os dois autores, no máximo os 90°, sendo que as amplitudes aumentam progressivamente de dedo para dedo, à semelhança das articulações metacarpofalângicas, atingindo o seu valor máximo no último dedo.

A extensão ativa das articulações proximais é considerada nula bem como a das distais. No entanto, estas últimas pode ter variações muito pouco significativas, na ordem dos 5° segundo Kapandji e 20° segundo Magee (figura 2.28 (c)).

De igual modo a extensão passiva é inexistente nas articulações proximais. Contudo, as articulações distais já sofrem uma extensão ativa de cerca de 30° (figura 2.28 (d)).

Contrariamente ao que acontece nas articulações metacarpofalângicas, estas não têm possibilidade de realizar movimentos laterais uma vez que possuem apenas um grau de liberdade.

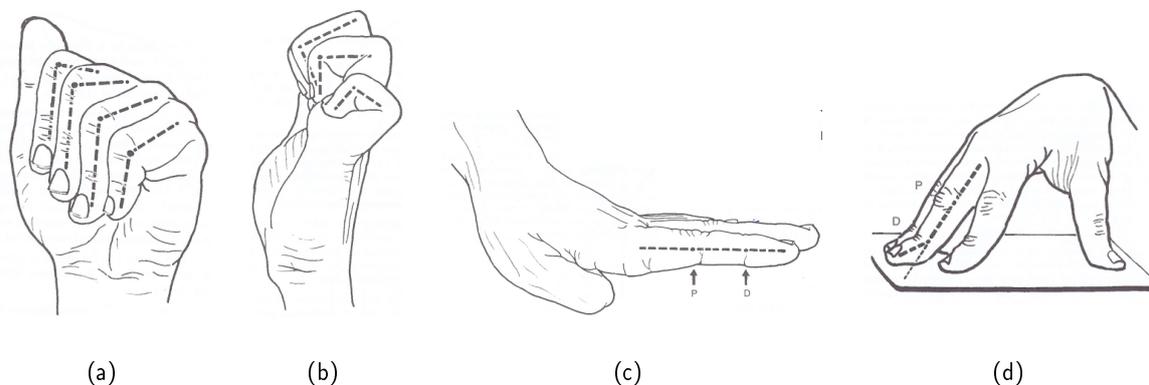


Figura 2.28: Flexão da articulação interfalângica proximal (a); Flexão da articulação interfalângica distal (b); Extensão ativa das articulações interfalângicas proximal e distal (c); Extensão ativa da articulação interfalângica proximal(d)

[fonte: Fisiologia Articular - Membro superior, 5ªed. [4]]

No que diz respeito às articulações carpometacárpicas, a única relevante que merece ser alvo de estudo é a articulação do primeiro dedo – articulação trapezometacárpica. Esta articulação terá uma secção totalmente dedicada a si, dada a sua total importância para este trabalho.

Na tabela 2.4 foram resumidamente compiladas, após o confronto de dados dos dois autores [4, 54], as amplitudes dos movimentos de todo o complexo da mão

Tabela 2.4: Amplitudes do punho.

[fonte: Orthopedic Physical Assessment e Fisiologia Articular - Membro superior, 5ªed. [54, 4]]

Movimentos activos do punho e da mão	Amplitude máxima [°]
Adução do punho	15
Adução do punho	45
Flexão do punho	85
Extensão do punho	85
Flexão MCF	90
Extensão passiva MCF	90
Extensão activa MCF	40
Movimento lateral do indicador	30
Flexão IF proximais	90 a 135
Flexão IF distais	90
Extensão activa IF proximais	0
Extensão activa IF distais	30

2.3.3 Força de movimentos

A força muscular da mão representa um índice objetivo da integridade funcional dos membros superiores e é frequentemente usada na monitorização da função motora [10, 44, 59].

A força de preensão palmar reflete a força isométrica das extremidades superiores, sendo o modo como se correlaciona com outros grupos musculares usado frequentemente em adultos como um indicador de saúde genérico [30]. Constitui também um dos métodos clínicos mais credíveis para estimativa da força geral.

É importante referir a distinção entre a força dos homens e a das mulheres. Para identificar as diferenças reais entre as forças musculares de homens e mulheres, McArdle procedeu a um estudo em que trata aspetos relativos à força muscular, avaliando as relações referentes ao corte transversal do músculo, força total absoluta e força relativa em relação ao baixo peso corporal [47].

Relativamente ao corte transversal dos músculos da mão, McArdle et al. aponta que "o músculo esquelético humano pode gerar cerca de 3 a 8 kg de força de corte transversal por cm^2 de músculo, independentemente do sexo" [47].

No seguimento do declarado por McArdle et al., Vignatti [7] afirma, com o seu estudo sobre preensão manual de jovens desportistas, que o peso é a variável preponderante na força de preensão manual.

Em 1985, Mathiowetz et al. [56] verificou que a dominância de mão não afeta os níveis de força em adultos. Outros estudos referem que a mão dominante é cerca de 10% mais forte do que a não dominante. Estes dados evidenciaram alguma inconsistência entre estudos.

Nesta secção serão analisados estudos experimentais realizados por diversos investigadores, com o intuito de perceber a influência do sexo e da idade na força exercida em diversos tipos de movimentos de oposição do polegar.

Um dos estudos que mais se destacou foi realizado por P. Moura [59], que abordou de uma forma geral, as forças de preensão da mão nas diferentes faixas etárias.

Por aconselhamento da Sociedade Norte-Americana de Terapeutas da Mão, P. Moura utilizou nos seus testes o dinamómetro JAMAR, considerado pelos clínicos o melhor instrumento para calibragem. A autora teve ainda em conta a posição de cada indivíduo que participou nos testes, sendo que todos se encontravam com o ombro abduzido e rotação neutra, cotovelo flexionado a 90°, antebraço em posição neutra e punho entre 0° e 30° de desvio ulnar [59].

Nas tabelas 2.5 e 2.6 constam a distribuição geral das forças de preensão de acordo com os grupos etários e sexo de cada indivíduo primeiramente para mão direita, que a autora afirma ser a mão dominante de todos os indivíduos estudados e, posteriormente, para a mão esquerda – mão não-dominante.

Tabela 2.5: Forças de preensão palmar da **mão direita** em função da faixa etária e do sexo dos indivíduos.

[fonte: Estudo da força de preensão palmar em diferentes faixas etárias do desenvolvimento humano [59]]

N=número de indivíduos

	Sexo	Média de idade	Preensão palmar [kg/F]
Escolar	Homens	4,5 ± 0,50	7,19 ± 2,19
	Mulheres	4,5 ± 0,51	6,67 ± 1,66
Pré-Escolar	Homens	8,86 ± 1,92	15,15 ± 6,12
	Mulheres	8,62 ± 2,03	13,20 ± 5,87
Adolescente	Homens	15,50 ± 1,68	42,09 ± 11,44
	Mulheres	15,48 ± 1,71	26,64 ± 4,32
Adulto	Homens	31,48 ± 7,53	49,35 ± 7,36
	Mulheres	31,22 ± 7,25	31,37 ± 5,82
Meia-idade	Homens	54,42 ± 5,88	43,28 ± 7,11
	Mulheres	54,38 ± 6,06	23,50 ± 5,35
Idoso	Homens	75,96 ± 7,91	35,69 ± 7,82
	Mulheres	74,76 ± 5,27	20,55 ± 5,14

Tabela 2.6: Forças de preensão palmar da **mão esquerda** em função da faixa etária e do sexo dos indivíduos.

[fonte: Estudo da força de preensão palmar em diferentes faixas etárias do desenvolvimento humano [59]]

N=número de indivíduos

	Sexo	Média de idade	Preensão palmar [kg/F]
Escolar	Homens	4,5 ± 0,50	6,95 ± 2,30
	Mulheres	4,5 ± 0,51	6,51 ± 1,67
Pré-Escolar	Homens	8,86 ± 1,92	14,33 ± 5,67
	Mulheres	8,62 ± 2,03	12,45 ± 5,42
Adolescente	Homens	15,50 ± 1,68	39,73 ± 11,83
	Mulheres	15,48 ± 1,71	24,90 ± 4,85
Adulto	Homens	31,48 ± 7,53	46,83 ± 7,65
	Mulheres	31,22 ± 7,25	29,05 ± 5,13
Meia-idade	Homens	54,42 ± 5,88	41,58 ± 6,56
	Mulheres	54,38 ± 6,06	21,63 ± 4,78
Idoso	Homens	75,96 ± 7,91	32,47 ± 7,53
	Mulheres	74,76 ± 5,27	19,03 ± 4,69

Após uma atenta análise às tabelas anteriores, podemos constatar que a mão direita que, como já foi referido anteriormente, a autora afirma ser a mão dominante dos indivíduos estudados, executa forças superiores à mão não-dominante em cerca de 5% a 10%.

Além de P. Moura, também Swanson et al. [5] estudou as forças de preensão palmar em 100 indivíduos (200 mãos) na faixa etária entre os 17 e os 60 anos utilizando exatamente o mesmo

dinamómetro - JAMAR. Para além de classificar os grupos de estudo quanto à idade, agrupou-os ainda quanto ao seu perfil de atividade diária.

Swanson obteve os seguintes resultados para a força de preensão palmar em função da idade, sexo e da mão dominante e não dominante — tabela 2.7 — e para a força de preensão palmar em função do sexo e da ocupação de cada indivíduo — tabela 2.8:

Tabela 2.7: Forças de preensão palmar em função do sexo e da faixa etária dos indivíduos.
[fonte: Tabela adaptada de **Strength of grip** [5]]

Idade	Preensão palmar [kg]			
	Homens		Mulheres	
	Mão dominante	Mão não-dominante	Mão dominante	Mão não-dominante
20	45,2	42,6	23,8	22,8
20-30	48,5	42,6	24,6	22,7
30-40	49,2	44,5	30,8	28,0
40-50	49,0	47,3	23,4	21,5
50-60	45,9	43,5	22,3	18,2

Tabela 2.8: Forças de preensão palmar em função do sexo e da ocupação dos indivíduos.
[fonte: Tabela adaptada de **Strength of grip** [5]]

*trabalhadores não qualificados que executam trabalhos pesados.

Ocupação	Preensão palmar [kg]			
	Homens		Mulheres	
	Mão dominante	Mão não-dominante	Mão dominante	Mão não-dominante
Ativo	45,2	42,6	23,8	22,8
Sedentário	48,5	42,6	24,6	22,7
Trabalho manual*	49,2	44,5	30,8	28,0
Média	47,6	45,0	24,6	22,4

É possível constatar que, à semelhança dos resultados obtidos por P. Moura, também nas experiências feitas por Swanson, os homens conseguem atingir forças muito superiores às das mulheres. Ainda em concordância com o primeiro estudo, pode-se verificar que a mão dominante detém uma capacidade muito superior de executar preensão palmar face à mão não dominante.

2.4 Biomecânica da articulação trapeziometacárpica

À semelhança do que foi feito na secção anterior, nesta abordar-se-á especificamente a biomecânica da articulação trapeziometacárpica no que diz respeito aos movimentos, às amplitudes de movimento bem como às forças que a articulação exerce quando solicitada para diferentes tipos de movimentos.

A articulação trapeziometacárpica é de grande complexidade anatómica devido à forma irregular das superfícies articulares que a compõem, ao seu elevado número de ligamentos e tendões.

2.4.1 Movimentos da Articulação

Esta articulação do metacarpo com o trapézio é capacitada de três tipos de movimentos — circundação em torno de um eixo imaginário que é coincidente com o eixo do metacarpo na sua posição de repouso, adução/abdução e flexão/extensão — figura 2.29 .

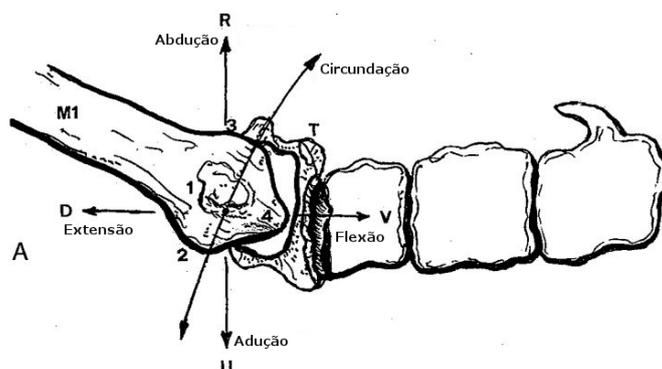


Figura 2.29: Movimentos da articulação trapezometacárpica.

[fonte: The trapezometacarpal joint - Tenotomy of the accessory tendons in early osteoarthritis [95].]

Cooney et al. e Kapandji [93, 4] dedicaram-se ao estudo da articulação trapezometacárpica considerando-a como um "cardan perfeito" figura 2.30 , com dois eixos de rotação perpendiculares que permitem explicar os movimentos de abdução/adução e flexão/extensão, bem como o movimento de rotação do polegar em torno do eixo do metacarpo. Contrariamente a Cooney et al., Adler H. [36] concluiu, num estudo feito à estabilidade da articulação em questão, que existe sempre uma subluxação natural de 3,32mm do lado radial e 0,32mm do lado dorsal, contrariando assim a ideia de "cardan perfeito", passando para um conceito de "cardan imperfeito".

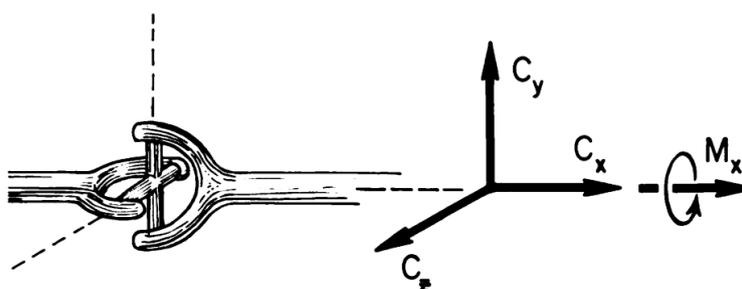


Figura 2.30: Mobilidade de uma articulação do tipo "cardan".

[fonte: Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function [93].]

Nos primeiros estudos biomecânicos de autores clássicos à articulação trapezometacárpica, era referida a existência de um movimento de rotação do metacarpo segundo o seu próprio eixo, dada a grande lassidão da cápsula ligamentar que dá suporte à junção do trapézio com o primeiro metacarpo.

Esta ideia rapidamente se provou errada, uma vez que a articulação trapezometacárpica funciona somente à compressão [4], tal como um pivô (figura 2.31). Desta forma, conclui-se então que o metacarpo desloca-se em todas as direcções do espaço, exceto em torno do seu próprio

eixo, uma vez que as "cordas", que representam os músculos tenares, podem ser tracionadas com diferentes tensões.



Figura 2.31: Semelhança da articulação trapeziometacárpica com um sistema pivô.

[fonte: Fisiologia Articular - Membro superior, 5ªed. [4].]

2.4.2 Amplitudes de Movimento

Cooney et al. [93] procurou, durante a sua investigação, perceber a orientação dos diversos elementos que compõem a articulação nos vários movimentos de oposição do polegar e os ângulos que os ligamentos conseguiam atingir nos limites dos movimentos quer de pinça quer de agarrar/apertar um objeto (garra).

Atendendo aos vários graus de liberdade da articulação, é extremamente complicado medir valores concretos de ângulos das posições, uma vez que, em todas as radiografias, os ângulos são afetados e distorcidos nas imagens 2D.

Clinicamente, os ângulos dos três movimentos do polegar estão assim definidos – figura 2.32:

Φ - flexão e extensão

Θ - abdução e adução

Ψ - rotação em torno do eixo do metacarpo

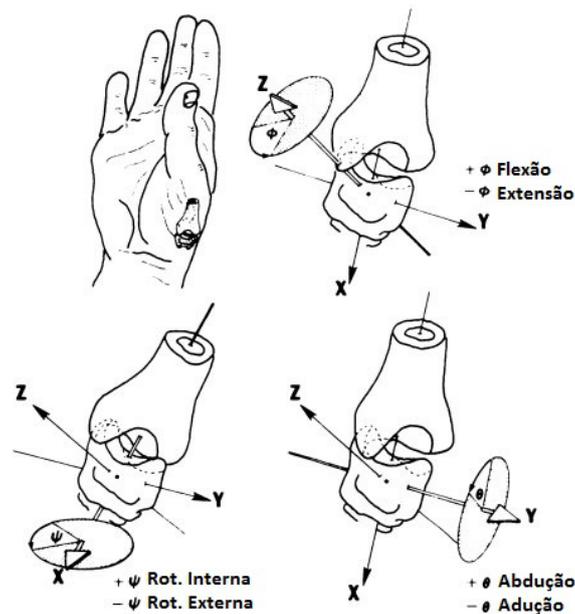


Figura 2.32: Ângulos que definem as diferentes orientações do polegar.
 [fonte: Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand funtion [93].]

Também Zong-Ming Li e Jie Tang [86] estudaram a coordenação dos movimentos do polegar, tendo obtido uma relação entre os ângulos de abdução/adução e os de flexão/ extensão como se pode constatar na figura 2.33 e na tabela 2.9.

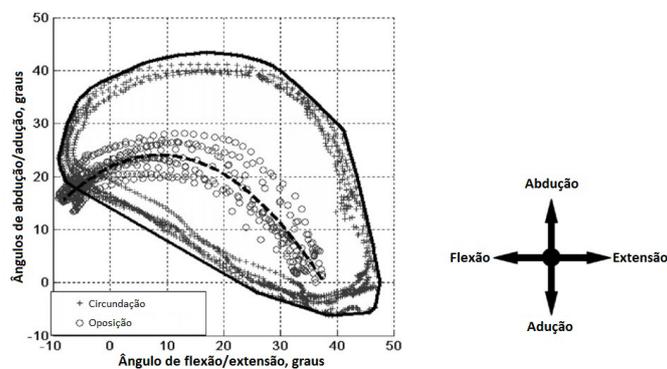


Figura 2.33: Movimentos angulares do polegar.
 [fonte: Coordination of thumb joints during opposition [86].]

Tabela 2.9: Amplitude de movimento das articulações do polegar.

[fonte: Tabela adaptada de *Coordination of thumb joints during opposition* [86]].

TMC - Articulação trapeziometacárpica; MCF - Articulação metacarpofalangeana; IF - Articulação interfalangeana

Articulação	Flexão [°]	Abdução [°]	Pronação [°]
Oposição			
TMC	50,7 ± 7,2	54,42 ± 5,88	54,42 ± 5,88
MCF	41,6 ± 12,6	12,0 ± 5,1	13,9 ± 7,2
IF	44,1 ± 19,7	NA	NA
Circundação			
TMC	63,4 ± 9,4	47,8 ± 6,3	58,4 ± 12,3
MCF	59,3 ± 16,1	36,8 ± 10,3	33,4 ± 6,6
IF	35,5 ± 18,8	NA	NA

Após a análise da tabela 2.9, podemos concluir que a articulação trapeziometacárpica executa ângulos muito distintos nas diferentes posições, sendo que pode também considerar-se a articulação com maior amplitude de movimento, chegando a atingir mais de 63° no movimento de flexão em rotação. Kapandji, em sintonia com Zong-Ming Li e Jie Tang, também afirma que o percurso de flexão e extensão da trapeziometacárpica varia de 50° a 70°, sendo que a flexão varia entre 20° a 25° relativamente ao eixo do primeiro metacarpo, ou seja, o eixo de referência, e a extensão varia de 30° a 45° em relação ao mesmo eixo [4] (figura 2.34).

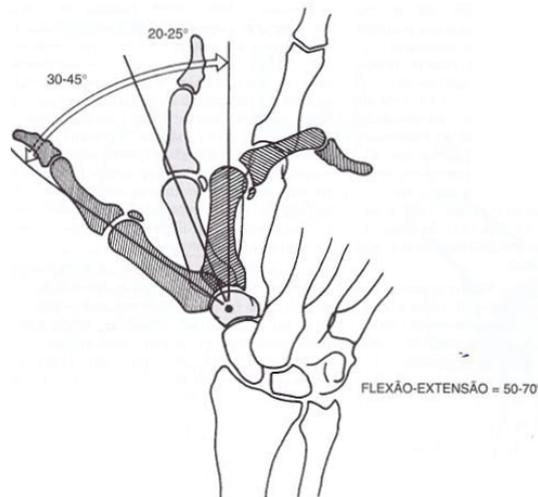


Figura 2.34: Movimentos angulares do polegar.

[fonte: Percurso de flexão e extensão da articulação trapeziometacárpica [4].]

Os movimentos de adução e abdução estão restringidos a um intervalo entre 40° e 60°, isto é, relativamente ao eixo de referência, o trajeto de adução varia entre 15° a 25° e o de abdução entre 25° e 85° [4] (figura 2.35).

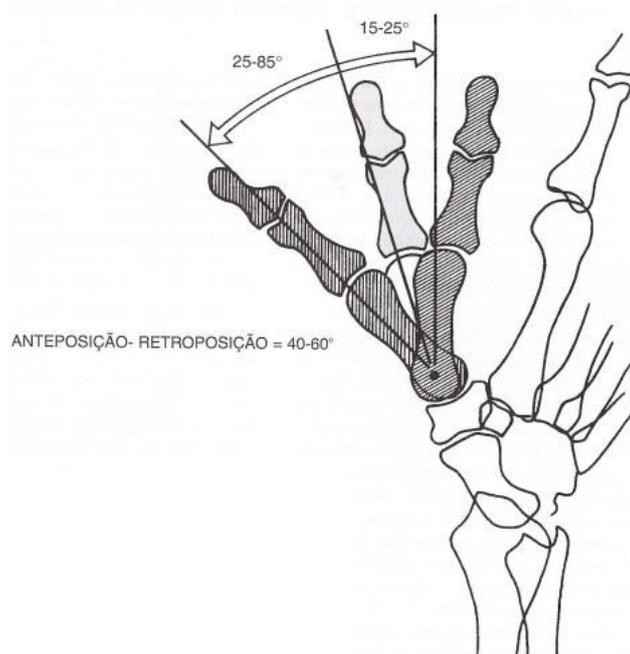


Figura 2.35: Movimentos angulares do polegar.

[fonte: Percurso de flexão e extensão da articulação trapezometacárpica [4].]

Conclui-se assim que a mobilidade do polegar é totalmente dependente da amplitude de movimento da articulação trapezometacárpica. Consequentemente, qualquer patologia nesta articulação coloca em questão o correto funcionamento de todo o polegar.

2.4.3 Força de Movimentos

No que diz respeito a forças exercidas nos elementos da articulação, Cooney et al. [93] investigou todas as forças que poderiam ser consideradas para o estudo do polegar. Começou por definir as direções das forças dos músculos e tendões que auxiliam o primeiro dedo (figura 2.36) que lhe viriam a ser essenciais para o estudo que se segue.

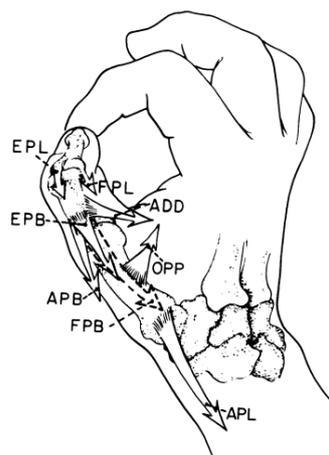


Figura 2.36: Direções em que atuam os músculos diretamente relacionados com o polegar definidas por Cooney.

[fonte: Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function [93].]

EPL - m. extensor longo do polegar; EPB - m. extensor curto do polegar; FPL - m. flexor longo do polegar; ADD - m. adutor longo do polegar; FPB - m. flexor curto do polegar; APL - m. abdutor longo do polegar; APB m. abdutor curto do polegar; OPP - m. oponente do polegar.

Zancolli [95] definiu também as direções das tensões que cada músculo exerce na articulação e, como podemos verificar na figura 2.37, as direções definidas pelos dois investigadores são semelhantes.

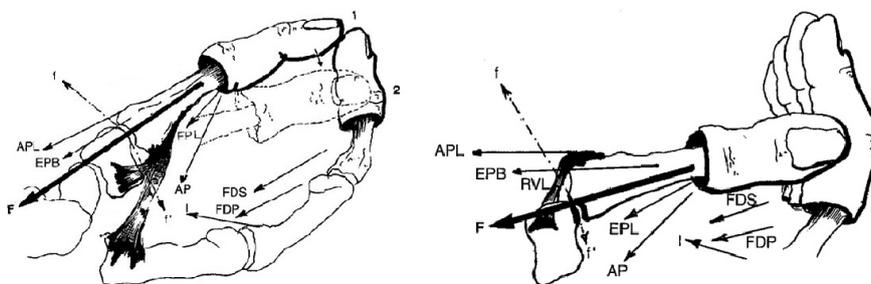


Figura 2.37: Direções em que atuam os músculos diretamente relacionados com o polegar definidas por Zancolli.

[fonte: The trapeziometacarpal joint - Tenotomy of the accessory tendons in early osteoarthritis [95].]

EPL - m. extensor longo do polegar; EPB - m. extensor curto do polegar; FPL - m. flexor longo do polegar; ADD - m. adutor longo do polegar; FPB - m. flexor curto do polegar; APL - m. abdutor longo do polegar; APB m. abdutor curto do polegar; OPP - m. oponente do polegar.

Cooney et al.[93] fez uma análise tridimensional a todas as forças aplicadas internamente no polegar aquando da aplicação de uma força externa. Esta passa a ser considerada como força de pinça – A (figura 2.38). Tendo sempre em conta as condições de equilíbrio mecânico estático, bem como as variáveis presentes na tabela 2.10, foi estabelecida a reação da articulação metacarpofalângica e, por fim, foi considerada no diagrama de corpo livre a tensão criada pelo

tendão – F – decomposta em F_x , F_y e F_z (figura 2.38). São ainda considerados os momentos axiais criados no metacarpo – M . Prosseguindo na sua análise, Cooney et al. obtiveram um sistema de dezoito equações que lhe permitiram determinar todas as forças de músculos e tendões, bem como todos os momentos aplicados ao polegar.

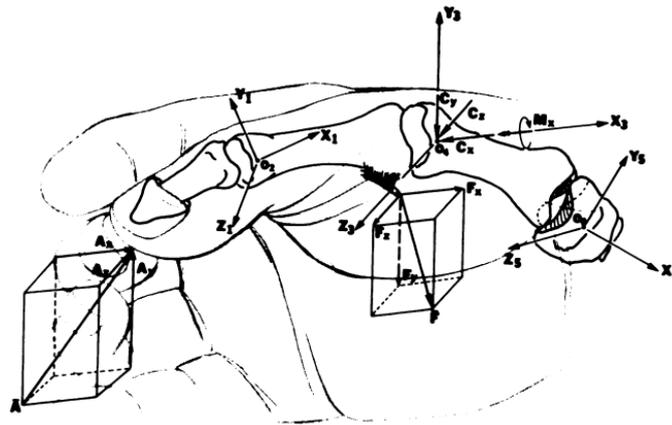


Figura 2.38: Diagrama de forças aplicadas ao primeiro metacarpo.
[fonte: Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand funtion [93].]

Tabela 2.10: Variáveis tidas em conta na análise tridimensional da base do polegar.
[fonte: Tabela adaptada de *Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand funtion*[93].]

Articulação	Sistema mecânico equivalente	Forças desconhecidas	Notação
TMC	Articulação universal	Força axial de compressão Reação dorsovolar Reação radio-ulnar Momento axial Forças dos tendões: Oponente do polegar Abdutor longo do polegar	Cx Cy Cz Mx OPP APL
		Total	6 forças

Para determinar as forças concretas exercidas pelos tendões, músculos e ligamentos, e respetivas reações no metacarpo, Cooney et al. [93] utilizou na sua investigação uma força externa aplicada entre 50 a 200N no movimento de pinça de ponta (*tip pinch*).

Para este estudo Cooney et al. assumiu dois pressupostos. O primeiro consiste em eliminar as forças existentes nos tendões extensores e curto do polegar (EPL e EPB respetivamente). Estes exercem tensões na mesma direção que a força externa, logo o seu contributo para o sistema é diminuto. Sublinhe-se no entanto, que ambos têm grande importância para a estabilização da articulação. O segundo pressuposto, baseado em algumas dissecações de cadáveres, constata que os músculos flexores e oponente do polegar (FPB e OPP respetivamente) exercem força na mesma direção e, conseqüentemente, são tratados com um único vetor no diagrama de forças.

Tendo por base o primeiro pressuposto, o autor utilizou incrementos de 0,5 em 0,5 (relativamente à força externa) de tensão assumida sobre o EPL - músculo extensor longo do polegar.

Cooney verificou o que ocorria ao nível das tensões em todos os restantes componentes do polegar (figura 2.39). Para melhor compreender o resultado do estudo deste autor passamos a analisar um exemplo.

Ao verificar o que acontece no músculo OP (oponente do polegar) deparamo-nos com uma tensão cujo valor é aproximadamente o dobro da tensão exercida no EPL aquando da aplicação de uma força externa correspondente ao primeiro incremento.

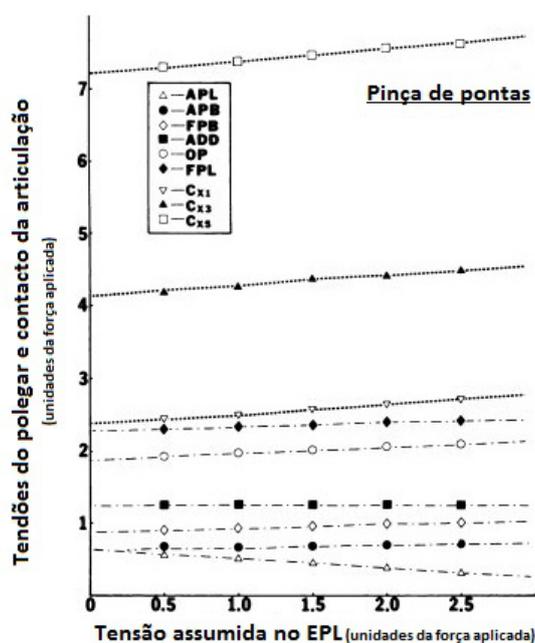


Figura 2.39: Forças exercidas em cada componente do polegar devido à força externa, A, aplicada. [fonte: Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function [93].]

Ainda no que concerne às forças exercidas na mão e, mais precisamente, no polegar, Cooney et al. constatou, após a conclusão do seu estudo que, como seria expectável, os diversos movimentos da mão, tal como os diferentes tipos de pinça e movimento de garra, originam níveis de força muito distintos, como poderemos verificar na tabela 2.11.

Tabela 2.11: Forças exercidas nos tendões durante dos movimentos de pinça de pontas e garra.
 [fonte: Tabela adaptada de *Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function*[93].

Estas forças são expressas em kgf por kgf de força exterior aplicada.

Articulação	Força do tendão durante Pinça		Força do tendão durante a garra [kgf]
	Pinça de pontas [kgf]	Pinça lateral [kgf]	
FPL	2,28 - 3,52	2,47 - 3,84	15,0 - 34,3
FPB/OPP	1,12 - 2,86	1,84 - 2,06	9,30 - 26,2
APB	0,90 - 1,37	1,57 - 2,21	27,9 - 33,8
ADD	1,13 - 2,36	1,42 - 1,86	23,9 - 30,6
APL	1,64 - 3,44	1,29 - 5,61	5,30 - 50,7

Zancolli [95] estudou, tal como Cooney et al., a ação de cada músculo do polegar face a uma solicitação externa de forças no movimento. Constatou, uma vez mais, que a força exercida por cada componente da articulação depende de diversos fatores, tais como: idade, género, ocupação e mão dominante. Estas variáveis condicionam todos os cálculos que se pretendam fazer, uma vez que não é possível encontrar dois casos de estudo exatamente iguais. No entanto, percebeu também que, no mesmo membro, a razão de força não varia consideravelmente.

Na tabela 2.12 estão plasmadas as tensões relativas dos músculos do polegar (intrínsecos e extrínsecos) durante os movimentos tipo garra e circundação (oposição e reposição) que os autores obtiveram como resultados das suas experiências, considerando que 1% de tensão corresponde a 5kg de força. De referir que estes autores consideraram nulas as reações causadas pelos ligamentos capsulares da articulação.

Estas tensões foram obtidas utilizando o método de Fick e Steindler [95], que consiste na multiplicação da **área de secção transversal fisiológica** – ASTF – por coeficientes de $10\text{kg}/\text{cm}^2$ no caso do estudo de Fick e $3,65\text{kg}/\text{cm}^2$ no estudo de Steindler, tendo sempre em vista o cálculo da ASTF através do quociente entre o volume do músculo e o comprimento médio da fibra muscular do mesmo – equação 2.1.

$$ASTF = \frac{V_{\text{musculo}}}{L_{\text{fibramuscular}}} \quad (2.1)$$

Tabela 2.12: Tensões exercidas nos músculos do polegar.
 [fonte: Tabela adaptada de *The trapeziometacarpal joint - Tenotomy of the accessory tendons in early osteoarthritis*[95].

Músculos do polegar	Oposição		Reposição		Garra	
	kg-m	Fração de tensão [%]	kg-m	Fração de tensão [%]	kg-m	Fração de tensão [%]
Músculos extrínsecos						
FPL	-	-	-	-	1,2	2,7
APL	0,5	3,1	0,5	3,1	0,5	3,1
EPB	0,1	1,3	0,1	1,3	0,1	1,3
EPL	-	-	0,1	1,3	0,1	1,3
Músculos intrínsecos						
APB	0,5	1,1	-	-	0,5	1,1
FPB	0,5	1,3	-	-	0,5	1,1
OP	0,4	1,9	-	-	0,4	1,9
AP	-	-	-	-	1,5	3,0
Força total	2,0	8,7	0,7	5,7	4,7	15,7

Zancolli concluiu neste estudo que a fração de tensões criadas em cada músculo e tendão é proporcional à ASTF de cada músculo, isto é, quanto maior for o volume do músculo, maior será a força relativa que este suportará em função de uma força externa [95].

Capítulo 3

Patologias da articulação trapeziometacárpica

3.1 Fratura da articulação trapeziometacárpica

A fratura óssea é um problema comum com que os profissionais de ortopedia se deparam.

A fratura dos ossos metacarpais corresponde a 10% das fraturas ocorridas no membro superior e 80% das que acontecem na mão, sendo o primeiro metacarpo, ou seja, o metacarpo envolvido na articulação trapeziometacárpica, o osso de maior incidência deste traumatismo [50]. Esta patologia é mais visível em indivíduos do sexo masculino e pode ter origem em lesões desportivas ou de trabalho, sendo que, em 98.6% dos casos são fraturas isoladas [60].

A traumatologia do metacarpo do polegar é vulgarmente causada por trauma direto, ou seja, acontece quando se sujeita a mão a atividades físicas extremas.

As fraturas do metacarpo não têm uma classificação específica pelo que são distinguidas pela zona anatómica fraturada do osso, contudo, as lesões metacárpicas do primeiro dedo são classificadas como intra ou extra-articulares. As fraturas intra-articulares subdividem-se em fraturas de Bennett, Rolando e Cominutiva e as extra-articulares são subdivididas em fraturas transversais e oblíquas - figura 3.1.

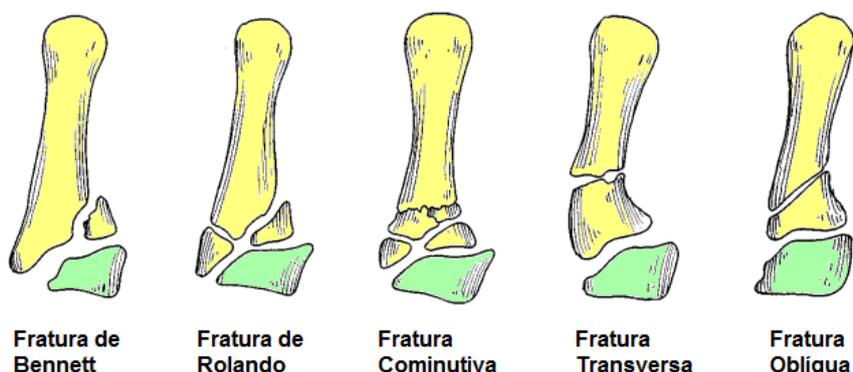


Figura 3.1: Fraturas metacárpicas.

[fonte: Fractures of the Base of the First Metacarpal: Current Treatment Options [80]; Amarelo - 1º Metacarpo; Verde - Trapézio]

3.1.1 Fratura de Bennett

A fratura mais comum que ocorre no polegar é a fratura de Bennett.

Este traumatismo foi descrito pela primeira vez em 1882 por Edward Bennett como uma fratura intra-articular oblíqua da base do primeiro metacarpo que divide o metacarpo em dois fragmentos: um pequeno, de formato aproximadamente triangular e um maior que corresponde ao restante osso metacárpico que se mantém intacto.

Esta fratura é normalmente causada por uma força externa, exercida no sentido axial do metacarpo, quando este se encontra parcialmente flexionado, isto é, vulgarmente decorre de movimentos bruscos como o de um golpe com o punho fechado [80, 3]. Para além da fratura da base do metacarpo, esta patologia tem ainda a característica de ter associada uma luxação do polegar [50].

Geralmente os fragmentos resultantes deste tipo de fraturas do metacarpo mantêm-se na sua posição anatómica correta devido à ação dos ligamentos oblíquos anteriores e ao dorsal.

Os sintomas desta patologia, tal como em qualquer fratura, são a dor grave, edema na base do primeiro dedo, movimentos reduzidos na articulação trapeziometacárpica bem como instabilidade da mesma, e podem ser confirmados com base em imagens radiológicas.

Fraturas de pequena dimensão podem ser tratadas recorrendo à imobilização com gesso durante 6 semanas e posteriormente, prescrição de fisioterapia. Contudo, na maioria dos casos, é necessária a intervenção cirúrgica [3] uma vez que o formato de sela invertida que caracteriza a articulação trapeziometacárpica pode ser colocado em causa, provocando instabilidade na articulação.

A cirurgia mais comumente realizada para esta patologia consiste em fixar os fragmentos resultantes da fratura recorrendo a fios de Kirschner intra ou extra-articularmente, ou, em casos mais complexos, utilizando os fios de Kirchner juntamente com parafusos. Após a cirurgia, é necessária a imobilização total entre duas a seis semanas, consoante o nível de instabilidade causado na articulação trapeziometacárpica. Posteriormente, é necessária a utilização de dispositivos biomecânicos que permitam apenas uma mobilização condicionada do polegar até a cura completa da patologia.

À semelhança do que acontece noutras fraturas ósseas, também esta pode ter complicações subsequentes. A redução de movimentos do carpo devido à imobilização prolongada exigida, a subluxação e instabilidade articular da articulação carpometacárpica consequente de uma consolidação viciosa, infeção pós-operatória, ou até mesmo, em casos mais complicados, a lesão do nervo radial podem ser consequências da fratura de Bennett. No entanto, em casos extremos, ainda que tenha sido garantida a congruência articular da articulação trapeziometacárpica, pode desenvolver-se uma artrite da base do polegar precoce, vulgarmente denominada por rizartrose.

3.1.2 Fratura de Rolando

No ano de 1910, Dr. Rolando descreveu um segundo tipo de fraturas do metacarpo do polegar - fratura de Rolando. Esta patologia consiste numa fratura cominutiva, ou seja, fragmentada em três ou mais pedaços, da base do primeiro metacárpico, com um formato aproximado a T ou Y [82].

Apesar de ser também uma fratura intra-articular, uma vez que envolve a articulação trapeziometacárpica, a bibliografia descreve-a como sendo de complexidade superior à fratura de Bennett, ainda que mais rara.

O mecanismo de lesão desta fratura é semelhante ao que dá origem à fratura de Bennett, contudo, a carga externa no sentido axial é tão elevada que provoca lesões de esmagamento na base do primeiro metacarpo.

Os sintomas são exatamente os mesmos que se verificam na patologia anterior.

No que diz respeito aos exames complementares de diagnóstico, pode ser necessário recorrer a tomografias axiais (TAC) para se confirmar o número de fragmentos resultantes e o seu posicionamento face àquele que deveria ser o correto.

Para além do tratamento conservador com base na imobilização, tal como aplicado na patologia anterior, é muito frequente a necessidade de intervenção cirúrgica. Este método invasivo pode ser realizado de igual forma ao descrito na secção anterior, ou, em casos mais complicados onde a congruência articular não esteja garantida, pode ser necessário recorrer a fixação externa ou enxerto ósseo.

A fratura de Rolando pode dar origem a complicações graves quando não resolvida corretamente. Essas consequências podem passar por infeções nos nervos que envolvem a articulação trapeziometacárpica ou ainda a rigidez articular.

3.1.3 Fratura do trapézio

Este tipo de fraturas são raras, ocorrendo apenas em 3% a 5% das fraturas dos ossos do carpo [70, 58].

De certa forma podemos relacionar as fraturas do metacarpo do polegar com a deste osso. Quando a força externa imposta que leva à fratura do metacarpo é demasiadamente severa, pode estender a fratura ao trapézio e até mesmo ao osso trapezoide.

Alguns autores como Bousselmame et. al [58], referem uma ligação entre a fratura de Bennet e a fratura do trapézio, dado que, na população de oito pessoas em estudo, cinco das quais tiveram as duas fraturas associadas. Os mesmos autores afirmaram que raramente ocorre uma fratura isolado no trapézio.

3.2 Rizartrose

O polegar, sendo responsável por 60% da função preensora da mão [18], tornou-se num fator que distingue o Homem dos restantes animais.

Curiosamente, esta distinção tornou a articulação da base do polegar numa articulação propensa a patologias, nomeadamente a osteoartrose.

A osteoartrose pode envolver uma ou várias articulações e consiste na degeneração da cartilagem articular. Esta patologia pode ser classificada como primária ou secundária, tendo em conta o conhecimento ou não dos fatores que levaram à sua existência, e subclassificada como localizada ou generalizada, consoante o número de grupos articulares afetados, ou seja, se envolver três ou mais grupos é então uma osteoartrose generalizada [17].

A rizartrose, também denominada por artrose trapeziometacárpica, é classificada como osteoartrose primária localizada. Sendo a artrose mais comum da mão [68, 39], afeta cerca de 22% das mulheres com cerca de 50 anos numa fase pós-menopausa e aproximadamente 5% dos homens [23, 18, 6]), predominantemente indivíduos cuja atividade diária seja repetitiva.

A artrose do polegar é uma doença degenerativa e, quando se encontra num estado muito avançado, pode mesmo limitar a qualidade de vida dos pacientes. De notar ainda que, cerca de 30% dos casos, são de patologia bilateral, isto é, a doença desenvolve-se nos polegares das duas mãos [21]

Apesar de não se conhecer exatamente a origem desta doença, existem várias causas possíveis que podem contribuir para o seu desenvolvimento, como por exemplo problemas de reumatismo,

fraturas tratadas de forma incorreta, deformações anatómicas dos ossos intervenientes na articulação, ou até mesmo a predisposição genética a doenças reumáticas [6, 22].

A rizartrorse inicia-se com a fibrilação da cartilagem articular existente entre o trapézio e o primeiro metacarpo, evoluindo posteriormente para fissuras e erosão da mesma, podendo até chegar a uma fase em que o osso subcondral fica exposto. O aparecimento das deformações ósseas, como por exemplo osteófitos¹, são secundárias à libertação intra-articular de fragmentos da cartilagem [6].

3.2.1 Sintomas e Diagnóstico

A **Rizartrorse** é diagnosticada através de vários sintomas entre os quais a dor ligeira aquando do movimento de garra e limitação de movimentos do polegar. Em casos mais graves, deformação articular da base do polegar com perda de mobilidade do primeiro dedo, associada a dor e edema [21, 13, 84].

Com o desenvolvimento da patologia, os pacientes tendem a adaptar-se à deformação da base do polegar, realizando uma adução do primeiro metacarpo e uma hiperextensão da articulação metacarpofalângica de modo a compensar a limitação imposta pela rizartrorse [33] – figura 3.2.



Figura 3.2: Deformação articular do polegar.

[fonte: http://nemsu.uchc.edu/clinical_services/orthopaedic/handwrist/arthritis_thumb.html]

O diagnóstico da artrose da base do polegar pode ser feito através de manobras importantes de palpação como *Cranck test* ou do *Grind test* [83] – figura 3.3. O *Cranck test* consiste em comprimir o polegar com uma força ligeira no sentido radial até provocar dor. No *Grind test*, à semelhança do que acontece no *Cranck test*, a dor é provocada recorrendo à compressão do polegar e a um ligeiro movimento de rotação da articulação trapeziometacárpica.

¹Osteófitos são pequenas formações ósseas em forma de gancho que se desenvolvem nas articulações, designados de forma popular por "bicos de papagaio"

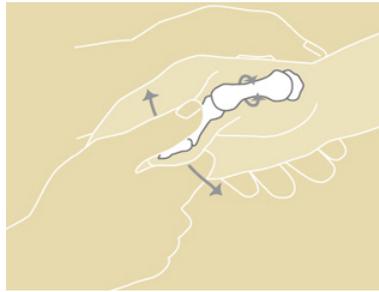


Figura 3.3: Manobra de palpção: *Grind test*.

[fonte: http://nemsu.uchc.edu/clinical_services/orthopaedic/handwrist/arthritis_thumb.html]

Conforme o estado da doença, existe uma degeneração do formato da articulação que também deve ser avaliado, quer pela experiência do médico quer por exames de raio-X ou TAC.

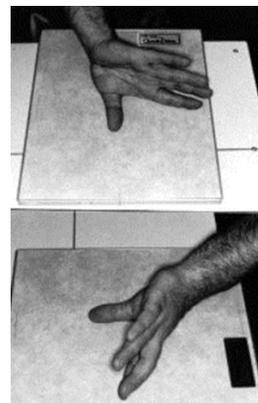
A avaliação radiográfica que confirma o diagnóstico deve ser feita em três planos da articulação TMC ou ainda segundo dois métodos – o método de *Eaton e Littler* e o método de *Robert's view*.

O primeiro método consiste em radiografar as duas mãos do doente numa perspetiva postero-anterior com 30° de obliquidade, com centro na base dos polegares que se encontram em contacto, fazendo força um contra o outro [13] – figura 3.4 (a).

O método de *Robert's view* permite a observação das quatro faces do trapézio. Para que se possa utilizar este método é necessário que seja feita uma rotação interna do ombro do paciente e o antebraço deve estar numa posição de pronação completa, de modo a que a superfície dorsal do polegar fique em contacto com a base do raio-x [13] – figura 3.4 (b).



(a)



(b)

Figura 3.4: Raio-X: Método *Eaton e Littler* (a); Método *Robert's View* (b).

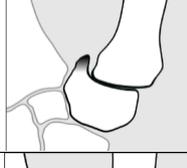
[fonte: http://4photos.net/en/image:160-93982-Xray_of_Hands_images (a)

<http://www.eatonhand.com/ray/ray012.htm> (b)]

Comummente a análise radiológica é feita tendo em conta a classificação de Eaton e Littler [18, 21, 13, 23, 88]. A análise destes dois investigadores consiste em avaliar as radiografias e classificá-las em quatro estágios – tabela 3.1 – de acordo com a gravidade em que se encontra a doença, de modo a poder decidir o melhor tratamento a aplicar ao caso em análise.

Tabela 3.1: Classificação de Eaton e Littler.

[fonte: Tabela adaptada de **Quantitative Assessment of Improvement with Single Corticosteroid Injection in Thumb CMC Joint Osteoarthritis.** [23]]

Nível	Descrição	Ilustração
Articulação normal		
I	Articulação com aspeto normal ou espaço articular entre o trapézio e o metacarpo ligeiramente alargado ou, em casos contrários, ligeiramente diminuído (esclerose subcondral); Contornos articulares normais.	
II	Início de um estreitamento da linha articular – a chamada interlinha articular. É comumente constatado o aparecimento de pequenos osteófitos, inferiores a 2 mm.	
III	Significativa diminuição do espaço interarticular com prevalência de subluxação; osteófitos com tamanhos superiores a 2mm; deformação acentuada da anatomia da articulação.	
IV	Perda total do contorno das superfícies articulares. Por vezes a linha interarticular desaparece totalmente.	

3.2.2 Tratamentos

3.2.2.1 Tratamento Conservador

O tratamento conservador deve ser a primeira abordagem na atenuação dos sintomas da artrose da base do polegar, quando a patologia ainda se encontra num nível onde é possível recuperar sem que haja intervenção cirúrgica.

Deve representar a primeira linha de tratamento de um paciente com rizartrose e compreende repouso, imobilização, reabilitação, prescrição farmacêutica e ainda, em casos mais avançados, infiltrações locais com corticoesteróides.

O *repouso*, ou até mesmo a troca de atividade (caso a rizartrose seja provocada pela realização de atividades finas) deve ser o primeiro passo da recuperação.

Com auxílio de órteses, a *imobilização* é também um passo importante da recuperação conservadora da artrose da base do polegar. Este processo estabiliza a base do polegar, evitando, dessa forma que haja uma forte progressão da deformação articular, quer desta articulação, quer da metacarpofalângica. Este processo é passível de ser colocado em prática em todos os estágios

da doença, sendo esperada uma diminuição de dor. Porém não é uma solução para o problema [11]. Deverá ser temporário com um limite máximo de 6 semanas [88].

O tratamento de reabilitação, isto é, fisioterapia, associado à colocação de calor local, tende a melhorar a estrutura muscular que envolve a base do polegar. Este controlo dinâmico da articulação potencia o fortalecimento dos músculos responsáveis pelos movimentos de oposição, podendo desta forma, evitar o avanço da doença. Para além de aliviar os sintomas da osteoartrite, a fisioterapia ainda reeduca os movimentos de preensão do indivíduo. A fisioterapia associada à imobilização levam a que, na maioria dos casos de rizartrose, não seja necessária uma intervenção cirúrgica.

Os fármacos anti-inflamatórios também são importantes no controlo da inflamação, isto é, intervêm na redução de edema dos tecidos envolventes da articulação basal do polegar. Contudo, devem ser administrados apenas durante duas a três semanas [88].

No que concerne às infiltrações intra-articulares com corticoesteróides, quando administradas, tendem a aumentar o ritmo da desinflamação local bem como a atenuação da dor. No entanto, a eficácia das infiltrações tem sido alvo de diversos estudos e debates, uma vez que nem sempre são encaradas positivamente, existindo mesmo alguns que sustentam a inexistência de benefícios clínicos desta técnica quando se tratam de patologias com um certo grau de evolução [35, 84]. Conclui-se, portanto, que somente os pacientes cujo estado da doença se encontre no nível I da classificação de Eaton e Littler, devem optar por esta solução conjugada com a imobilização, uma vez que, em pacientes com uma artrose severa, as infiltrações já não surtem efeito.

3.2.2.2 Tratamento Invasivo

Quando o tratamento conservador falha, ou simplesmente não é suficiente para ultrapassar a dor e a incapacidade de utilização do polegar, então o tratamento cirúrgico deve ser colocado como opção com o objectivo de melhorar a qualidade de vida do paciente.

Dada a existência de um grande leque de técnicas cirúrgicas, dever-se-á escolher o procedimento cirúrgico mais adequado de acordo com a classificação do estágio da doença – classificação de Eaton e Littler – sendo que só se deverá partir para esta solução quando o paciente se encontrar num nível igual ou superior ao II uma vez que, no nível I ainda não são visíveis deformações articulares que evidenciem necessidade de intervir cirurgicamente [6, 13, 84].

Ligamentoplastia

No estágio I e início do estágio II da classificação de Eaton, como referido anteriormente, ainda não existem evidências de deformações articulares e, como tal, existe apenas a necessidade de fortalecer a articulação. Para isso existem técnicas cirúrgicas de **ligamentoplastia** – figura 3.5 – que visam aumentar a estabilidade, diminuir a dor, edema e evitar a evolução da artrose [88]. Estas reconstruções ligamentares podem ser feitas recorrendo a partes de tendões, como por exemplo o tendão flexor radial do carpo [64], o abductor longo do polegar [89] ou ainda o extensor radial longo do carpo [25].

Estudos recentes revelam que esta técnica tem-se revelado eficaz em aproximadamente dois terços dos casos em que é aplicada com objetivo de interromper a progressão da rizartrose [13].

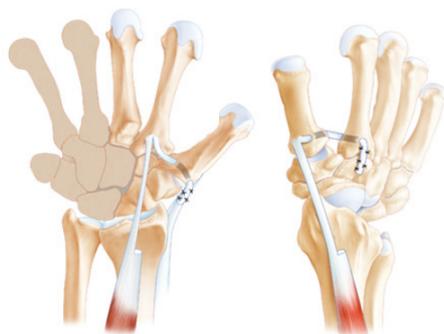


Figura 3.5: Ligamentoplastia
 [fonte: O tratamento da rizartrose: Estado da Arte [13]]

Osteotomia

Quando se está perante um caso de um paciente jovem, cuja articulação já revele algumas deformações anatômicas e condicione o movimento de adução, pode considerar-se a **osteotomia** como uma possível solução.

Este processo cirúrgico consiste em desviar as forças de corte da zona dorsal que destroem a articulação, causadas pela lassidão do ligamento oblíquo anterior profundo (*beak ligament*), recorrendo a uma pequena incisão no metacarpo - figura 3.6. Este corte no osso reduz a tendência de sub-luxação, aumentando dessa forma a estabilidade e congruência da articulação metacárpica, melhorando assim a sua relação biomecânica.

Todavia, este método, tal como todos os outros, também tem as suas limitações. Ainda que seja aplicado a pessoas jovens que exijam outro tipo de atenção, dada a idade e o tempo de fiabilidade do processo, este método poderá dar origem a uma subluxação dorsal rígida, ou mesmo a uma instabilidade articular da articulação trapeziometacárpica [13].



Figura 3.6: Osteotomia
 [fonte: O tratamento da rizartrose: Estado da Arte [13]]

Trapezectomia

Em casos de rizartrose mais avançados – nível II e III – em que a deformação articular é notória

e de alguma gravidade, associada a um descolamento do trapézio face aos restantes ossos do carpo, existem vários procedimentos que poderão ser aplicados.

Um dos tratamentos cirúrgicos aplicáveis nestes casos é a **trapezectomia**. Esta técnica, iniciada por Gervis no ano de 1949, consiste na remoção total ou parcial do trapézio. Tem sido evoluída ao longo dos tempos e várias derivações da mesma já foram surgindo. Caso disso é a **trapezectomia com interposição tendinosa**, desenvolvida por Froimson em 1970, ou a associação da ligamentoplastia à trapezectomia feita por Burton e Pellegrini em 1986 [13].

Quando é efetuada uma remoção simples do trapézio – *trapezectomia simples* – a articulação torna-se instável e possivelmente dar-se-á uma deslocação dos restantes ossos do carpo ou mesmo do I metacarpo diminuindo, portanto, o comprimento do polegar.

Contrariamente, ao optar-se pelo método de trapezectomia com interposição de material autólogo (fibra tendinosa) – *artroplastia de interposição tendinosa* – ou não autólogo (implantes), a base do polegar permanece estável uma vez que, no primeiro caso que há a colocação de uma almofada ligamentar que substitua a parte da articulação que contém artrose – figura 3.7 (a) – e no segundo caso pode optar-se por um implante de interposição em pirocarbono – figura 3.7 (b).

Por fim, a trapezectomia associada à ligamentoplastia pode ainda necessitar de interposição de material (autólogo ou não autólogo) surgindo assim a **LRTI - Trapezectomia com ligamentoplastia e material e interposição**. Sendo esta técnica aplicada apenas a casos em que a artrose está presente somente na articulação trapeziometacárpica e não nas articulações periféricas, tem-se demonstrado eficaz, tanto na redução da dor como na força de preensão que os pacientes conseguem executar depois da intervenção cirúrgica.

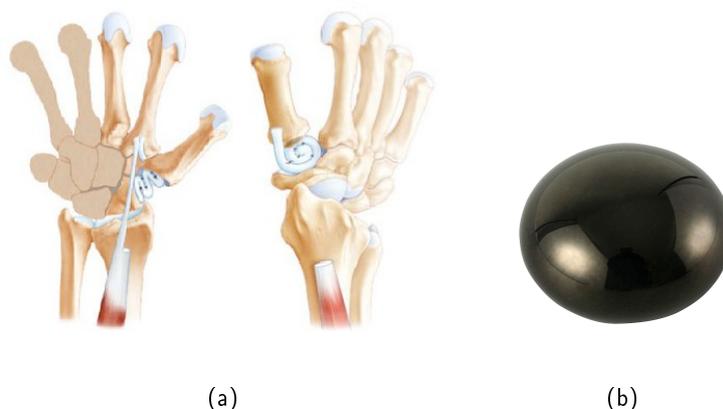


Figura 3.7: Trapezectomia com interposição: Interposição com material autólogo (a); Interposição com material não-autólogo (b)

[fonte: O tratamento da rizartrose: Estado da Arte [13] (a); <http://www.orthopaedicsolutions.com/orthopaedic> (b)]

Artrodese

A **artrodese** – figura 3.9 é vulgarmente indicada para os estágios II e III, em pacientes jovens cuja artrose tenha origem traumática.

Esta técnica, que se tem revelado bastante eficaz, consiste em fixar rigidamente a articulação

da base do primeiro metacarpo com o trapézio, recorrendo a grampas ou parafusos à compressão, após as superfícies articulares com artrose terem sido removidas, reduzindo a dor e mantendo a força de preensão do primeiro dedo. Contudo, dá origem a uma grave consequência: elevada redução das amplitudes de movimento do polegar.

A fixação do polegar é feita com o dedo numa posição funcional, ou seja, 20° de abdução radial e 40° de abdução palmar e com a parte distal do polegar sensivelmente ao mesmo nível da falange média do segundo dedo [13]. Este facto leva a que o paciente não mais consiga colocar a mão plana sob uma superfície.

A artrodese carece de um vasto período de imobilização e, para além desta desvantagem, é ainda um fator negativo o facto de, ao fixar esta junção, as articulações circundantes ficarem sobrecarregadas, podendo também elas desenvolver artrose.



Figura 3.8: Imagem de raio-X após artrodese.

[fonte: Cirugía de la Rizartrosis [21]]

Artroscopia

A **artroscopia** é uma técnica minimamente invasiva ainda pouco explorada. No entanto, tem revelado ótimos resultados com períodos de recuperação mais curtos que os das outras técnicas e uma lesão cirúrgica muito menor. É uma alternativa cirúrgica que permite a realização de trapezectomia, com ou sem interposição de material, no entanto, ainda não existem casos suficientes que permitam aos investigadores compará-la às outras opções [72].



Figura 3.9: Fotografia do procedimento cirúrgico da artroscopia.

[fonte:

http://thehandsurgeon.com/minimally_invasive_hand_surgery/arthritis_of_thumb__carpometacarpal_joint]

Artroplastia

A **artroplastia** consiste num processo cirúrgico onde, de forma total ou parcial, é removida a articulação danificada, restituindo assim ao paciente a total mobilidade da articulação em questão através da colocação de implantes ou tendões entre as superfícies deterioradas.

Tendo surgido em 1960 como alternativa à trapezectomia, a **artroplastia** consiste na colocação de um implante, substituindo então a articulação lesada, total ou parcialmente. Esta técnica cirúrgica suscita ainda algumas dúvidas, dado que ainda não foram realizados estudos suficientes que comprovem que tem mais vantagens do que a técnica anterior [19].

A **artroplastia parcial**, também denominada por **hemiartroplastia**, consiste na colocação de um implante substituindo apenas parte da articulação lesada.

No caso particular da articulação trapeziometacárpica, ao realizar a hemiartroplastia, é extraída a superfície articular do metacarpo que evidencia artrose e substituída por um implante intramedular que se articulará com o trapézio.

Swanson criou em 1984 uma prótese de titânio – figura 3.10 – como alternativa à sua primeira conceção em silicone que se revelara falível [91]. No entanto, também esta não obteve resultados muito positivos, uma vez que a descelagem continuou a ser um forte obstáculo.



Figura 3.10: Imagem RaioX após colocação prótese de Swanson em titânio.

[fonte: <http://radiographics.rsna.org/content/23/5/1295.full#F16>]

Atualmente foram desenvolvidos implantes de pirocarbono – figura 3.11 – que demonstram melhores resultados relativamente aos anteriores, no que diz respeito à compatibilidade biológica a longo prazo e na distribuição de forças. Relativamente a este último ponto, os implantes em pirocarbono conseguem uma melhor distribuição de forças no osso, evitando assim o fenómeno de *stress-shielding* nos pontos menos solicitados e o excesso de tensões nos pontos mais solicitados.

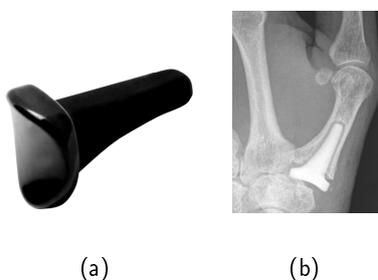


Figura 3.11: Implante Ascencion®: Implante (a); Imagem raio-X após colocação do implante (b)

[fonte: http://www.ascensionortho.com/Assets/PDF/SaddleCMC/SaddleCMC_SurgTech-revD.pdf]

A **artroplastia total** de uma articulação consiste na colocação de um implante articular após remoção completa das superfícies articulares envolvidas. No capítulo seguinte, a artroplastia total será abordada de uma forma mais profunda. Analisar-se-á o procedimento cirúrgico, vantagens e limitações e, por fim, algumas próteses mais utilizadas.

Capítulo 4

Artroplastia trapeziometacárpica total

A artroplastia total da articulação trapeziometacárpica deu os seus primeiros passos no ano de 1965 pela mão de Swanson , com o desenvolvimento de uma prótese trapeziometacárpica totalmente feita em silicone[83].

Esta técnica cirúrgica consiste em remover parte do trapézio e do metacarpo, de modo a restituir ao paciente a capacidade de oponência do polegar e a total ausência de dor.

Neste capítulo será abordado o procedimento cirúrgico envolvido na artroplastia da articulação trapeziometacárpica e alguns implantes usados nesta técnica. Por fim, será analisada mais pormenorizadamente a prótese Elektra®.

4.1 Procedimento cirúrgico

O processo cirúrgico da artroplastia com implantes, independentemente da prótese colocada, tem por base três fases distintas: *fase pré-operatória, intra-operatória e pós-operatória*.

As fase pré-operatória e pós-operatória são comuns a qualquer intervenção cirúrgica.

A primeira inicia-se com o diagnóstico, através de exames raio-X, TACs e palpação, bem como a decisão médica acerca da técnica a utilizar. Nas últimas 24 horas antes da cirurgia, pré-operatório imediato, podem ser necessários alguns cuidados especiais relativamente à alimentação e rotinas ou, até mesmo, a necessidade de administrar uma pré-anestesia.

A fase pós-operatória pode compreender três momentos: imediato, mediato, e tardio. O momento imediato consiste numa observação atenta ao paciente durante as primeiras 24 horas após a intervenção. O segundo momento – o mediato – corresponde ao espaço de tempo entre as primeiras 24 horas e o momento da alta hospitalar. Nesta fase dá-se especial atenção à cicatrização e orienta-se o paciente para os cuidados a ter futuramente. Por fim, no momento tardio do pós-operatório, deve acompanhar-se a evolução do paciente recorrendo a exames, e orientá-lo para tratamentos complementares, bem como mudança de hábitos prejudiciais à patologia.

A fase intra-operatória difere de cirurgia para cirurgia. Relativamente à articulação trapeziometacárpica, o procedimento cirúrgico da colocação de uma prótese que substitua esta articulação pode dividir-se em cinco passos:

- **Acesso à articulação trapeziometacárpica.**

O acesso à articulação entre o trapézio e o metacarpo deve ser feito com um corte longitudinal na zona posterior ou póstero-lateral da mão, na junção entre a zona palmar e dorsal da pele – figura 4.1.

Esta é a fase mais delicada da artroplastia, dada a proximidade do nervo radial superficial à zona onde se fará o corte. Este, quando danificado, sofre consequências irreversíveis que poderão deixar o braço e a mão lesados permanentemente.

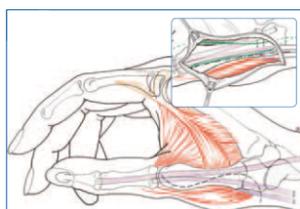


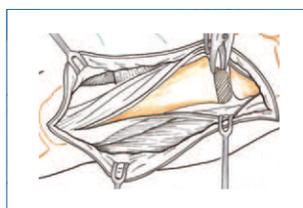
Figura 4.1: Acesso à articulação trapeziometacárpica.

[fonte: Elektra - surgical technique[40]]

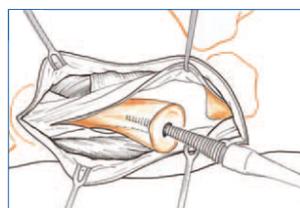
- **Preparação do metacarpo.**

Na fase metacarpal, com o auxílio de uma pinça e de uma serra oscilante, é feito um corte numa secção perpendicular ao eixo do metacarpo a cerca de 4 mm da base deste osso – figura 4.2 (a). Nalguns casos pode ser necessário nesta fase inserir o tendão adutor longo do polegar.

Posteriormente é preparado o canal por onde será inserida a haste do implante. Esta preparação é feita recorrendo a um instrumento de ponta fina que localiza o canal medular do metacarpo e seguidamente é inserida uma grossa que dará ao canal o diâmetro necessário à inserção da haste intramedular – figura 4.2 (b).



(a)



(b)

Figura 4.2: Preparação do metacarpo: Corte da base do metacarpo (a); Preparação do canal medular do metacarpo (b)

[fonte: Elektra - surgical technique[40]]

- **Preparação do trapézio.**

Esta fase inicia-se com a remoção dos osteófitos criados pela artrose e, recorrendo a uma guia, é feito um orifício com uma broca ou uma ferramenta manual, onde será colocada a base do implante – figura 4.3 (a).

Seguidamente a base do implante é posicionada no trapézio através da guia – figura 4.3 (b) e, quando colocado corretamente, é aparafusado ao osso se se tratarem de bases do tipo "screw-fit" – figura 4.3 (c) até se sentir o aperto, ou colocadas por pressão quando se tratam de bases cujo modo de aplicação é do tipo "press-fit" – figura 4.3 (d).

Existem ainda bases cimentadas cujo processo de colocação passa pela criação de um orifício com as dimensões suficientes para a colocação do cimento ósseo e a respetiva base do implante.

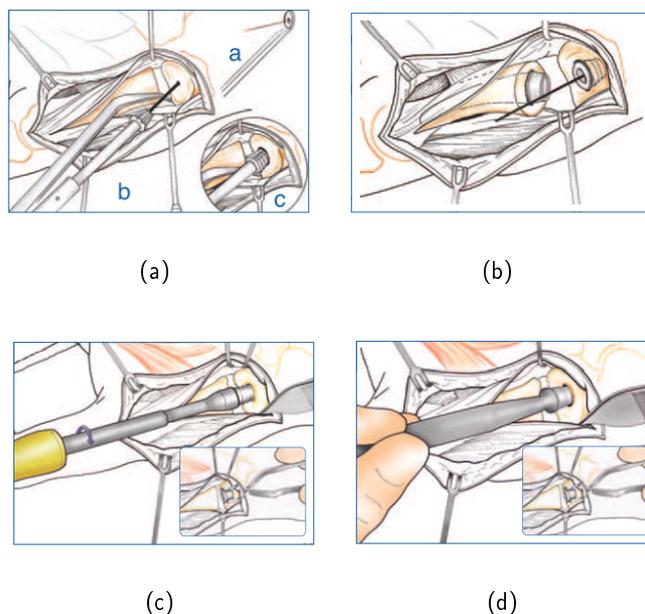


Figura 4.3: Preparação do trapézio: Local de inserção da base (a); Colocação da base no trapézio (b); Colocação de uma base do tipo "screw-fit" (c); Colocação de uma base do tipo "press-fit" (d)
[fonte: Elektra - surgical technique[40]]

- **Colocação do elemento de ligação entre a haste e base.**

Esta é a última fase da colocação física do implante. Após a escolha do tamanho correto do elemento de ligação do implante e feitos os respetivos testes que comprovem que a prótese tem as dimensões ideais que não originem excessos de pressão, a peça deve ser colocada – figura 4.4.

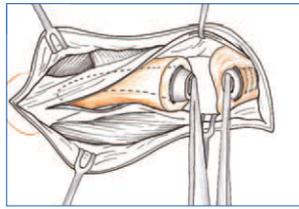


Figura 4.4: Colocação do elemento de ligação do implante.

[fonte: Elektra - surgical technique[40]]

- **Testar o implante.**

Na última fase da artroplastia deve testar-se a mobilidade e a estabilidade da prótese e imobilizar-se a mão com gesso durante o tempo suficiente que garanta o bom funcionamento do polegar – figura 4.5.

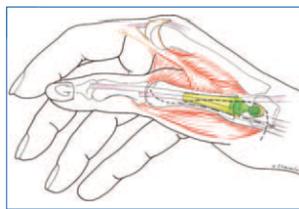


Figura 4.5: Testar o implante.

[fonte: Elektra - surgical technique[40]]

4.2 Implantes trapeziometacárpicos

Prótese de Swanson

A artroplastia total da articulação trapeziometacárpica teve os seus primeiros passos em 1965 pela mão de Swanson [83], que desenvolveu uma prótese em silicone.

A *prótese de Swanson* – figura 4.6 – é um implante de haste intramedular flexível, por ser de silicone, composta por uma única peça e tem como principal objetivo a substituição do trapézio de modo a devolver ao polegar todas as suas capacidades de mobilidade.

Rapidamente se mostrou falível devido ao rápido desgaste e à influência no aparecimento de sinovite ¹ e osteólise ². A descelagem foi também um grave problema que o investigador não conseguiu contornar [91].

¹Inflamação dos tecidos sinoviais que revestem a articulação.

²Processo de auto-degradação do osso



Figura 4.6: Implante Tie-IN ®(Implante de Swanson)

[fonte: <http://crosmed.com/extremidades-mano-pie/70-swanson-trapecio.html>]

Actualmente existe uma miríade de implantes trapeziometacárpicos com formas, materiais e tamanhos muito distintos. Contudo, dada a sua reduzida fiabilidade, a artroplastia só é realizada quando se está perante um paciente que não necessite futuramente de grande mobilidade funcional do polegar e que esteja num estado de artrite inflamatória agravada.

Prótese "de la Caffinière"

Tendo sido uma das primeiras próteses para artroplastia total da articulação trapeziometacárpica, a *prótese "de la Caffinière"* – figura 4.7 – é composta por uma haste intramedular em titânio, que se instala no metacarpo, cuja base esférica assenta numa cúpula de polietileno cementada ao trapézio.

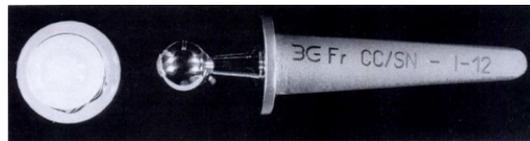


Figura 4.7: Prótese de la Caffinière

[fonte: De la Caffinière arthroplasty for basal thumb joint osteoarthritis [71]]

Este implante, indicado pelos especialistas para mulheres a partir dos 50 anos de idade, cuja artrose dolorosa pertença ao estágio III da classificação de Eaton e Littler, a mobilidade funcional do polegar tenha sido total ou parcialmente perdida e o seu futuro não exija grande mobilidade do primeiro dedo, tem demonstrado resultados positivos relativamente a outros implantes testados [71, 39, 48].

O processo cirúrgico da sua colocação, de forma semelhante à descrita na secção 4.1, consiste em realizar uma incisão linear na zona dorso-radial da mão, imediatamente por cima da articulação trapeziometacárpica, dissecar a cápsula articular que envolve a articulação e preparar ambos os ossos que darão suporte ao implante. São realizados três furos no trapézio de modo a encaixar a prótese e, depois de comprovado o correto posicionamento, coloca-se o cimento ósseo. Por fim, depois de suturar a cápsula ligamentar, sutura-se também a pele e imobiliza-se a mão por um período de 3 semanas.

Autores como S. Amilo et al. [39], L. M. Romero et al. [48], R. M. Nicholas et al. [71] entre outros, referiu resultados positivos na ordem dos 82% em 8 anos de acompanhamento pós-

operatório. São referidos ainda os estudos de Nicholas et al. com 80% de 20 casos estudados de resultados positivos a 5 anos, Sandergaard et al. com 82% de 22 casos a 9 anos e, por fim, Moya et al. com 78% de casos positivos nos 15 pacientes em que foi realizada a artroplastia com este implante num período de 8 anos de *follow up* [39, 48]. Amilo refere ainda que, nos casos de artroplastia total com o implante "de la Caffinière", somente 6 a 12% necessitaram de cirurgia de revisão.

No entanto, este implante carece de alguma estabilidade na esfera que tende a deslocar-se, sendo o principal fator de desestabilização articular. Outros inconvenientes como descelagem, infeções, luxações, desgaste do polietileno com desenvolvimento posterior de sinovite e fraturas são também mencionados.

Em suma, esta prótese é recomendada pelos especialistas citados anteriormente desde que a base de polietileno seja cementada ao trapézio, diminuindo assim a percentagem de casos de insucesso da artroplastia [71, 39, 48] que se devem essencialmente à descelagem.

Prótese Guepar

A *prótese Guepar* – figura 4.8 – é composta por uma haste e uma cabeça esférica em cromo-cobalto e por uma base em polietileno cimentada, formando assim uma ligação polietileno-metal.



Figura 4.8: Prótese Guepar

[fonte: La prothèse trapèzométarpienne anatomique Guepar [27]]

A sua colocação envolve um processo cirúrgico semelhante ao da prótese anterior, diferindo somente no tamanho da cavidade necessário para a colocação da base no trapézio, dada a maior dimensão desta base face à dos outros implantes.

Diversos estudos analisados provam que esta prótese pode solucionar a artrose da base do polegar, no entanto, os pacientes devem ser restringidos, isto é, este implante só deve ser colocado em articulações trapeziometacárpicas cujo trapézio tenha dimensões suficientemente grandes. Se este facto for tido em conta, os autores referem resultados positivos na ordem dos 92% num espaço de 6 anos de acompanhamento a 92 artroplastias, contra 3,8% de casos em que foi necessária uma cirurgia de revisão [27, 28].

Outros estudos efetuados, nomeadamente por J. Alnot et al. [45], referem também 89% (em 32 casos de artroplastia total com a prótese Guepar) de bons resultados. Os restantes casos falharam

devido à descelagem da base em polietileno, resultando numa fratura do trapézio.

Prótese ARPE

A prótese ARPE – figura 4.9 – é uma prótese anatómica do tipo "rótula", cujo centro de rotação articular reside no trapézio, permitindo assim três graus de liberdade de movimento. Este implante não necessita de cimento ósseo na sua fixação, uma vez que contém um revestimento de hidroxiapatite.



Figura 4.9: Prótese ARPE

[fonte: <http://www.biomet.co.uk/medhome-uk/extremities/uk-extremities-handwrist/uk-extremities-arpe>]

A haste em titânio é revestida por hidroxiapatite, com um formato anatómico de secção triangular é colocada por "press-fit", com um procedimento em tudo semelhante aos implantes descritos anteriormente.

A cúpula que assenta no trapézio é composta por dois materiais: titânio no exterior para garantir maior integração óssea e evitar a descelagem e polietileno no interior, de modo a reduzir o atrito através da ligação metal-polietileno. Ainda de forma a garantir maior fixação ao osso, a cúpula, colocada por "press-fit" é dotada de três picos.

Por fim, a última componente desta prótese é o elemento de ligação entre a haste e a base – a cabeça esférica – feita de aço inoxidável e cujo formato físico permite uma grande estabilidade no movimento de rotação [8].

No estudo analisado acerca dos resultados obtidos após a realização da artroplastia total recorrendo ao uso da prótese ARPE, J. Isselin [41] refere que 91.7% dos 60 pacientes estudados revelaram-se satisfeitos. Contudo, em 7.1% dos casos, a dor persistiu após a artroplastia.

No estudo de Jacoulet, em que o autor avaliou 37 artroplastias totais com a prótese ARPE feitas por J. J. Comtet no ano de 1994 [43], seguidas durante 7 anos, verificaram-se graves problemas nos primeiros 5 anos após a colocação dos implantes. Surgiram casos de rigidez assintomática que danificou a articulação, deslocamento da prótese e descelagem. Com estes resultados, o autor concluiu que a prótese ARPE, apesar de conceder uma elevada amplitude de movimentos, a instabilidade é facilmente alcançada, comprometendo dessa forma o correto funcionamento da articulação.

Importa salientar que, à semelhança do que acontece com outros implantes, os resultados da ARPE dependem essencialmente do estado da articulação e do estilo de vida do paciente. Assim, Jacoulet [43] afirma que a artroplastia com esta prótese dará bons resultados em indivíduos que não tenham osteoporose ou esta seja insignificante e em osteoartrite de ordem primária.

Prótese Rubis 2

A *Rubis 2* – figura 4.10 – é uma prótese de rótula inversa de formato anatómico. Contrariamente aos implantes anteriores, este tem o ponto de rotação no metacarpo, o que o distingue dos outros.

Composta por uma haste metacárpica em titânio anatomicamente inversa e por uma base circular em platina, a prótese *Rubis 2* não cementada é de contacto metal-metal [42].



Figura 4.10: Prótese Rubis 2

[fonte: http://en.3sortho.com/_boutique/Main/8275-Rubis-2.html]

Dada a escassez de literatura referente a resultados após a colocação deste implante, pelo método semelhante ao descrito anteriormente, pode apenas referir-se o estudo a 118 artroplastias, levado a cabo por C. Maes et al. [12] que referem que em 93% dos casos a prótese funcionou como esperado, contudo, somente 76,6% dos casos viram a dor totalmente eliminada.

É ainda descrito o facto de não existir perda óssea, justificado pelo design inverso do implante.

O único problema apontado pelo investigador é a deslocação da prótese nos dois primeiros anos após a cirurgia, causando lesões pós-traumáticas, colocando em causa a viabilidade da prótese. Ainda assim, C. Maes et al. [12] concluem que, em geral, esta prótese confere bons resultados clínicos.

Prótese Roseland

A *prótese Roseland* – figura 4.11 – é composta por duas peças: uma haste intramedular e uma cúpula que servirá de base da articulação no trapézio. Ambas as peças são construídas em titânio, sendo que a peça do trapézio tem no seu interior uma cúpula em polietileno.

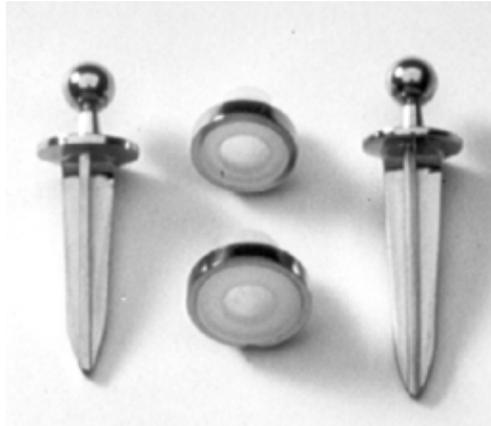


Figura 4.11: Prótese Roseland
[fonte: La prothèse Roseland [32]]

Uma vez que o implante é totalmente revestido a hidroxiapatite, não necessita de cimento ósseo pelo que é classificado como um implante não-cementado. Outra característica que distingue esta prótese das demais é a secção da haste metacárpica em forma de "T". Este formato confere à prótese um posicionamento mais estável e uma melhor fixação visto que há uma maior superfície de contacto entre a haste e a zona intramedular do metacarpo [32].

F. Moutet et al. [32] refere que esta prótese proporciona uma excelente osteointegração e consequentemente, uma fixação óssea muito forte. A primeira geração de próteses Roseland concebida, onde apenas a haste metacárpica era revestida por hidroxiapatite revelou melhores resultados do que a segunda geração, em que toda a prótese (quer a haste quer a cúpula de titânio) era revestida por esse material. Nesta última geração de implantes, verificou-se maior incidência de descelagem num período de três anos após a artroplastia.

Por fim, apesar dos excelentes resultados clínicos referidos pelo autor, este implante deve ser colocado em pessoas cuja rotina após a artroplastia não exija força extrema do polegar nem necessidade de elevada hiperextensão.

Prótese Elektra

Por fim, a última prótese analisada é a *Elektra* – figura 4.12. Esta prótese foi inserida no mercado no ano de 1996, construída pela *Fixano*. Atualmente é um implante de última geração produzido pela *Small Bone Innovations*. A *Elektra* é um prótese não-cementada do tipo *ball-and-socket*, composta por três partes: uma base colocada no trapézio, uma haste intramedular que acompanha a curvatura do metacarpo e um elemento de ligação das duas partes anteriores denominado pelo fabricante de "neck". As superfícies de contacto entre os componentes da prótese são de contacto metal-metal.



Figura 4.12: Prótese Elektra
[fonte: Surgical technique[40]]

Possível de adequar às diversas características anatómicas dos pacientes, a Elektra permite conjugar diferentes tamanhos das três componentes - figura 4.13.

A haste, que se aloja no metacarpo, tem um formato que acompanha a curvatura natural do primeiro metacárpico. Este componente é feito em titânio e com um revestimento de hidroxiapatite para facilitar o processo de osteointegração. Está disponível em quatro tamanhos distintos.

A cúpula do implante (base) existe em dois tamanhos distintos, contudo, há três tipos distintos que o clínico pode escolher. A base de tamanho menor ($\phi = 6.5mm$), composta por dois materiais – liga de cromo-cobalto (CoCr) e liga de titânio (TA6V) – é colocada no trapézio pelo método de *press-fit*. No tamanho seguinte ($\phi = 8mm$), o implante é colocado pelo método de *screw-fit*, ou seja, é aparafusado ao trapézio. Este tamanho, para além de poder ser construído com as ligas de cromo-cobalto e titânio (TA6V), pode ainda ser feito unicamente de cromo-cobalto (CoCr). Todos os tipos de cúpula têm um revestimento de hidroxiapatite para facilitar o processo de osteointegração do implante.

Por fim, o "neck" do implante (componente que garante a ligação entre os dois componentes anteriores), é feito de aço inoxidável e está disponível também em quatro tamanhos distintos de modo a acompanhar o tamanho da haste metacárpica.



Figura 4.13: Diferentes dimensões da prótese Elektra
[fonte: Surgical technique [40]]

Teoricamente, a grande vantagem da prótese Elektra face aos restantes implantes trapeziometacár-

picos existentes, reside no revestimento dos seus componentes com hidroxyapatite. Este material, já referido em implantes descritos anteriormente, permite uma melhor osteointegração, isto é, uma forte adesão do osso ao implante.

Os primeiros resultados acerca da colocação do implante surgiram pela mão de Regnard [67] no ano de 2006, isto é, 10 anos após a sua introdução no mercado.

Ainda que os resultados de Regnard [67] tenham sido positivos (rápida recuperação pós-cirúrgica, grande força de prensão e mobilidade da articulação e apenas 15% de casos que necessitaram de cirurgia de revisão após 53 meses), rapidamente apareceram novas experiências de artroplastias com este implante menos encorajadoras.

Hansen e Snerum [38], em 2008, relataram situações de afrouxamento assético em 29% dos 17 implantes colocados e 41% de casos necessitaram de cirurgia de revisão 35 meses após a artroplastia. Também Hernández-Cortés et al. [62] em 2012 descreveram, em resultado de 2 anos de acompanhamento a 19 artroplastias, osteólise radiográfica em nove casos e 4 cirurgias de revisão.

Mais recentemente (4 de Abril de 2012) Klahn et al. [46] relatou os seus resultados após a colocação de 39 implantes Elektra. O autor descreveu a prótese como sendo de "pouca durabilidade" dado que, dos 39 casos, 17 implantes tiveram que ser removidos. O afrouxamento assético da base do implante (13 casos), a luxação dolorosa (1 caso), osteoartrite na articulação escafo-trapézio-trapezoidal (1 caso) e edema e sensibilidade (2 casos) foram as causas de falência das artroplastias neste estudo.

No que concerne às taxas de intervenção de cirurgia de revisão, o autor refere 24% de casos revistos após 36 meses, 34% após 48 meses e 44% após 72 meses.

Por outro lado, os autores dos estudos relatam também uma alívio rápido da dor, boa mobilidade da articulação e um aumento gradual da força de prensão.

Dada a sua recente inserção no mercado ainda não há registos a longo prazo das consequências da artroplastia com esta prótese.

Conclui-se assim que a prótese Elektra demonstra algumas falhas a curto prazo, principalmente na base do implante que é colocada no trapézio, pelo que a maioria dos cirurgiões continuam a optar por outras alternativas cirúrgicas.

4.3 Tipos de Fixação

Aquando da necessidade da realização de uma artroplastia, os clínicos podem optar por dois tipos de fixação diferentes.

Segundo Black [9], os diferentes tipos de fixação têm como principal objetivo a eliminação dos movimentos relativos entre o implante e as estruturas ósseas hospedeiras.

O primeiro método consiste em colocar na interface osso-implante uma camada de cimento ósseo para fixar o implante à estrutura óssea – artroplastia cimentada. Este método é considerado complexo uma vez que depende integralmente da ligação mecânica que é estabelecida entre o cimento e a prótese e ainda entre o cimento e a estrutura óssea. É, por isso, causa de falência num número elevado de artroplastias. De todas as próteses analisadas no estado da arte desta dissertação apenas uma – prótese de Guepar – tem necessidade de utilizar o cimento ósseo. Curiosamente, é a descaselagem desta componente a principal causa de falência deste implante.

O outro método de fixação foi denominado por Black [9] como método de fixação biológica por osteointegração. Este tipo de fixação, também vulgarmente denominado por *press-fit*, consiste em colocar a prótese intramedular no osso sob pressão e, posteriormente a fixação da prótese é feita

pela reconstituição do tecido ósseo na interface osso-implante. As prótese utilizadas neste método são normalmente revestidos por um material que facilite a osteointegração do implante. A grande maioria das próteses analisadas para a artroplastia trapeziometacárpica são colocadas e fixadas por este método e, como tal, têm no seu revestimento hidroxiapatite para que seja feita a osteointegração óssea mais facilmente.

No caso da prótese Elektra, cujas superfícies de contacto com o osso são revestidas por hidroxiapatite, a haste intramedular foi colocada no metacarpo pelo método de *press-fit*, ao passo que a cúpula trapezoidal foi colocada pelo método *screw-fit* que, de forma semelhante ao *press-fit*, consiste em aparafusar a cúpula ao osso trapézio sob pressão.

Capítulo 5

Desenvolvimento dos modelos numéricos aplicados à articulação trapeziometacárpica nativa e implantada

Este capítulo consiste em explicar, de forma clara, todo o desenvolvimento do processo que deu origem aos modelos computacionais utilizados neste estudo.

Dada a complexidade anatômica da articulação em causa, foi necessário recorrer a softwares específicos que preservassem as propriedades geométricas e mecânicas do osso. Partindo de imagens de duas articulações clinicamente distintas, uma patológica e outra normal, obtidas por tomografias axiais computadorizadas (TAC), desenvolveram-se os modelos nativos e implantados de elementos finitos.

Estes modelos computacionais, representativos da geometria e das propriedades mecânicas das estruturas ósseas da articulação, foram utilizados para a avaliação níveis de deformação no metacarpo e trapézio assim como da micromobilidade entre o implante e as estruturas ósseas adjacentes.

5.1 Materiais e Métodos

Com o objetivo de perceber o comportamento biomecânico da articulação trapeziometacárpica aquando da solicitação por forças exteriores, foram testados modelos nativos patológicos e não patológicos, bem como os respetivos modelos implantados.

Os resultados das deformações do osso e micromovimentos decorrentes desses testes permitiram-nos tirar algumas conclusões acerca do que acontece naturalmente na articulação, bem como as possíveis consequências da artroplastia total com implantes.

Será ainda propósito deste trabalho perceber se é mantida a integridade física da articulação após a colocação, neste caso, do implante produzido pela *Small Bone Innovations* – a Elektra.

Como foi referido anteriormente, o objectivo deste projeto consiste em analisar minuciosamente o que acontece a nível mecânico aquando da solicitação externa da articulação trapeziometacárpica. Assim sendo, foram criados três situações distintas para análise:

- **Modelo Nativo Não-Patológico**

Este modelo é composto pelo metacarpo e o trapézio, construídos a partir das imagens TAC, recorrendo ao software ScanIP (Simpleware) e onde a superfície cartilaginosa correspondente a cada osso, foi reconstruída com o auxílio do software CATIA VR5 (Dassault Systems). A partir destas as malhas de elementos finitos foram geradas no software ScanFE (Simpleware) e exportadas para o software Marc (Msc) onde foram realizadas as simulações para as diferentes condições de carga utilizadas.

- **Modelo Nativo Patológico**

O modelo nativo patológico, criado pelo mesmo método do modelo anterior, é composto também pelos ossos metacarpo e trapézio e as respetivas cartilagens.

- **Modelo Implantado**

Por sua vez, este modelo consiste na colocação do implante Elektra em ambos os ossos da articulação trapeziometacárpica. Para a sua construção, foi analisado o processo cirúrgico e simulado através do software Simpleware, como será pormenorizadamente descrito à frente.

A figura 5.1 ilustra o processo de construção dos diferentes modelos descritos.

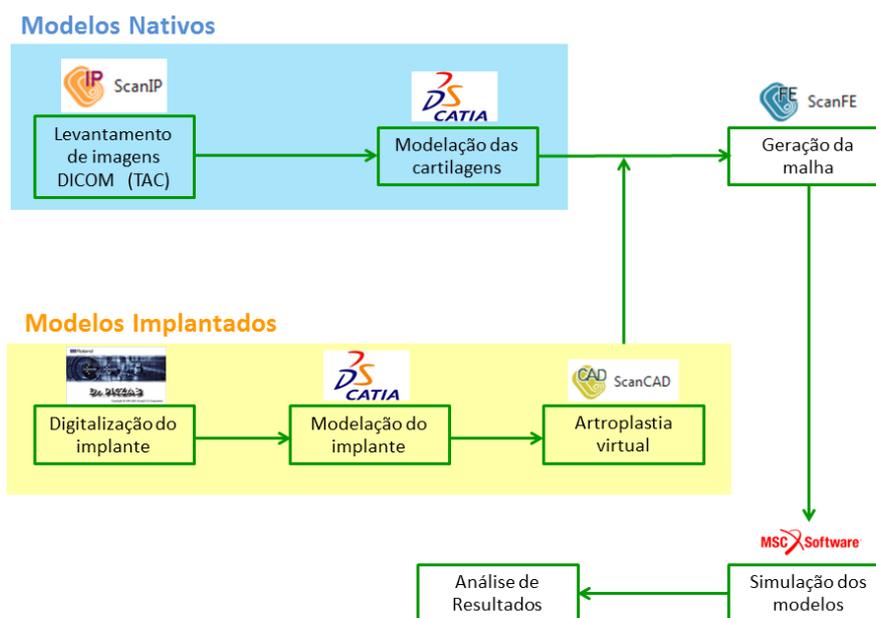


Figura 5.1: Diagrama dos modelos estudados.

5.1.1 Imagens Tomográficas

Como referido anteriormente, todo o trabalho realizado no âmbito desta tese teve por base imagens TAC, cedidas pela CENTAC – Centro Tomografia Computorizada de Aveiro, Lda.

A TAC (**Tomografia Axial Computorizada**), vulgarmente denominada CT (**Tomografia Computorizada**), consiste na captação de imagens de alta definição recorrendo a raio-X – figura 5.2. Esta técnica não-invasiva, que se integra na fase de aquisição de exames complementares de diagnóstico, permite obter informações acerca dos mais variados tecidos que compõem o corpo humano, consoante as diferentes gamas de cinzentos captadas nas imagens, isto é, os componentes submetidos aos Raio-X absorvem-nos e, consoante a sua densidade, retornam uma imagem numa escala de cinzentos.



(a)



(b)

Figura 5.2: Exemplos de imagens TAC: Articulação com patologia (a); Articulação sem patologia (b).

Os resultados das tomografias axiais computorizadas consistem em imagens de "cortes" ou secções transversais do corpo denominadas por "imagens tomográficas" que, ao contrário do Raio-X convencional que mostra todos os elementos do corpo sobrepostos, nos permite observar o corpo por camadas e assim perceber todas as estruturas existentes no componente submetido à tomografia. Estas imagens sobrepostas formam um modelo 3D da parte do corpo humano em estudo. O exame permite identificar anomalias que, somente por métodos invasivos poderiam ser detetadas.

Deve ainda referir-se o facto de, dada a grande quantidade de radiação a que o corpo é

submetido aquando da realização deste exame, poder causar mutações genéticas e consequentes problemas de saúde, ainda que seja um risco muito baixo.

Neste trabalho foram usadas imagens CT da mão em formato DICOM, ou seja, imagens 2D geradas a partir da tomografia axial computadorizada, com um espaçamento de 1 mm entre secções de dois pacientes – um masculino com uma articulação patológica e um feminino com uma articulação normal.

Neste caso, em que os ossos da articulação trapeziometacárpica são os principais componentes a serem tidos em conta, pode analisar-se a dita escala de cinzentos e daí concluir, com grande pormenor, o estado do osso trabecular e do osso cortical.

5.1.2 Criação dos Modelos

Como foi explicado anteriormente, a escala de cinzentos das imagens CT consiste numa sequência de tons de cinza aos quais são atribuídos os valores entre 0 (preto) que corresponde ao material menos denso, por exemplo os tecidos moles que envolvem a articulação ou até mesmo osso trabecular de baixa densidade e o 255 (branco) que corresponde ao material mais denso, que é o caso do osso cortical. É importante frisar que a densidade é indicada através da capacidade de absorver radiação do corpo, isto é, podemos afirmar que o osso cortical é mais denso uma vez que absorve mais radiação e, como tal, remete na imagem CT uma cor clara que pode mesmo chegar a ser o branco (255).

Quando importadas as imagens CT para o software *Simpleware ScanIP*, ativa-se a opção "bone" do programa de modo a que a escala de cinzentos seja adaptada às diferentes densidades dos ossos estudados.

Posteriormente, é aplicado um filtro denominado "threshold" de modo a criar máscaras que contenham os ossos pretendidos. Contudo, não existe um filtro que selecione exclusivamente os ossos que se pretendem analisar. Em ambos os exames utilizados neste estudo usou-se um filtro *threshold* de intervalo [122,255].

Nesta fase considera-se importante a inserção de um novo conceito de escala de cinzentos. Para as tomografias computadorizadas foi convencionada uma escala de cinzentos, diferente da descrita anteriormente, denominada por **unidade Hounsfield (HU)**. Esta escala, responsável pelo brilho dos cinzentos, varia entre -1000 e 1300.

No que diz respeito aos dois tipos de osso – cortical e trabecular – a escala admite valores entre -700, que corresponde ao valor 0 da escala anterior (cor preta) e 1300 que equivale ao 255 da primeira escala e, consequentemente, corresponde à cor branca.

Autores como Fonseca et al. [29] referem que o osso trabecular, relativamente à escala de cinzentos HU, varia entre 45-265 na escala HU, não sendo inferiores a cerca 45 HU e, como tal, o intervalo [-700, 1300] é suficientemente extenso para que todos os tons, quer de osso cortical quer de esponjoso, estejam incluídos neste intervalo e, portanto, fica garantida a seleção de todo o osso.

Como foi anteriormente mencionado, não há um filtro que selecione somente os ossos que se tencionam estudar. Quando optamos por um intervalo coerente para um determinado filtro, existem sempre píxeis exteriores aos ossos que se pretendem analisar também selecionados, doravante denominados por "ruído". As operações "paint" e "unpaint" do ScanIP permitem preencher as partes do osso que o filtro não selecionou ou eliminar os ruídos, respetivamente, em cada secção transversal do conjunto de imagens do TAC.

Na figura 5.3 estão representadas estas situações nos TAC's de ambos os pacientes.

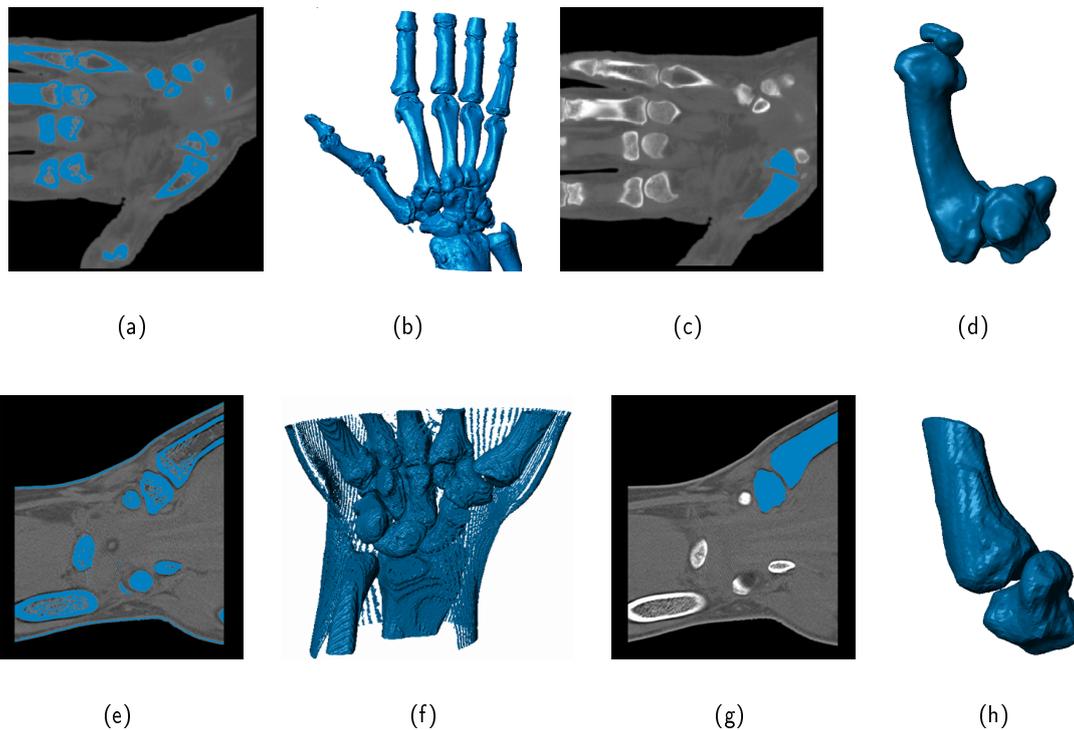


Figura 5.3: Modelo patológico: Primeiro filtro aplicado - corte transversal (a), Primeiro filtro aplicado - modelo 3D (b), Utilização das funções "paint" e "unpaint" - corte transversal (c), Modelo 3D final (d) Modelo patológico: Primeiro filtro aplicado - corte transversal (e), Primeiro filtro aplicado - modelo 3D (f), Utilização das funções "paint" e "unpaint" - corte transversal (g), Modelo 3D final (h).

Posteriormente os modelos foram divididos – figura 5.4, criando-se uma máscara para cada osso que compõe a articulação, por forma a facilitar todo o processo de simulação computacional que se segue.

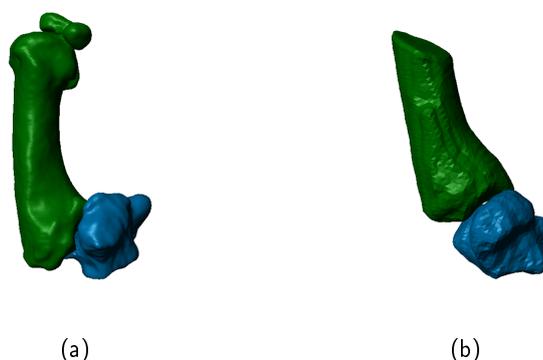


Figura 5.4: Articulação patológica (a); Articulação não-patológica (b).

Um dos objetivos deste trabalho consiste em trabalhar com modelos o mais aproximados possível

à realidade e, para isso, é necessário recorrer ao software ScanFE da Simpleware.

Este módulo do software Simpleware permite criar uma malha de elementos tridimensionais para simular as articulações nas diferentes situações pelo Método de Elementos Finitos – MEF. Esta resolução numérica antevê a reação de um ou mais corpos em interação recorrendo a equações que definam as propriedades e as condições da simulação.

No ScanFE podem ser definidas as várias configurações das malhas dos modelos. Atendendo a que, numa primeira fase, foram construídas malhas muito refinadas, com elementos tetraédricos de $0,1\text{mm}$, obtiveram-se modelos compostos por cerca de um milhão de elementos, o que exigia um elevado poder computacional. Posto isto, foi-se aumentando progressivamente o tamanho da malha até um limite de $0,5\text{mm}$. Observou-se que a malha tetraédrica de $0,3\text{mm}$ seria a mais aceitável. Contudo, ainda exigia algum poder computacional, pelo que se optou por fazer um refinamento gradual da malha do modelo, isto é, na superfície dos modelos esta tem um determinado refinamento mais fino ($0,3\text{mm}$) que aumenta gradualmente até ao interior do modelo, onde é mais grosseira, podendo adotar elementos com um tamanho máximo quatro vezes superior aos da superfície. Para isto, é necessário que, aquando da criação da malha no ScanFE, sejam distinguidas as malhas interiores e de superfícies, como é possível de verificar na figura 5.5.

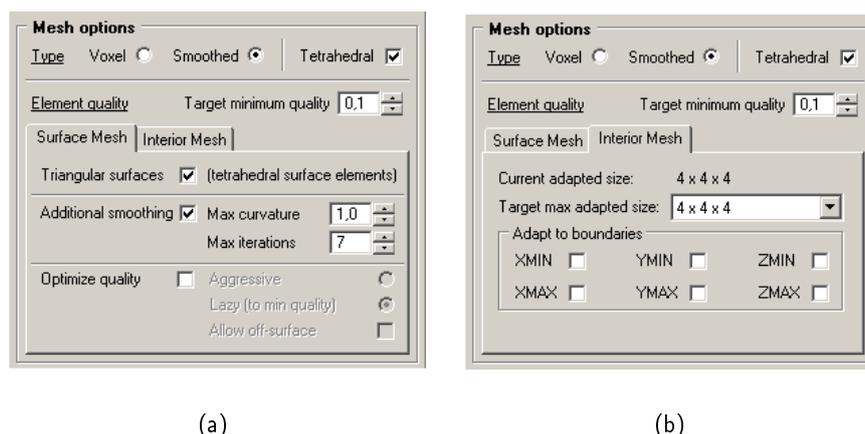


Figura 5.5: Características da malha de superfície (a); Características da malha de interior (b).

Depois de malhar os modelos será necessária a exportação para um segundo Software – MSC Marc – que mantém intactas as propriedades não homogêneas dos ossos. Assim é necessário definir as equações, explicadas anteriormente, que traduzem, neste caso, as propriedades não-homogêneas dos ossos cortical e trabecular, de modo a aproximar o mais possível os modelos à realidade,

Este software foi escolhido pela sua capacidade de preservar as propriedades do osso, um material não-homogêneo. Este facto passou a ser uma prioridade e, para tornar isso possível, foram atribuídas as propriedades mecânicas ao osso de acordo com o estudo do autor, já citado anteriormente, Fonseca et al. [29].

Segundo o mesmo autor, a escala de cinzentos em unidades Hounsfield para o osso esponjoso situa-se entre os 45 e os 265 HU. Dado que foi atribuído aos TAC's em estudo o intervalo de $[-700,1300]$, então, facilmente podemos constatar que, nas máscaras construídas anteriormente, o osso trabecular pode ser separado do cortical criando dois novos intervalos de cinzentos distintos, ou seja, segundo o autor, no intervalo $[-700,265]$ podemos afirmar que se encontram apenas elementos do osso trabecular e do intervalo $[265,1300]$ existem apenas elementos do osso cortical.

Contudo, de forma a facilitar o uso do software, e dado que não altera de forma relevante os resultados, foram utilizados os intervalos [-700,300] e [300,1300] para distinguir o osso trabecular do cortical.

O software ScanFE permite parametrizar a densidade óssea atribuída a cada elemento de malha em função dos níveis de HU através da seguinte expressão:

$$\rho = a + b \cdot HU \quad (5.1)$$

onde a e b são constantes que dependem diretamente das densidades máximas e mínimas do osso que, segundo a bibliografia, correspondem a 1.8 g/cm^3 para o valor máximo e 0.0013 g/cm^3 para o valor mínimo. Dado o pequeno valor de densidade mínima do osso, considerou-se 0 g/cm^3 , de modo a facilitar os cálculos [34, 94, 49, 20, 73, 76, 24].

Substituído então os valores máximos e mínimos na equação 5.1, obtemos o seguinte sistema simples de equações:

$$\begin{cases} \rho^{min} = a + b \cdot HU^{min} \\ \rho^{max} = a + b \cdot HU^{max} \end{cases}$$

$$\Leftrightarrow \begin{cases} 0 = a + b \cdot (-700) \\ 1.8 = a + b \cdot (1300) \end{cases}$$

$$\Leftrightarrow \begin{cases} a = 700 \cdot b \\ 1.8 = 700 \cdot b + 1300 \cdot b \end{cases}$$

$$\Leftrightarrow \begin{cases} a = 0.63 \\ b = 9 \cdot 10^{(-4)} \end{cases}$$

portanto, substituindo as constantes pelos valores obtidos anteriormente, concluímos que a equação que traduz a densidade óssea para este estudo resume-se a:

$$\rho = 0.63 + 9 \cdot 10^{-4} \cdot HU \quad (5.2)$$

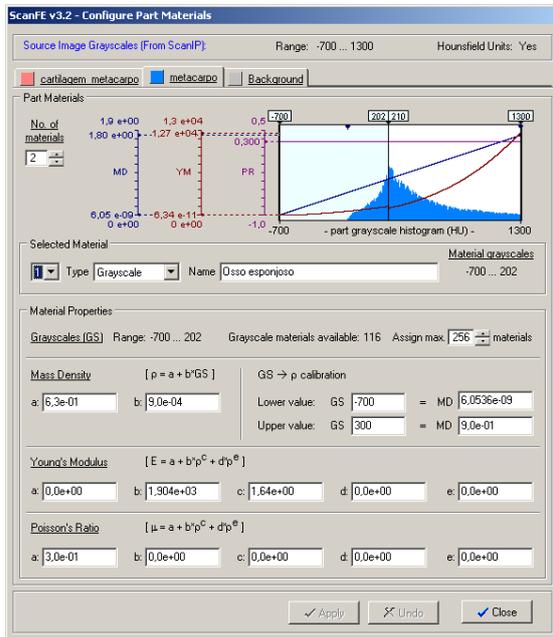
Não menos importante é o módulo de elasticidade dos dois tipos de osso. Este parâmetro fundamental traduz a rigidez do osso e, conseqüentemente, torna-se num dos parâmetros essenciais para o estudo realizado, uma vez que traduz a isotropia do osso. As relações entre as propriedades isotrópicas do osso e a sua densidade são dada pelas seguintes equações, sendo que E_c e E_t correspondem ao módulo de elasticidade da componente cortical e trabecular do osso, respetivamente e ν ao coeficiente de Poisson [94, 90, 29]:

$$E_c = 2065 \cdot \rho^{3.09} \quad (5.3)$$

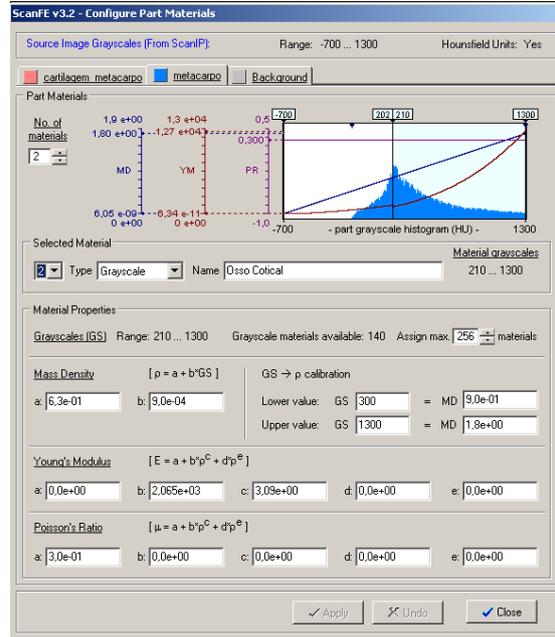
$$E_t = 1904 \cdot \rho^{1.64} \quad (5.4)$$

$$\nu = 0.3$$

Estas equações foram definidas no ScanFE (figura 5.6), associadas às máscaras que haviam sido importadas do ScanIP, para que o próprio software distinguísse, de acordo com os intervalos de cinzentos, o que pertence a osso trabecular e o que corresponde a osso cortical.



(a)



(b)

Figura 5.6: Equações diferenciais do osso esponjoso (a); Equações diferenciais do osso cortical (b).

Em seguida os ficheiros foram novamente exportados, separadamente, desta vez de ScanFE para MSC Marc, num formato comum ao segundo software – formato Patran.

Já no Marc, os ficheiros foram limpos, isto é, foram eliminados todos os elementos indesejáveis ao modelo, como por exemplo elementos triangulares 2D resultantes do contacto entre elementos, e posteriormente "escritos" com uma extensão própria dos ficheiros marc (*.dat).

Após este procedimento, feito para todos os elementos que compõem cada articulação, os ficheiros são novamente importados para Marc e a articulação é montada de acordo com a anatomia da articulação – figura 5.7 – para depois serem aplicadas todas as condições fronteira correspondentes às forças de tendões, ligamentos e mesmo reações impostas pelos osso que circundam a articulação trapeziometacárpica.

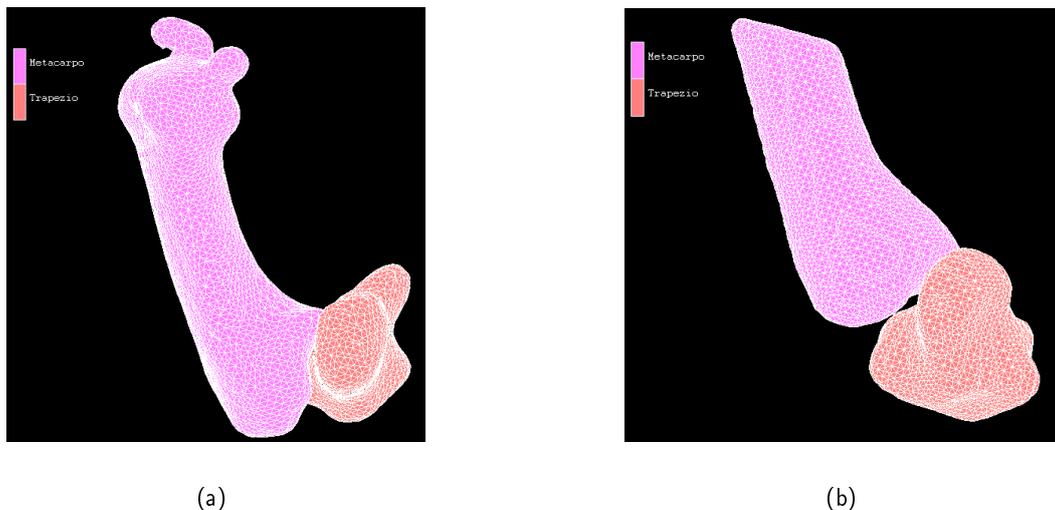


Figura 5.7: Modelos Numéricos em Marc: articulação nativa patológica (a); articulação nativa não-patológica (b).

Nas secções que se seguem será explicado mais pormenorizadamente o procedimento específico usado para cada modelo.

5.1.2.1 Modelos Nativos

Como foi referido no início deste capítulo, os modelos nativos são compostos pelas estruturas ósseas envolvidas na articulação trapeziometacárpica, ou seja, o metacarpo do primeiro dedo e o osso trapézio pertencente ao carpo, bem como as respectivas camadas cartilaginosas.

As estruturas ósseas foram criadas de acordo com o método descrito na secção anterior, isto é, foram construídas partindo de imagens TAC reais e tratadas com auxílio dos módulos ScanIP e ScanFE do Simpleware.

Posteriormente, e partindo já dos modelos ósseos definitivos geraram-se as cartilagens das duas superfícies ósseas recorrendo-se ao software CATIA VR5.

Inicialmente, as máscaras que continham os modelos do trapézio e do metacarpo, nas respetivas posições anatómicas de cada paciente, foram exportadas em formato *.STL (*Standard Tessellation Language*), que consiste numa extensão que descreve apenas a superfície óssea dos modelos ósseos 3D, preservando a sua posição inicial (figura 5.8).

Partindo das superfícies ósseas originais, foram construídas as superfícies de contacto de cada osso com a respetiva cartilagem.

Essas superfícies serviram de base à construção das cartilagens sólidas (figura 5.8), com recurso a diversas ferramentas do software.

As cartilagens construídas para os dois modelos – modelo nativo patológico e modelo nativo não-patológico – têm espessuras distintas. Uma vez que, no caso particular da articulação nativa

patológica, o espaço interarticular é menor daquele que existe entre as superfícies ósseas da articulação nativa não-patológica, então foram construídas para o primeiro caso duas cartilagens com 0,3mm de espessura e, para a articulação não-patológica, ambas as cartilagens tinham 0,5mm de espessura.

Através da ferramenta *'check clash'* do CATIA VR5, pôde realizar-se um teste de contacto para que se provasse que ambas as cartilagens teriam uma espessura suficiente para que não existisse contacto e consequente sobreposição de material cartilaginoso.

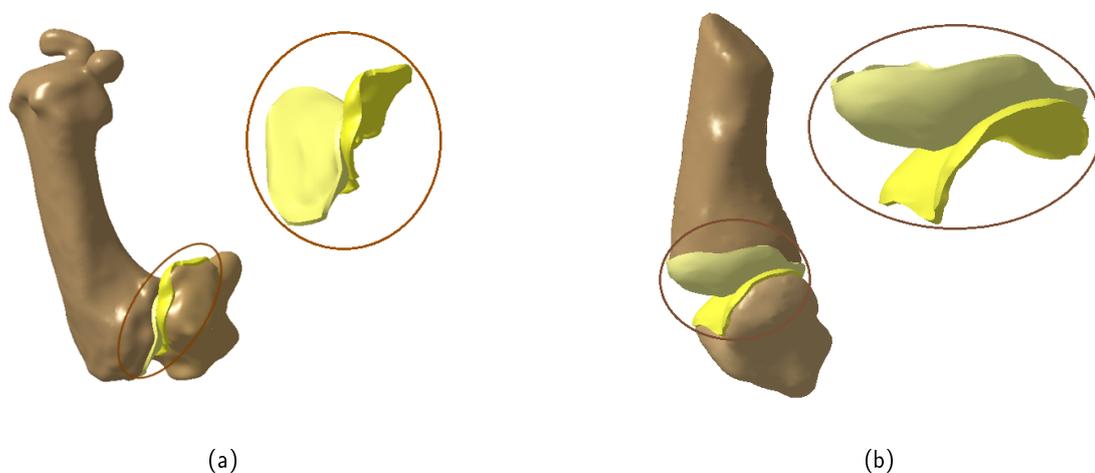


Figura 5.8: Modelos de cartilagens em CATIA: articulação nativa patológica (a); articulação nativa não-patológica (b).

Os ficheiros CAD que contêm as cartilagens são agora gravados numa extensão *.IGS para que seja possível a sua abertura no software Simpleware, uma vez que é um formato que conserva integralmente informações de desenhos 3D.

Para que os modelos nativos fiquem completos, é necessário posicionar correctamente as cartilagens nos respetivos ossos. Esse procedimento será executado com recurso ao módulo ScanCAD do Simpleware.

Após a abertura dos ossos da articulação neste módulo, são importados os ficheiros CAD com as cartilagens que foram anteriormente gravados em *.IGS. Através de ferramentas especializadas do ScanCAD, as cartilagens são posicionadas corretamente nos dois ossos da articulação e são posteriormente convertidas em máscaras que permitam uma exportação posterior para o módulo ScanIP. Na figura 5.11 é possível verificar todo o resultado do procedimento descrito anteriormente.

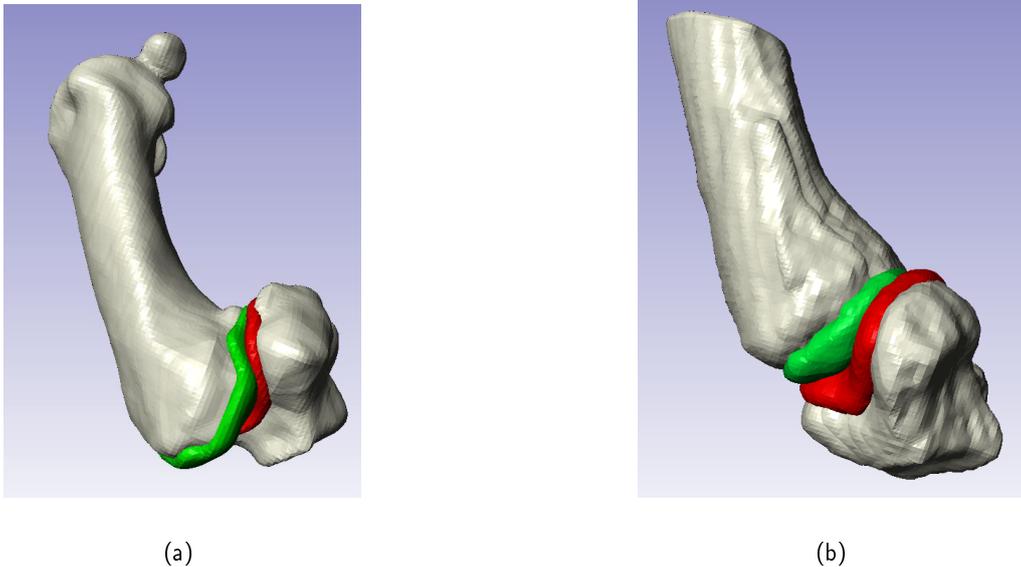


Figura 5.9: Modelos ScanCAD: articulação nativa patológica (a); articulação nativa não-patológica (b).

O espaçamento suficiente entre as cartilagens para que não haja contacto entre elas deve ser garantido de modo a evitar outros problemas futuros no trabalho.

Para isso recorreu-se novamente ao módulo ScanIP para verificar se, em cada secção da imagem 3D, era mantida a distância necessária.

É então nesta fase que, após a exportação para ScanIP dos ficheiros criados no ScanCAD, são abertos os ficheiros no ScanIP e são feitas as operações booleanas necessárias para que haja a garantia que nenhum píxel fique com sobreposição das duas cartilagens, bem como nenhum píxel da imagem faça parte simultaneamente da máscara da cartilagem e do osso.

Posto isto, é necessário atribuir um material a cada máscara. Exportam-se então novamente as máscaras do módulo ScanIP para o módulo ScanFE, para aí implementar as características que representam a cartilagem e os ossos em estudo e ainda definir a malha de elementos finitos para que o modelo possa ser testado, como foi explicado na secção anterior.

A cartilagem foi definida no ScanFE como um material homogéneo cujo Módulo de Elasticidade é de 24 MPa e o Coeficiente de Poisson corresponde a 0.3 [53]- figura 5.10.

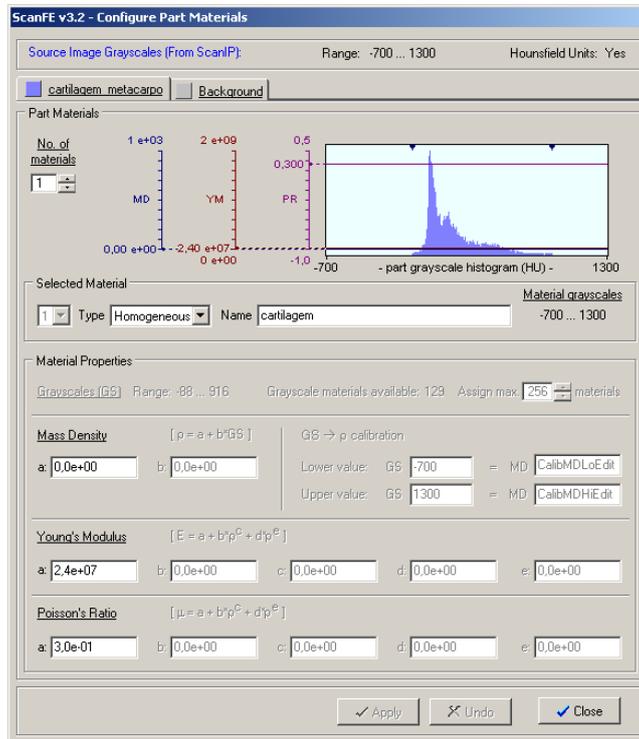


Figura 5.10: Propriedades da cartilagem.

Por fim, depois de repetir todo o procedimento de ScanFE explicado na secção anterior, exportam-se os modelos separadamente isto é, faz-se uma exportação do metacarpo e a respetiva cartilagem e do trapézio e a cartilagem deste osso isoladamente, em formato PATRAN para posterior simulação em MSC MARC.

Com os modelos já importados e tratados no software MSC MARC, ou seja, após a remoção dos elementos não desejados presentes no modelo em resultado dos contactos entre os que compõem a articulação, são aplicados os constrangimentos e as condições fronteira. Deve ainda referir-se que foi feito um reposicionamento dos modelos em relação aos eixos, de modo a facilitar o trabalho futuro.

Uma vez que a superfície cartilaginosa não se movimenta face à superfície óssea, o contacto entre estes dois elementos foi definido como sendo do tipo colado, isto é, não é permitido qualquer deslizamento da cartilagem relativamente ao osso.

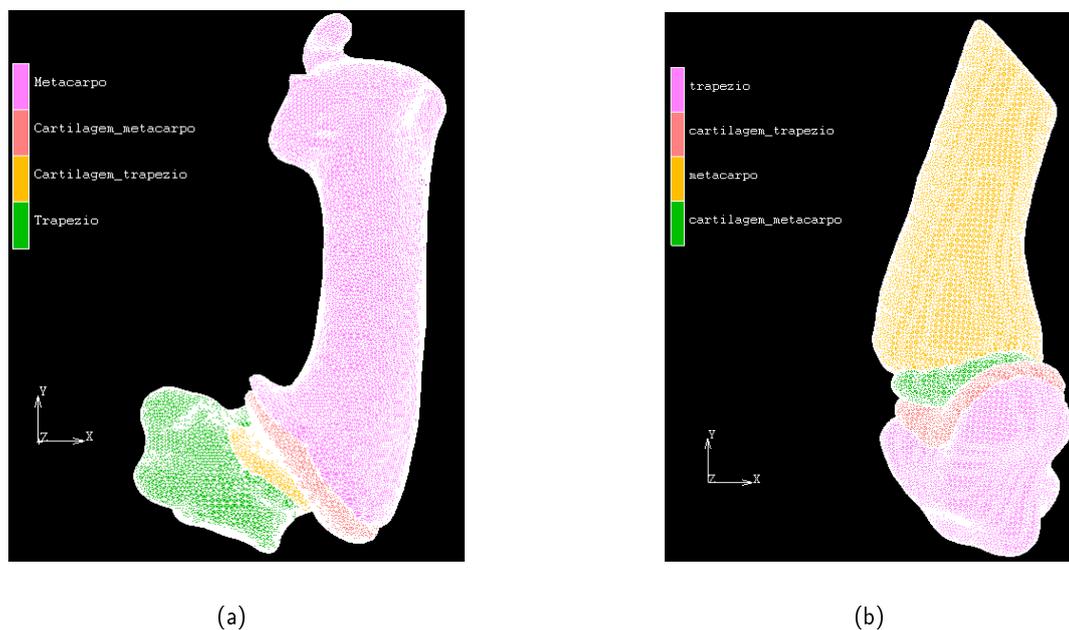


Figura 5.11: Modelos Numéricos em Marc: articulação nativa patológica completa (a); articulação nativa não-patológica completa (b).

De acordo com a tabela 2.11 deste trabalho foram definidas as intensidades das forças a que está submetida a articulação trapeziometacárpica em três situações distintas: pinça lateral, pinça de pontas e pinça de garra. Estas forças foram decompostas segundo as direções X, Y e Z do referencial em que a articulação está colocada, de acordo com as posições de inserção e direções definidas por Cooney et al. [93], representadas na figura 2.36. No anexo A é possível verificar a intensidade dos vários componentes de cada força. Para além das forças exercidas por cada componente muscular na articulação, de modo a manter o equilíbrio da articulação, considerou-se ainda a força de reação na própria articulação. No caso de carga de pinça de pontas, considerou-se que existia uma reação própria na articulação não-patológica de cerca de $6,8\text{kgf}$ (ou seja, aproximadamente 68 N) e $11,2\text{kgf}$ (cerca de 112 N) na articulação que apresenta patologia. No caso de carga de preensão de garra, dado que as forças envolvidas podem ser cinco a sete vezes superiores às da pinça de pontas, as reações próprias das articulações consideradas foram de $84,5\text{kgf}$ (845 N) para a articulação não-patológica e 148kgf (aproximadamente 1480 N) na articulação patológica. Estes valores diferem de uma articulação para a outra uma vez que o osso trapézio de ambas as articulações se encontra em posições diferentes relativamente ao respetivo metacarpo e, assim, origina reações diferentes na articulação.

O metacarpo foi submetido a um encastramento na sua parte distal que equivale ao efeito que a falange proximal do polegar exerce no osso. Já o trapézio foi encastrado na sua parte inferior, representando a ação que os ossos triquetra e escafoide têm sobre ele.

De modo a facilitar o processo de estudo dos modelos de elementos finitos, foram simuladas as articulações nativas divididas em dois conjuntos: metacarpo com cartilagem e trapézio com cartilagem.

Assim, através de todo o método descrito nesta secção obtiveram-se os modelos discretizados

nativos patológico e não patológico representados na figura 5.12.

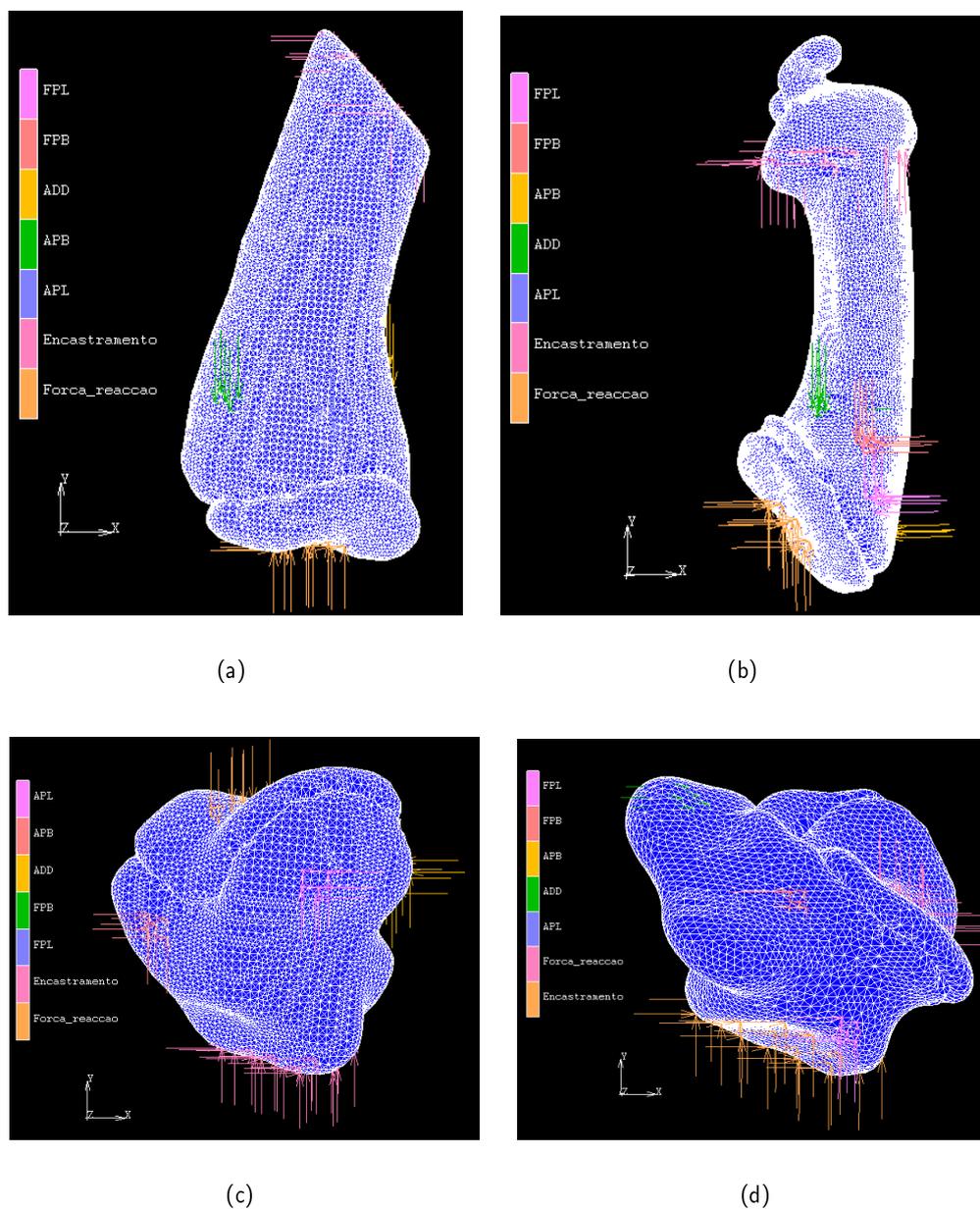


Figura 5.12: Condições fronteira: Metacarpo não patológico (a); Metacarpo patológico (b); Trapézio não patológico (c); Trapézio patológico (d)

Na tabela 5.1 estão representados o número de nós e de elementos de cada componente dos modelos nativos.

Tabela 5.1: Nós e elementos dos modelos numéricos nativos

Componente	Modelo Patológico		Modelo Não Patológico	
	Nº de Nós	Nº de Elementos	Nº de Nós	Nº de Elementos
Metacarpo	51471	227754	36906	163094
Cartilagem do Metacarpo	9997	33819	7496	27932
Trapézio	21653	91894	20497	86607
Cartilagem do Trapézio	6482	21281	8515	31333

5.1.2.2 Modelos Implantados

Os modelos implantados tiveram por base os modelos nativos descritos na secção anterior.

Para a construção destes modelos, foi utilizado o implante Elektra, construído pela *Small Bones Innovations* e gentilmente cedido pelo Prof. Doutor Abel Nascimento para a realização de todos os estudos no âmbito desta tese.

A prótese foi pormenorizadamente modelada com o auxílio do software CATIA VR5 – figura 5.13. Este implante tem um formato curvo que permite o acompanhamento da forma da diáfise do metacarpo.

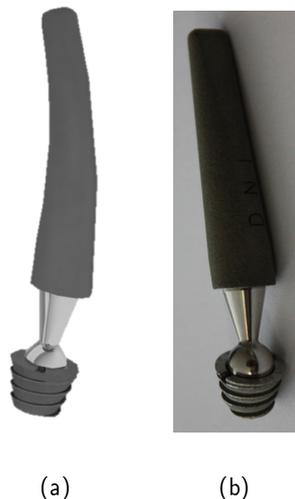


Figura 5.13: Prótese Elektra: Modelo CAD (a); Fotografia real (b).

Seguidamente, tal como aconteceu nas cartilagens dos modelos nativos, o modelo CAD da prótese foi exportado para o módulo ScanCAD em formato *.IGS.

A fase que se segue consiste na colocação da prótese na articulação, replicando minuciosamente todo o procedimento cirúrgico envolvido na colocação do implante, explicado na secção 4.1 deste trabalho. Este procedimento foi executado com utilizando o módulo ScanCAD de modo a realizar virtualmente a cirurgia de artroplastia da articulação trapeziometacárpica.

Inicialmente foi colocada a prótese lado-a-lado com a articulação na qual que se pretende realizar a artroplastia para que, com o auxílio do Prof. Dr. Abel Nascimento, se pudesse definir o local exato onde serão feitos os cortes e as suas angulações quer no metacarpo, quer no trapézio, tendo sido também determinada a posição correta que a prótese deve tomar na diáfise, quando implantada na articulação trapéziometacárpica.

Procedeu-se então ao corte dos dois ossos (figura 5.14), recorrendo a um sólido de geometria retangular básica que integra uma das ferramentas do ScanCad, tendo sido removida totalmente a superfície cartilaginosa. Posicionou-se a prótese na articulação em questão, converteram-se todos os sólidos e modelos CAD em máscaras e exportaram-se os modelos resultantes deste procedimento para o módulo ScanIP.

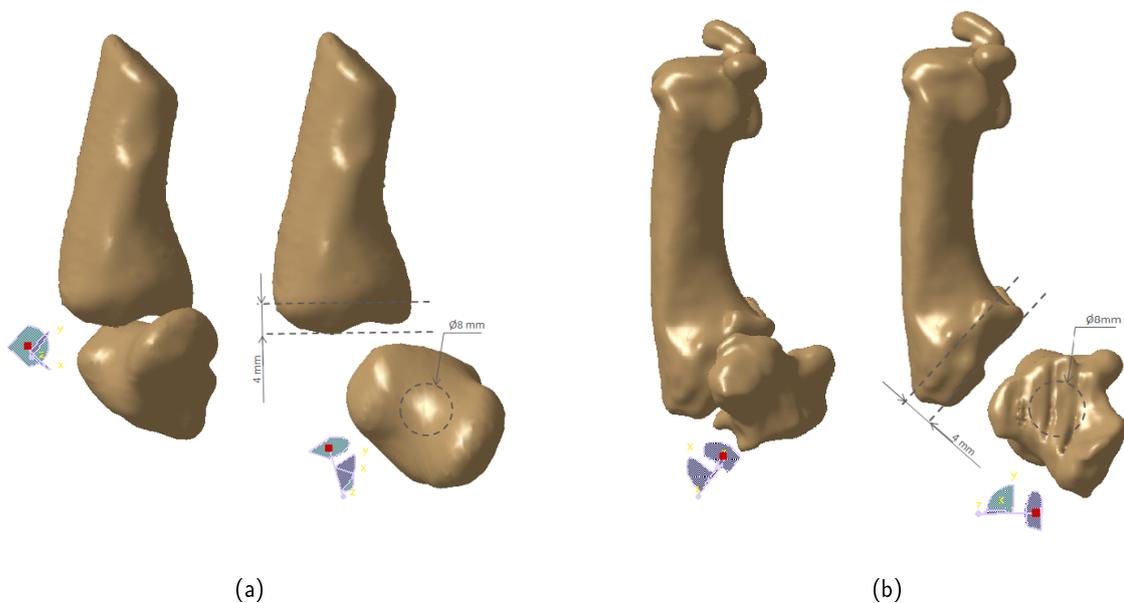
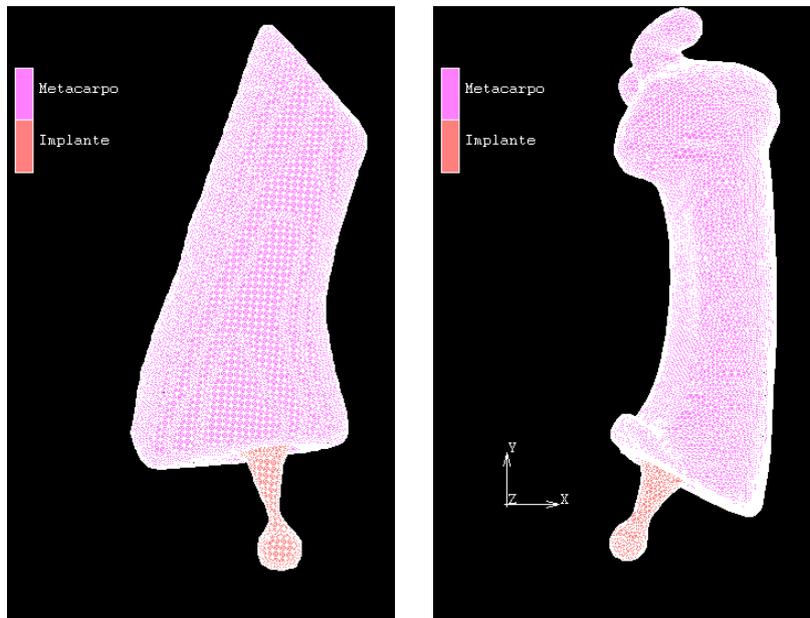


Figura 5.14: Representação esquemática dos cortes realizados na cirurgia virtual: articulação não-patológica (a); articulação patológica (b).

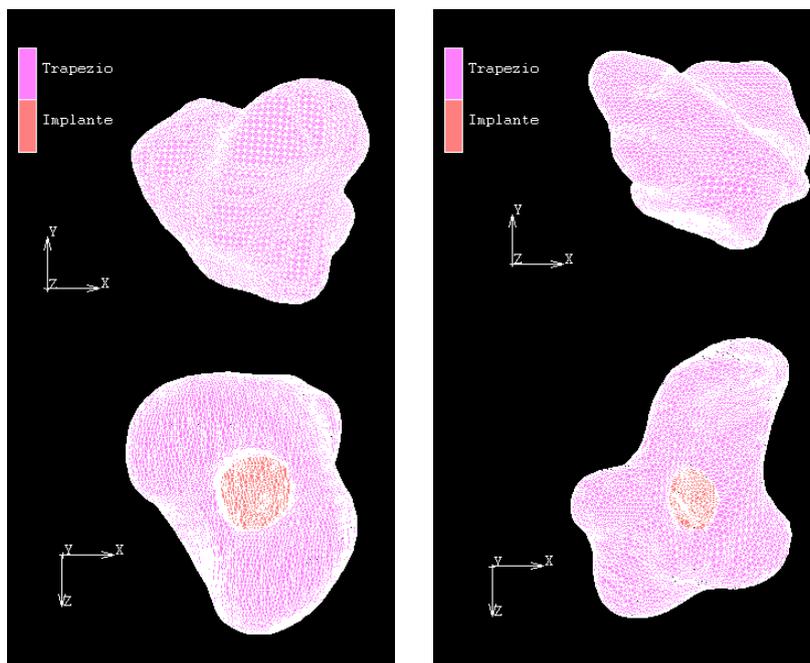
Nesta fase foram realizadas todas as operações booleanas de subtração que permitem a colocação definitiva da prótese na articulação, isto é, com recurso à subtração de máscaras foi possível remover perfeitamente o osso da base do metacarpo e do trapézio que necessitava de ser cortado, bem como o osso excedente, resultante da colocação da prótese.

Optou-se por colocar o implante, não só na articulação que apresentava a patologia da rizartrose, mas também na articulação não patológica, dado que esta apresentava o osso trabecular mais denso que a anterior. Esta decisão prendeu-se com a necessidade de obter resultados acerca do comportamento do implante em diversos pacientes com densidades ósseas diferentes. Por isso foram obtidos os dois modelos que, de agora em diante, serão referidos como **Modelo Patológico Implantado** e o **Modelo Não-Patológico Implantado** – figura 5.15.



(a)

(b)



(c)

(d)

Figura 5.15: Modelos numéricos em Marc: Metacarpo não patológico (a); Metacarpo patológico (b); Trapézio não patológico (c); Trapézio patológico (d)

É importante referir que, por limitações de software e também para facilitar todo o processo de simulação destes modelos, considerou-se a haste e o pescoço do implante como sendo uma peça única fabricada totalmente na liga de titânio TA6V. Após exportação para ScanFE, definiram-se as propriedades da liga, considerando-se um material homogêneo com um Módulo de Elasticidade de $1,1 \times 10^5$ [MPa], um Coeficiente de Poisson de 0,34 e uma densidade de $4,43 \times 10^{-6}$ kg/mm³ [74].

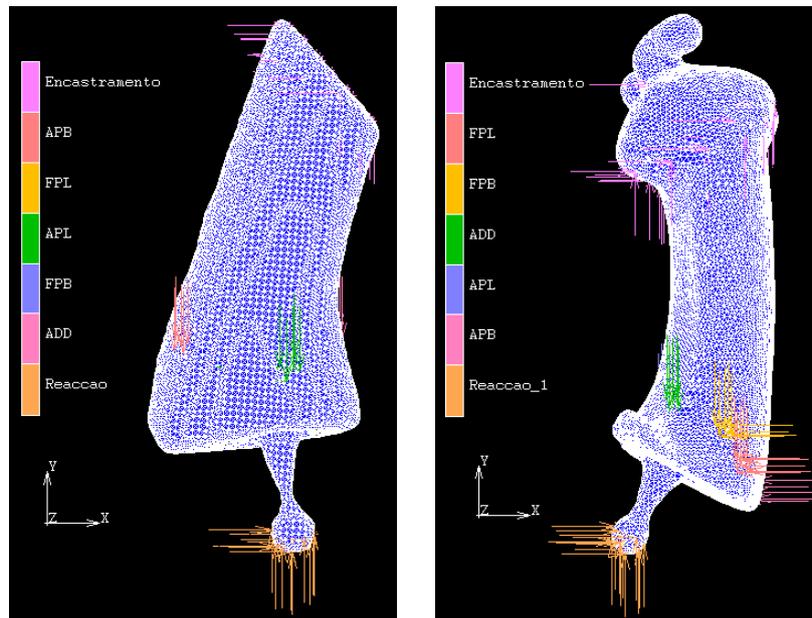
Tal como foi feito na construção dos modelos nativos, também nos implantados se definiram da mesma forma as propriedades do osso em ScanFE (descrição feita na secção 5.1.2).

Ao definir a malha de elementos finitos a aplicar aos modelos implantados, obtiveram-se os modelos finais que compõem as duas articulações, com o número de nós e elementos plasmados na tabela 5.2.

Tabela 5.2: Nós e elementos dos modelos numéricos implantados

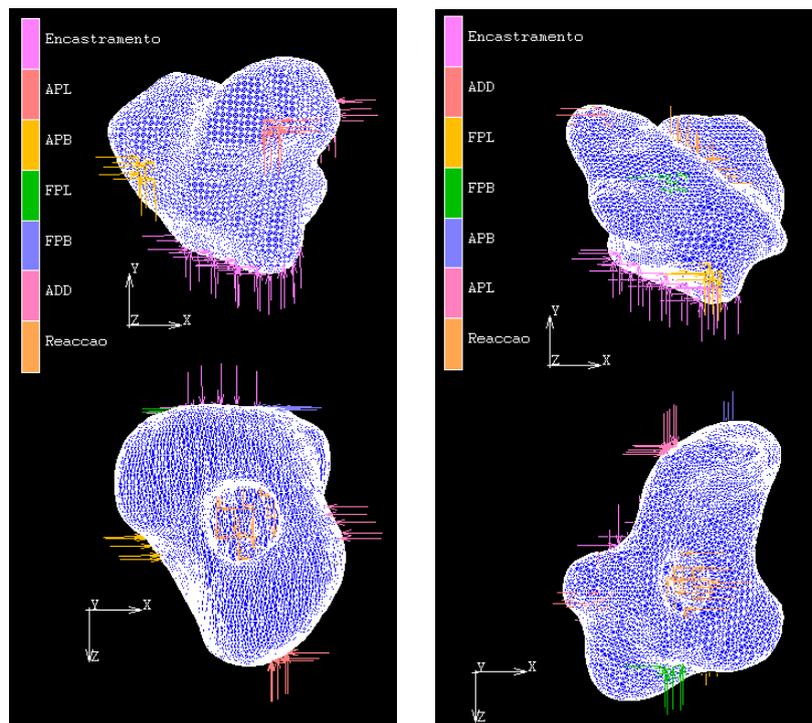
Componente	Modelo Patológico Implantado		Modelo Não-Patológico Implantado	
	Nº de Nós	Nº de Elementos	Nº de Nós	Nº de Elementos
Metacarpo	40028	166581	47323	206202
Trapézio	22249	96413	21101	93182

Após a conclusão dos modelos implantados, estes foram transferidos, tal como os nativos, para o software MSC MARC onde foram replicadas mais uma vez as forças que dão suporte à articulação trapeziometacárpica nas três situações distintas já referidas para os modelos nativos: pinça de pontas e prensão de garra – figura 5.16.



(a)

(b)



(c)

(d)

Figura 5.16: Condições fronteira: Metacarpo não patológico (a); Metacarpo patológico (b); Trapézio não patológico (c); Trapézio patológico (d)

Dado que se tratam de modelos implantados, optou-se por estudar duas fases da vida do implante, após a sua colocação.

O primeiro estado a ser estudado foi o momento logo após a colocação do implante na articulação, ou seja, o momento pós-operatório. Nesta fase, onde ainda não se deu a osteointegração, há um grande risco de movimento do implante e, como tal, foi considerada a possibilidade de movimento da prótese face ao osso com um coeficiente de fricção de 0,3 [92]. Nestas simulações, este coeficiente de atrito foi aplicado às faces de contacto entre o metacarpo e a haste e entre o trapézio e a cúpula do implante.

O segundo caso de estudo tem em vista o longo termo. Neste fase, após osteointegração, exclui-se a possibilidade de movimento e admite-se que a prótese está rigidamente fixada ao osso. Nestas simulações foram usados contactos colados entre a superfície lateral da haste e o metacarpo e ainda entre a cúpula e o trapézio.

As forças envolvidas na articulação, aquando do estado implantado, são as mesmas que foram admitidas no estado nativo, mantendo-se não só a intensidade como também o ponto de aplicação. Como foi referido anteriormente, as forças envolvidas nestas simulações encontram-se no anexo 1.

Foram analisadas em todos os modelos numéricos representativos das diferentes condições clínicas, de carga e interface osso-implante as deformações principais mínimas e máximas no osso. Também no caso do modelo representativo pós-cirúrgico foram analisados os micromovimentos entre o osso e o implante. Estes micromovimentos corresponderam a deslocações da prótese relativamente ao osso.

Capítulo 6

Resultados dos modelos nativos e implantados

De modo a facilitar a interpretação de resultados foram criadas diretrizes de orientação das direções dos planos anatómicos da mão de acordo com a nomenclatura anatómica internacional. Na figura 6.1 encontram-se representados os planos antero-posterior (amarelo), medial-lateral (vermelho) e palmar-dorsal (verde).

Foram ainda esquematizados os modelos das articulações sujeitas a artroplastia - figura 6.2 onde constam as zonas lateral (azul) e medial (verde) e ainda a proximal (lilás) e distal (amarelo) da cavidade resultante da colocação do implante, de modo a que, durante a interpretação e discussão de resultados, facilite a orientação no plano.

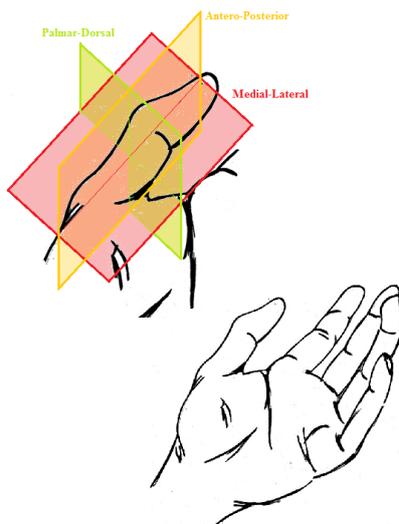


Figura 6.1: Planos anatómicos do polegar

[fonte: http://nemsi.uchc.edu/clinical_services/orthopaedic/handwrist/arthritis_thumb.html]

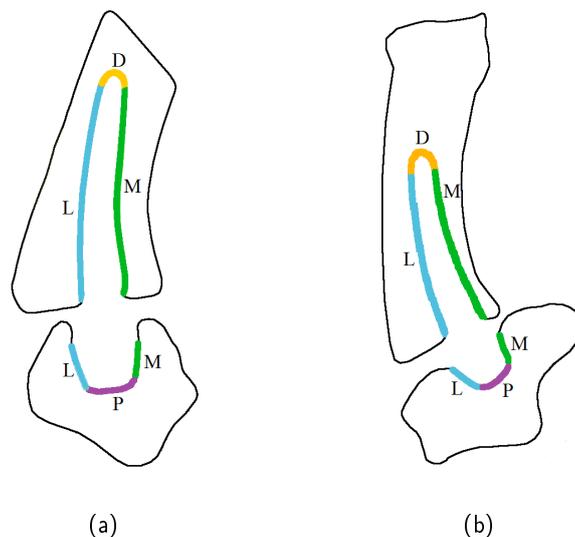


Figura 6.2: Esquemática das articulações: Articulação não-patológica (a); Articulação patológica (b) [L - Lateral; D - Distal; M - Medial; P - Proximal];

6.1 Deformações principais

6.1.1 Modelos Nativos

Os resultados dos níveis de deformação nas estruturas ósseas em estado nativo encontram-se nas figuras 6.3 a 6.4. As deformações principais máximas ε_1 (tração) e as mínimas ε_2 (compressão) são apresentados em função de dois casos de carga distintos: a pinça de pontas e a preensão de garra.

Os resultados decorrentes do primeiro estado de carga referentes ao osso metacárpico demonstraram que as deformações principais máximas tiveram os seus níveis mais elevados em zonas distintas: na articulação não-patológica foi a zona lateral e na patológica a zona medial, sendo que foi neste osso que se obteve o pico de deformação ε_1 com cerca de 1200×10^{-6} m/m. Para este mesmo caso de carga, o pico de deformação principal máxima obtido no metacarpo não-patológico foi inferior em cerca de 13,5% ao máximo exibido pelo osso patológico. Na figura 6.3 é possível verificar que o caso de carga da pinça de pontas provoca deformações à superfície do osso que foram até três vezes superiores às observadas na zona central do metacarpo. Este facto verificou-se para os dois modelos em estudo.

Após a análise ao osso do carpo (trapézio) envolvido na articulação trapeziometacárpica, percebemos que, em ambos os modelos, foi a zona medial que apresentou as deformações principais máximas (ε_1) mais elevadas. Estas foram superiores em 33% relativamente à zona lateral. As deformações principais máximas (tração) foram 25% superiores no trapézio não-patológico,

relativamente ao trapézio patológico. O pico da deformação ε_1 deu-se na zona medial-distal da articulação patológica, atingindo 2500×10^{-6} m/m. No trapézio patológico, o pico da deformação principal máxima foi 400×10^{-6} m/m inferior ao máximo do trapézio não-patológico.

Na análise às deformações principais mínimas (ε_2) presentes na figura 6.4, foi possível verificar que os seus gradientes seguiram de forma semelhante o ocorrido nas deformações principais máximas.

Os valores nominais mais elevados das deformações principais mínimas ocorreram na zona medial (M) no modelo não-patológico e na zona lateral (L) no patológico. Estas revelaram-se mais elevadas em aproximadamente 44% na condição não-patológica. O pico ocorre na condição não-patológica com um valor nominal de -1200×10^{-6} m/m.

Ao nível do trapézio, as deformações principais mínimas em termos nominais foram mais elevadas na zona lateral (L) e proximal (P) na condição não-patológica com um pico de -2700×10^{-6} m/m. Na condição patológica, o trapézio exibiu várias regiões com valores elevados de deformações principais mínimas (ε_2), sendo que o máximo (-1200×10^{-6} m/m) foi inferior ao valor de pico na condição não-patológica e ocorreu na zona lateral (L).

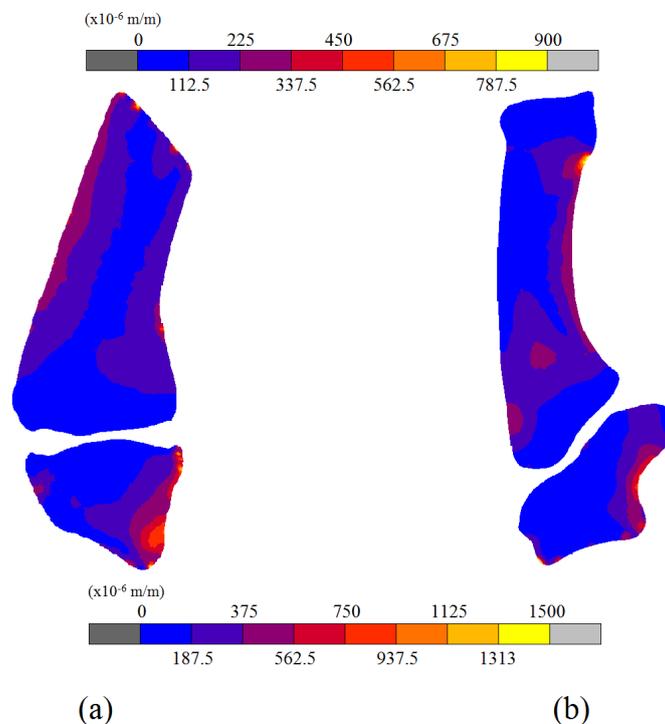


Figura 6.3: Caso de carga pinça de Pontas - Deformações principais máximas, ε_1 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo nativo patológico (b)

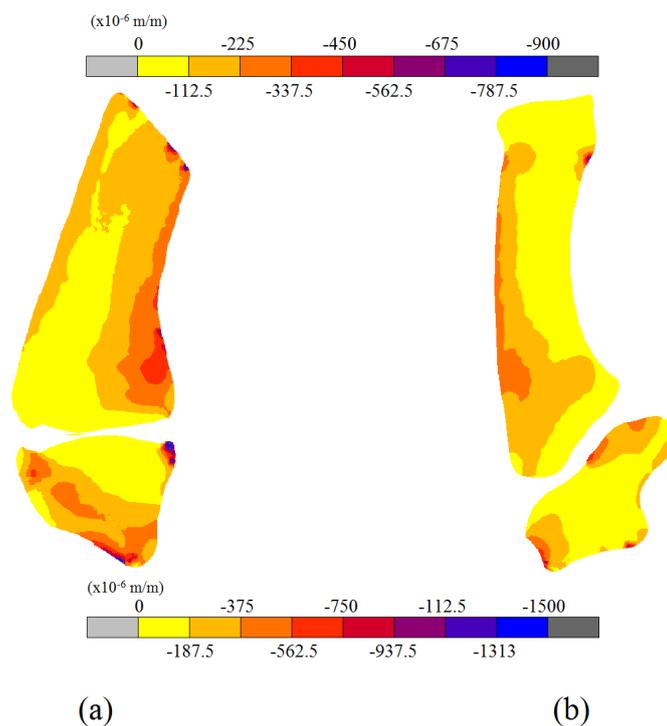


Figura 6.4: Caso de carga pinça de Pontas - Deformações principais mínimas, ε_2 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo nativo patológico (b)

Na análise ao segundo caso de carga - prensão de garra - estiveram envolvidas forças muito superiores às da situação apresentada anteriormente, cerca de cinco a sete vezes, pelo que seriam esperadas deformações também superiores.

Uma análise às deformações principais máximas (ε_1) causadas por este caso de carga, permitiu observar que foi a articulação patológica que exibiu níveis mais elevados (em cerca de 22%) – figura 6.5. Na articulação não-patológica a deformação ε_1 revelou homogeneidade em todo o metacarpo com aumento que não ultrapassou os 40% na zona lateral relativamente à medial, atingindo o máximo de 3200×10^{-6} m/m. O máximo registado no metacarpo não-patológico verificou-se na zona medial (M), com cerca de 12800×10^{-6} m/m, contudo uma pequena área muito restrita. No metacarpo da articulação patológica a situação foi bastante diferente, revelando a zona medial valores mais elevados, com deformações a rondar os 4950×10^{-6} m/m. Na área lateral-proximal também se verificou um elevado nível de ε_1 , chegando a atingir os 6750×10^{-6} m/m. Não obstante, o ponto que atingiu o pico de deformação principal máxima situou-se na parte medial-distal do metacarpo patológico, com aproximadamente 17400×10^{-6} m/m, 20% superior à registada no mesmo local da articulação não-patológica.

À semelhança do que aconteceu com o primeiro metacárpico, foi também no trapézio patológico que se registaram as maiores deformações ε_1 , com valores 30% superiores aos exibidos pelo trapézio não-patológico. Apesar da distribuição homogénea das deformações principais máximas ε_1 , a zona medial apresentou valores superiores em cerca de 33% relativamente à lateral. Nesta zona do osso

patológico a deformação máxima ε_1 foi de 18470×10^{-6} m/m. Contudo, foi no osso não-patológico que se registou o pico máximo de deformação com 24000×10^{-6} m/m.

Na análise das deformações principais mínimas, ε_2 , presentes na figura 6.6, podemos constatar que, ao contrário do que aconteceu nas deformações principais máximas ε_1 , as zonas de níveis superiores de deformação de compressão ε_2 foram as zonas medial e lateral do metacarpo não-patológico e patológico, respetivamente. No osso não patológico, as deformações principais mínimas, ε_2 , têm os valores nominais mais baixos na zona proximal do lado medial com um pico de -12750×10^{-6} m/m. Contudo, a maioria das deformações não ultrapassam os -7500×10^{-6} m/m.

Por outro lado, o metacarpo na condição patológica exibiu os níveis mais elevados de deformações principais mínimas na zona lateral com valores nominais superiores a -6400×10^{-6} m/m. Verificou-se ainda uma pequena região na zona medial deste osso onde se revelaram valores nominais de deformações principais mínimas superiores, com um máximo de -9200×10^{-6} m/m.

No trapézio não-patológico, as deformações principais mínimas são superiores na zona lateral, com uma deformação máxima de -19500×10^{-6} m/m. Na zona medial-distal do trapézio patológico observou-se um pico de ε_2 de -36000×10^{-6} m/m. Foi na zona medial do osso da articulação patológica que se observou a incidência dos menores valores nominais de deformação, com um pico máximo de -20130×10^{-6} m/m.

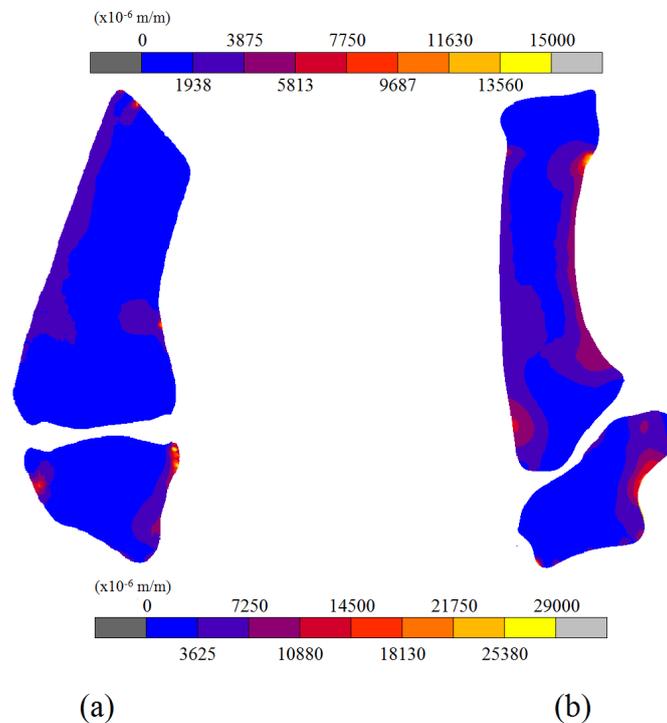


Figura 6.5: Caso de carga prensão de garra - Deformações principais máximas, ε_1 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo nativo patológico (b)

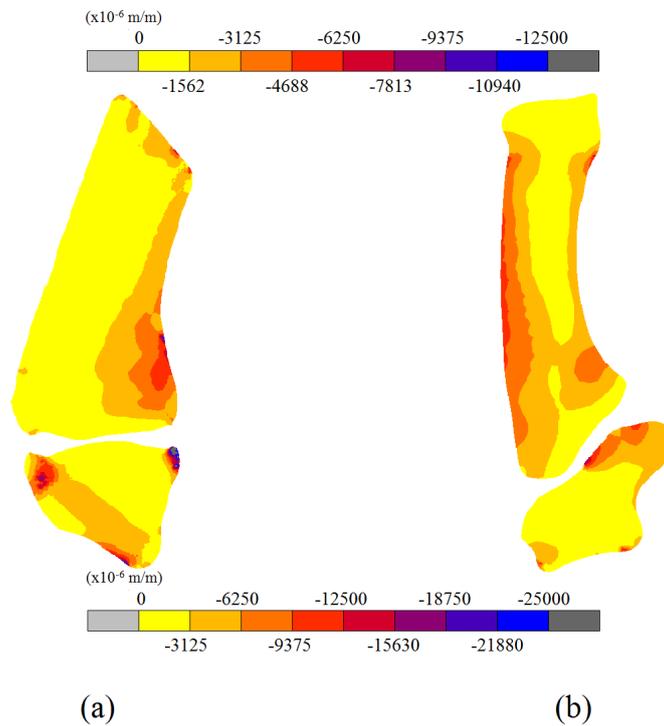


Figura 6.6: Caso de carga prensão de garra - Deformações principais mínimas, ϵ_2 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo nativo patológico (b)

Analisadas as figuras acima mencionadas (figuras 6.3 a 6.6), podemos ainda perceber algumas diferenças entre a aplicação de um caso de carga mais ligeiro (pinça de pontas) e de um caso de carga mais severo (prensão de garra) numa dada articulação.

Nas figuras 6.3 e 6.5, podemos verificar a variação ocorrida quando as articulações foram submetidas à prensão de garra relativamente à pinça de pontas. Houve um aumento das deformações máximas (de tração) aproximadamente de 90 e 95% (articulação não-patológica e patológica, respetivamente) relativamente às deformações causadas pela prensão de pontas.

A interpretação dos padrões de deformações principais mínimas (compressão) permite-nos constatar que, em termos ponderados, a articulação patológica sofre um acréscimo de deformações de cerca de 94% quando solicitada a prensão de garra e a não-patológica cerca de 90%.

O metacarpo é o osso da articulação onde houve o aumento mais acentuado dos valores nominais das deformações principais máximas e mínimas uma vez que, neste osso, houve um aumento de cinco a doze vezes de deformação ao passo que, no trapézio, a diferença mais acentuada é de cerca de sete vezes.

6.1.2 Modelos Implantados

Os resultados dos níveis de deformação nas estruturas ósseas da articulação trapeziometacárpica implantada, foram analisados para duas condições de interface osso-implante: uma representativa do período pós-operatório imediato na fase de imobilização, onde foi considerado que o implante está em atrito com o osso, ou seja, o implante está solto relativamente ao osso, e outra representativa de um período clínico a longo termo, isto é, a interface osso-implante foi considerada rigidamente ligada entre os diferentes materiais, sendo representativa de uma perfeita osteointegração.

Foram analisadas as deformações principais máximas (ε_1) e mínimas (ε_2) em ambos os ossos da articulação trapeziometacárpica no estado nativo e implantado para dois casos de carga. No caso do estado nativo estas foram analisadas no paciente sem patologia e no paciente com patologia (rizartrose). Ao nível dos implantados, estas deformações foram analisadas na condição de interface osso-implante em atrito e rigidamente ligada.

Nas figuras 6.7 e 6.8 são apresentadas as deformações para o caso de carga de pinça de pontas. Foram comparados três modelos distintos: articulação nativa (modelo nativo), articulação imediatamente após ter sido submetida à artroplastia (modelo em atrito) e articulação a longo termo após integração óssea (modelo rigidamente ligado).

Na figura 6.7 é possível analisar as deformações impostas ao modelo na sua condição nativa. Como foi descrito na secção 6.1.1, foi na zona lateral do metacarpo que se verificaram as deformações principais máximas (ε_1) mais elevadas (cerca de 290×10^{-6} m/m). As deformações observadas no restante osso corresponderam, em média, a valores inferiores a 170×10^{-6} m/m, exceto numa pequena área na região medial que apresentou deformações ε_1 inferiores a 225×10^{-6} m/m. O modelo em atrito (pós-operatório) exibiu maiores valores de deformação ε_1 na zona lateral. Estas deformações foram, em termos médios, cerca de 42% superiores às do modelo nativo. Foi notório um pico de deformação ε_1 na zona distal da cavidade deste modelo (em atrito) com cerca de 1710×10^{-6} m/m. Este valor corresponde a um aumento de cerca de 90% relativamente ao modelo nativo. Ainda no modelo em atrito, foi possível observar um aumento médio das deformações principais máximas na zona proximal-medial de 265×10^{-6} m/m face ao nativo. No modelo rigidamente ligado (representativo do longo termo) foi observado um aumento das deformações principais máximas na zona lateral, tal como aconteceu no modelo em atrito. Este aumento foi superior ao nativo cerca de 31% (em termos médios). Em comparação com o modelo em atrito esta deformação foi cerca de 16% inferior. O pico máximo do modelo (rigidamente ligado) observou-se na zona distal, com um valor nominal de 480×10^{-6} m/m, o que representa um aumento de 35% relativamente ao modelo nativo e um decréscimo de 72% face à mesma zona do modelo em atrito. Finalmente, na zona proximal-medial, registou-se um padrão de deformações semelhantes ao modelo nativo.

Também na figura 6.7 é possível observar o efeito da artroplastia nas deformações principais máximas causadas no trapézio não-patológico. No modelo nativo foram observadas deformações ε_1 mais elevadas nas zonas lateral e proximal de 110×10^{-6} m/m. Na zona medial as deformações principais máximas observadas foram de 330×10^{-6} m/m. No modelo em atrito (pós-operatório) observou-se um aumento médio das deformações principais máximas de 93% nas zonas lateral, proximal e medial da periferia da cavidade do implante relativamente ao modelo nativo. Na zona lateral-proximal registou-se um pico de deformação ε_1 de 6000×10^{-6} m/m. Este valor corresponde a um aumento de 97% relativamente ao pico de máxima deformação ε_1 registada no modelo nativo. Nas zonas medial e proximal verificaram-se picos de deformação em torno dos 6000×10^{-6}

m/m. Nesta zona, este incremento representa um aumento de 95% face ao nativo, uma vez que, nesta mesma área do modelo nativo foi observada uma deformação de cerca de 330×10^{-6} m/m. No modelo rigidamente ligado as deformações foram, em média, 55% superiores às deformações apresentadas pelo modelo nativo e, conseqüentemente, 38% inferiores às registadas no modelo em atrito. Os picos de deformação principal máxima ε_1 verificaram-se nas zonas lateral e proximal do trapézio com 300×10^{-6} m/m e 450×10^{-6} m/m, respetivamente. Estes valores nominais de deformação correspondem a um aumento de 63% e 58% relativamente às deformações máximas observadas nas mesmas zonas do trapézio nativo. Por fim, na zona medial, observou-se um decréscimo da deformação ε_1 face ao modelo nativo. Esta diminuição corresponde, em termos nominais, a 30×10^{-6} m/m, ou seja, 23%.

Na figura 6.8 são visíveis as deformações principais mínimas (ε_2) para o caso de carga de pinça de pontas no modelo de condição não-patológica quer no estado nativo quer no estado implantado (pós-operatório e longo termo). O metacarpo do modelo nativo revelou deformações ε_2 inferiores em valor nominal a -250×10^{-6} m/m em todo o osso, exceto na zona proximal-medial em que as deformações rondaram os -400×10^{-6} m/m. No modelo em atrito verificou-se um aumento das deformações nas zonas lateral, distal e medial do metacarpo. Nas zonas lateral e medial o aumento médio das deformações principais mínimas ε_2 observado foi de aproximadamente 44%. Este aumento foi mais evidente na zona proximal-medial, exibindo um máximo nominal de -870×10^{-6} m/m. Na zona distal do metacarpo observaram-se as maiores deformações principais mínimas deste modelo, com um aumento médio de aproximadamente 92% relativamente ao modelo nativo. Esta zona registou um pico de -2610×10^{-6} m/m deformação ε_2 . No modelo rigidamente ligado, ou seja, situação de longo termo, foi notório um acréscimo médio de cerca de 25% das deformações ε_2 na zona medial do metacarpo, face ao modelo nativo. Foi na parte proximal desta região (medial) que se registou o ponto de deformação ε_2 máxima do modelo com -600×10^{-6} m/m. As deformações exibidas na região lateral foram semelhantes às do modelo nativo. Na zona distal verificou-se um pequeno aumento da deformação ε_2 de -80×10^{-6} m/m na parte lateral, relativamente ao modelo na condição nativa.

Ainda na mesma figura (6.8) estão representadas as deformações principais mínimas ε_2 no trapézio não-patológico, resultantes do estado de carga da pinça de pontas. Na análise ao modelo nativo, podemos constatar que, tal como descrito na secção 6.1.1, foi nas zonas lateral e proximal que se observaram os valores mais elevados de deformação ε_2 . O pico de deformação principal mínima ocorreu na zona lateral-proximal com um valor aproximado de -500×10^{-6} m/m. Em média, foram exibidas deformações de cerca de -300×10^{-6} m/m na área proximal do trapézio e -150×10^{-6} m/m na zona medial do mesmo. No modelo em atrito verificou-se um aumento de aproximadamente 73% das deformações principais mínimas ε_2 na zona proximal, relativamente ao modelo nativo. Foi nesta área que se observou o pico da deformação ε_2 , com um valor nominal de -1840×10^{-6} m/m. As zonas medial e lateral exibiram padrões de deformações principais mínimas semelhantes às observadas no estado nativo do trapézio. No modelo rigidamente ligado, as deformações mais elevadas ocorreram na parte distal das zonas medial e lateral do trapézio. Foi na zona medial-distal que se registou o pico de deformação no trapézio, com um valor nominal de -15000×10^{-6} m/m. Este valor corresponde a um aumento de 99% face à deformação ε_2 observada no mesmo ponto do trapézio nativo. Na parte lateral ocorreu uma deformação máxima de -1500×10^{-6} m/m contudo, nesta zona, as deformações ε_2 médias rondaram os -900×10^{-6} m/m. Finalmente, na zona proximal da periferia da base do implante registaram-se deformações nominais inferiores a -1000×10^{-6} m/m. Como referido anteriormente, estes valores permanecem semelhantes aos registados no trapézio não-patológico aquando do seu estado nativo.

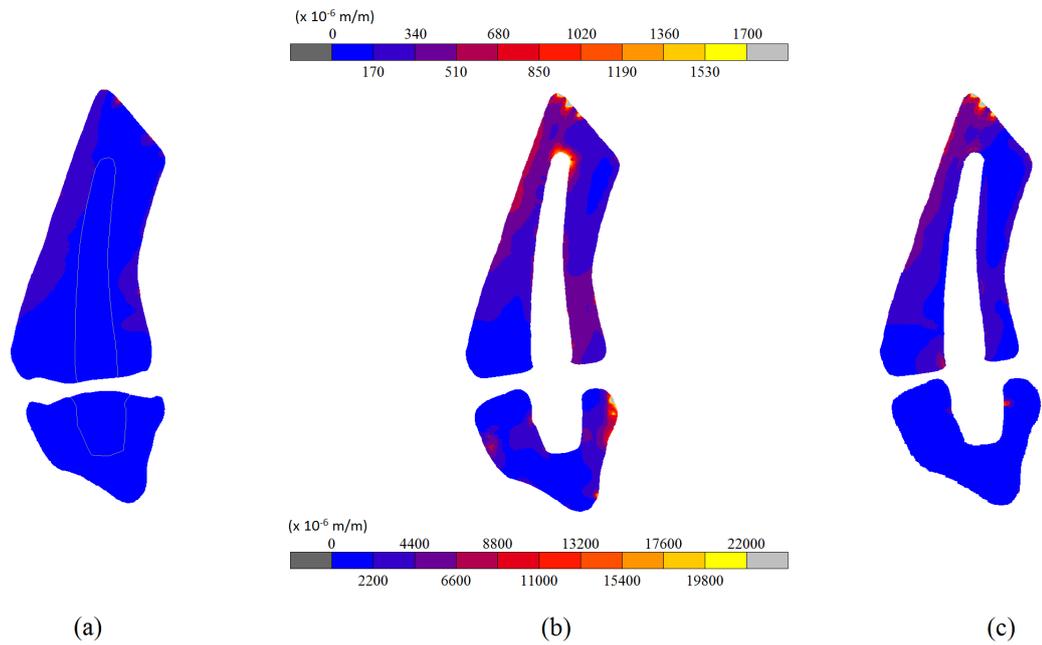


Figura 6.7: Caso de carga pinça de pontas - Deformações principais máximas, ε_1 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo com interface osso-implante em atrito (b); Modelo com interface osso-implante rigidamente ligado (c)

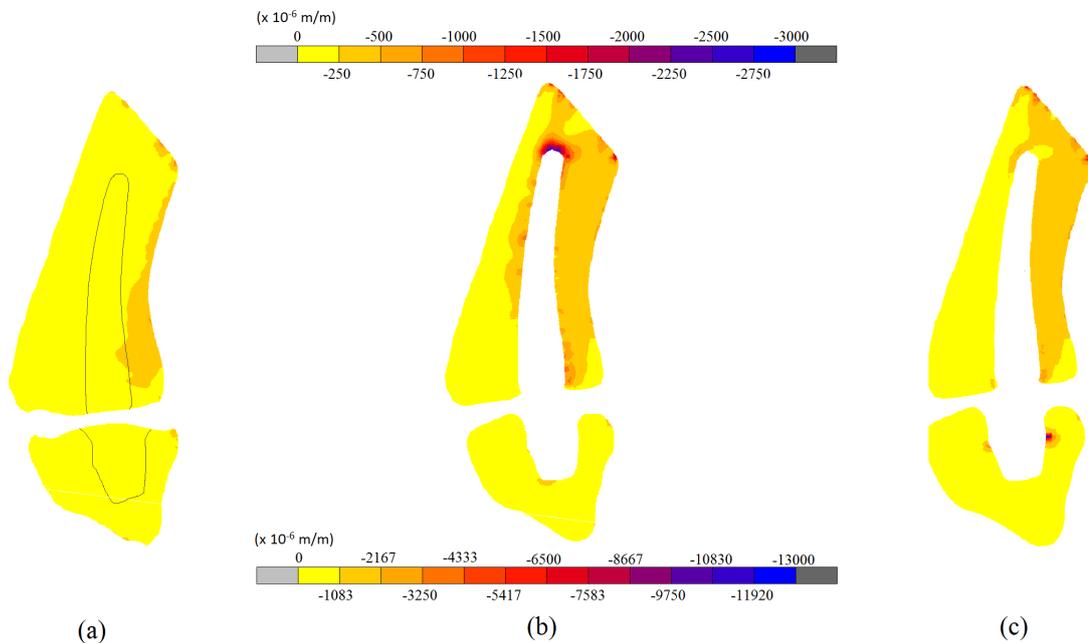


Figura 6.8: Caso de carga pinça de pontas - Deformações principais mínimas, ε_2 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo com interface osso-implante em atrito (b); Modelo com interface osso-implante rigidamente ligado (c)

Na figura 6.9 estão presentes as deformações principais máximas (ε_1) resultantes da imposição

do caso de carga da pinça de pontas ao modelo nativo na condição patológica. No modelo nativo foi possível verificar um padrão de deformações mais elevadas na zona medial do metacarpo patológico com um valor nominal médio de 360×10^{-6} m/m. Na parte proximal da zona lateral do osso verificaram-se também deformações elevadas, contudo, o seu valor máximo não excedeu os 380×10^{-6} m/m. Na parte proximal do osso observou-se também um aumento das deformações principais máximas, atingindo um máximo de 375×10^{-6} m/m. No modelo em atrito, foi possível observar a existência de duas regiões onde as deformações principais máximas se revelaram mais elevadas. Uma dessas regiões situou-se na zona proximal-lateral com um pico de 3240×10^{-6} m/m, representando um aumento de 94% relativamente ao modelo nativo. A outra região foi a zona distal, com uma deformação máxima de 5900×10^{-6} m/m, que equivale a um aumento de 98% relativamente ao modelo nativo. O restante padrão de deformações deste modelo foi aproximadamente homogêneo, não ultrapassando os 675×10^{-6} m/m. No modelo rigidamente ligado verificou-se um padrão de deformações ε_1 semelhantes ao modelo nativo. Contudo, a zona proximal-lateral exibiu deformações mais elevadas, atingindo um pico de 3600×10^{-6} m/m. Este valor de pico corresponde a um aumento de 94% face à deformação notada no mesmo local do modelo nativo e 10% relativamente ao modelo em atrito. Na zona distal denotou-se um aumento de deformações ε_1 de aproximadamente 82% relativamente ao estado nativo.

Ainda na figura 6.9, pode observar-se a deformação principal máxima, ε_1 , no trapézio patológico aquando da sua solitação pela pinça de pontas. No modelo nativo, pode apontar-se um padrão de deformações principais máximas homogêneas e inferior a 188×10^{-6} m/m na periferia da cúpula colocada neste osso. No modelo em atrito que representa a situação de pós-operatório, verifica-se um aumento médio relativamente ao modelo nativo de aproximadamente 99% das deformações ε_1 na zona proximal da cavidade. Esta zona exibiu uma deformação nominal máxima (pico de deformação) de 15000×10^{-6} m/m. Na zona lateral do trapézio, o incremento de deformação face ao modelo nativo não foi tão elevado quanto na zona proximal, no entanto, ainda chegou aos 46%, com uma deformação média de 350×10^{-6} m/m. Na parte proximal desta zona (lateral), os valores de deformação aumentaram até cerca de 1100×10^{-6} m/m. Por fim, a parte medial exibiu deformações médias ε_1 médias de aproximadamente 1000×10^{-6} m/m, o que representa um aumento de 81% face ao nativo. No modelo representativo do longo termo verificou-se um aumento das deformações principais máximas ε_1 no trapézio relativamente ao estado nativo do mesmo. Neste modelo, a zona medial exibiu deformações ε_1 superiores em cerca de 77% relativamente ao modelo nativo. Nesta área foi atingido o pico das deformações ε_1 com cerca de 800×10^{-6} m/m. A parte lateral, à semelhança da medial, também exibiu aumentos de deformação (66%) face ao modelo nativo, não excedendo os 550×10^{-6} m/m da deformação ε_1 . Esta foi a única zona do modelo rigidamente ligado que exibiu deformações superiores (36%) às do modelo em atrito. Finalmente, a área proximal exibiu deformações menores (em média cerca de 350×10^{-6} m/m), 37% inferiores às do modelo em atrito.

Na figura 6.10 podem observar-se as deformações principais mínimas ε_2 causadas pela pinça de pontas na articulação trapeziometacárpica patológica. Da análise ao metacarpo do modelo nativo – secção 6.1.1 – podemos observar que a zona lateral do osso exibiu as deformações ε_2 mais elevadas o que, em termos médios, representa cerca de -300×10^{-6} m/m. Observou-se ainda uma segunda área (proximal-lateral) em que as deformações também se elevaram até aos -225×10^{-6} m/m de deformação ε_2 . A parte central do osso exhibe deformações inferiores a -110×10^{-6} m/m. No modelo em atrito verificou-se, tal como na análise às deformações principais máximas ε_1 , duas regiões onde os valores nominais das deformações ε_2 foram superiores. A primeira região foi a zona proximal-lateral, com uma deformação ε_2 média de -2000×10^{-6} m/m e um pico de -3870×10^{-6}

m/m. Este ponto máximo de deformação representa um aumento de 94% da deformação ε_2 relativamente ao modelo nativo. A segunda região corresponde à zona distal da cavidade do metacarpo que sofreu um incremento de deformação da ordem dos 98% relativamente ao nativo. Nesta área observou-se um pico de deformação cujo valor nominal foi de -9000×10^{-6} m/m. No modelo rigidamente colado, as deformações observadas revelaram uma forte semelhança com as do modelo nativo. Em toda a extensão do modelo são exibidas deformações principais mínimas, ε_2 , inferiores a -1603×10^{-6} m/m, exceto na zona lateral-proximal, na qual surge uma região de deformações ε_2 aproximadamente 98% superiores às do modelo nativo. Nesta zona o valor de pico da deformação principal mínima corresponde a um valor nominal de -12000×10^{-6} m/m.

Da análise à figura 6.10 podem ainda apontar-se os resultados das deformações principais mínimas, ε_2 , presentes no trapézio patológico aquando do caso de carga da pinça de pontas. No trapézio patológico observaram-se deformações inferiores a -537.5×10^{-6} m/m em toda a extensão do osso, sendo que, na zona distal, situou-se um pico de deformação ε_2 com cerca de -800×10^{-6} m/m. No modelo em atrito foi possível observar um grande aumento (94% face ao modelo nativo) das deformações principais mínimas na zona proximal da periferia da cavidade do trapézio. Este incremento de deformação ε_2 deu origem a um pico de deformação de aproximadamente -3500×10^{-6} m/m. Na zona medial também foi visível um aumento das deformações face ao modelo nativo em cerca de 76%. Este valor médio corresponde a um acréscimo nominal de deformação ε_2 de -2925×10^{-6} m/m. Finalmente, no modelo rigidamente ligado que representa o longo termo do trapézio, verificou-se um aumento das deformações em torno da cúpula, tal como aconteceu no modelo em atrito. Este incremento foi, em termos médios, de -300×10^{-6} m/m de deformação ε_2 face ao modelo nativo. Na zona proximal do trapézio notou-se o pico de deformação principal mínima do modelo, com um valor nominal de -1600×10^{-6} m/m. Este valor corresponde a um acréscimo de 88% das deformações relativamente ao trapézio nativo e um decréscimo de 54% em relação às deformações exibidas nesta zona pelo modelo em atrito.

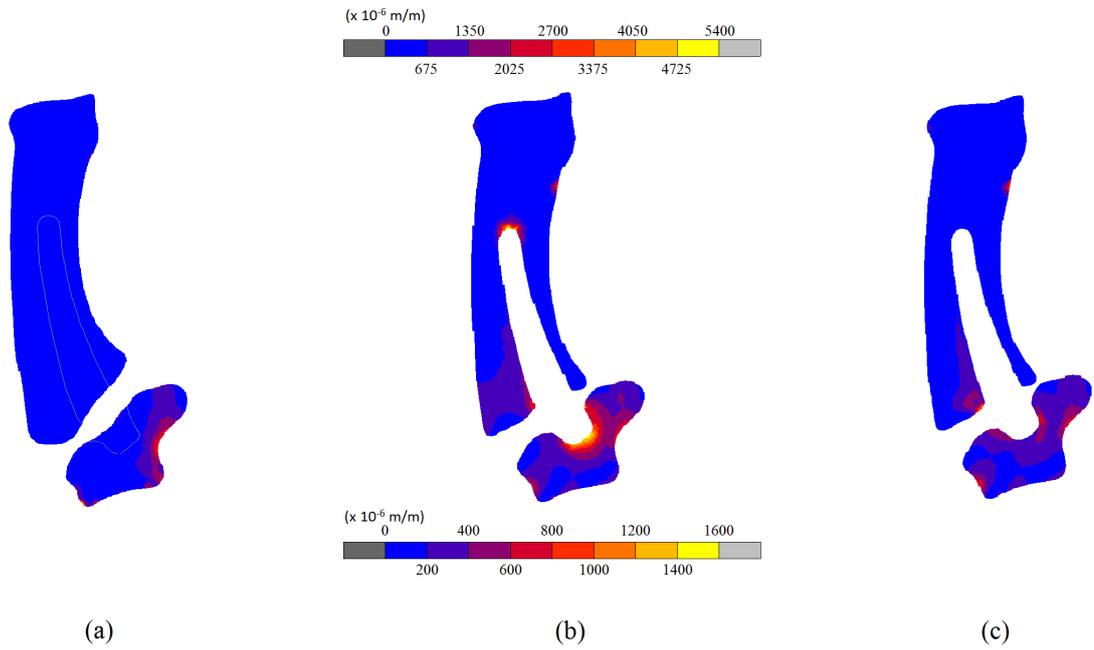


Figura 6.9: Caso de carga pinça de pontas - Deformações principais máximas, ϵ_1 : Modelo nativo patológico (a); Modelo com interface osso-implante em atrito (b); Modelo com interface osso-implante rigidamente ligado (c)

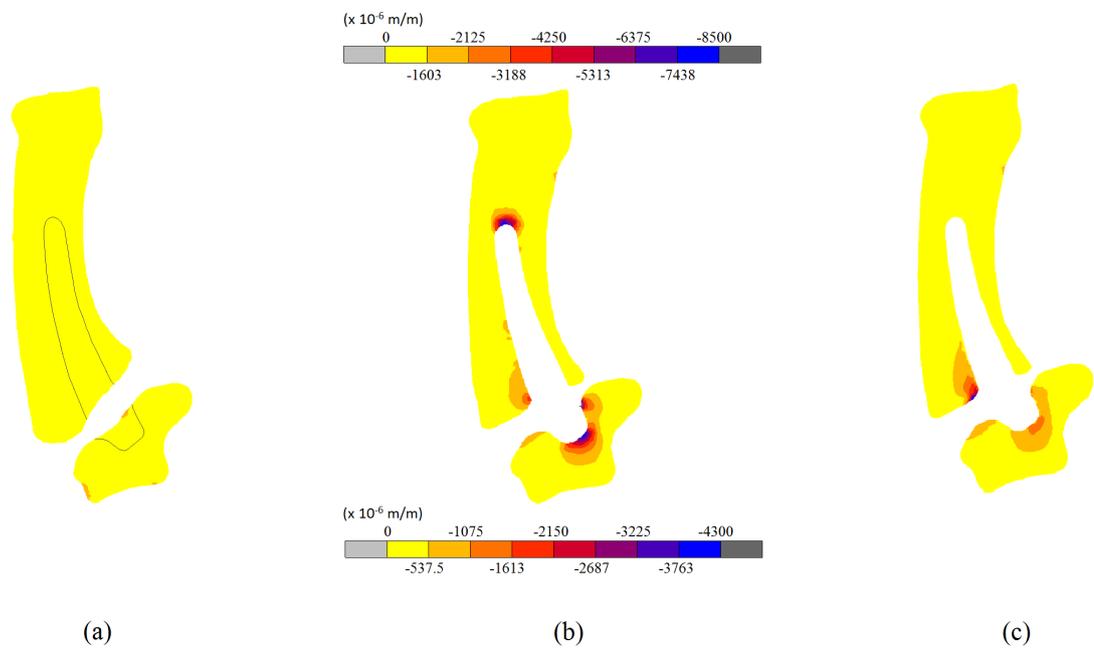


Figura 6.10: Caso de carga pinça de pontas - Deformações principais mínimas, ϵ_2 : Modelo nativo patológico (a); Modelo com interface osso-implante em atrito (b); Modelo com interface osso-implante rigidamente ligado (c)

O segundo caso de carga – preensão de garra – envolveu forças cerca de cinco a sete vezes superiores às exercidas na pinça de pontas, como referido anteriormente. Como tal, é expectável que os níveis de deformação sejam mais elevados do que os apresentados no caso de carga anterior.

Na figura 6.11, é possível verificar as deformações principais máximas, ε_1 , causadas pela imposição da preensão de garra à articulação não-patológica. No caso do metacarpo na condição nativa, foram visíveis deformações principais máximas superiores na zona lateral do osso com cerca de 3200×10^{-6} m/m, sendo que, na restante região de deformações ε_1 apresentadas, estas não se revelaram superiores a 1940×10^{-6} m/m. No modelo com atrito foi possível observar um aumento das deformações na área lateral-distal em cerca de 68% face às do modelo nativo. O pico de deformação ε_1 visível neste modelo situa-se na zona distal da cavidade de colocação do componente metacárpico do implante, com um valor nominal de 49500×10^{-6} , o que representa um aumento de 96% face ao modelo nativo. Na zona proximal-medial também ocorreu um aumento de cerca de 7962×10^{-6} face ao modelo nativo que, em termos médios, corresponde a um aumento de 80% face ao metacarpo no seu estado nativo. No modelo rigidamente ligado (longo termo), pode verificar-se que o aumento das deformações principais máximas em torno da cavidade se dá essencialmente na zona distal da mesma. Nesta região, há um incremento de 65% relativamente ao modelo nativo que, em termos nominais, corresponde a uma deformação ε_1 de 9200×10^{-6} m/m. Pode ainda observar-se na parte lateral da cavidade do implante uma pequena área cujo um acréscimo de deformação rondou os 72% relativamente ao modelo nativo.

Na mesma figura 6.11 podem ainda comparar-se as diferentes condições do trapézio não-patológico aquando da solicitação pelo estado de carga de preensão de garra. No estado nativo, o trapézio exhibe deformações superiores na sua zona medial. No entanto, em torno da cavidade do implante, a deformação ε_1 máxima registada foi 2000×10^{-6} m/m nas zonas lateral e medial e 3500×10^{-6} m/m na região proximal. No modelo em atrito, o trapézio exibiu níveis de deformações principais máximas superiores ao modelo nativo. Na zona medial verificou-se um aumento médio das deformações em cerca de 41% relativamente ao mesmo osso no estado nativo. Este aumento corresponde, em termos nominais, a cerca de 3400×10^{-6} m/m. O lado lateral também revelou deformações mais elevadas, atingindo um pico de 12800×10^{-6} m/m na área lateral-distal. A região proximal foi a que revelou deformações superiores. Nesta zona observou-se o pico de deformação do modelo em atrito, com cerca de 9600×10^{-6} m/m. Este pico corresponde a um acréscimo de 64% de deformação relativamente ao pico de deformação observado na mesma zona do trapézio no estado nativo. Por sua vez, no modelo do trapézio com interface rigidamente ligada entre o osso e o implante, verificou-se um aumento de cerca de 63% relativamente ao modelo nativo na zona medial, o que corresponde a uma deformação nominal de aproximadamente 5400×10^{-6} m/m. Este aumento revelou-se também superior (37%) ao registado no mesmo local do modelo em atrito. A zona lateral registou valores de deformação ε_1 também superiores às do modelo nativo aproximadamente de 81%, com um pico de 10500×10^{-6} m/m o que representa um decréscimo de 18% de deformação face ao modelo em atrito. Por fim, a região proximal foi a que exibiu valores nominais de deformação inferiores, não ultrapassando os 2000×10^{-6} m/m de deformação ε_1 , o que significa um redução de 43% face ao modelo do trapézio nativo.

Na figura 6.12 encontram-se as deformações principais mínimas observadas na articulação não-patológica, após a realização da preensão de garra. No modelo que representa o estado nativo do metacarpo é possível verificar que as deformações principais mínimas ε_2 mais elevadas se encontram na zona medial do osso. Tal como referido na secção anterior 6.1.1 é na área medial que se observam as deformações de valores nominais mais elevados, em média, cerca de -6000×10^{-6} m/m, sendo

que na parte proximal desta zona se verificou um pico com -7500×10^{-6} m/m. No modelo em atrito representativo do momento pós-operatório, foram observadas na zona distal deformações mais elevadas atingindo um pico de -76000×10^{-6} m/m de deformações principais mínimas. Ainda nas regiões lateral-distal e proximal-medial da cavidade, observou-se um aumento das deformações ε_2 em cerca de 20% relativamente ao modelo nativo. No modelo rigidamente ligado entre o osso e o implante, os padrões de deformações principais mínimos são muito semelhantes aos do modelo nativo. Na zona distal da cavidade do implante exibiu-se um aumento das deformações ε_2 de aproximadamente 79% em relação ao modelo nativo, com um pico de deformação ε_2 de -7200×10^{-6} m/m. Na zona medial-proximal observou-se o pico de deformação principal mínima deste modelo, com um valor nominal de -8000×10^{-6} m/m.

Na figura 6.12 apresentam-se as variações das deformações principais mínimas no osso trapézio na condição não-patológica. No modelo nativo verificou-se que são as áreas proximal e lateral aquelas onde se apresentaram deformações principais mínimas mais elevadas. Nestes locais verificaram-se deformações ε_2 médias de -7000×10^{-6} m/m. Na zona medial as deformações são menores, não ultrapassando os -2500×10^{-6} m/m. No modelo em atrito verifica-se um aumento das deformações principais mínimas em todas as zonas do trapézio. Na região medial, as deformações, em média, apresentaram um valor nominal de aproximadamente -2000×10^{-6} m/m, que representa um aumento em 25% das deformações relativamente ao modelo nativo. A zona lateral reflete um aumento das deformações em cerca de 13% em relação ao modelo nativo, atingindo um pico de deformação cujo valor nominal foi de -28000×10^{-6} m/m, isto é, cerca de 95% de incremento relativamente ao modelo nativo. Por fim, a zona proximal registou valores de deformação também superiores ao nativo, com um pico máximo de deformação ε_2 de -24000×10^{-6} m/m, que representa um aumento de 71% face ao estado nativo. No modelo rigidamente ligado observou-se um acréscimo de deformação em toda a periferia do implante relativamente ao modelo nativo. Na zona lateral verificou-se um incremento médio de 13% de deformações principais mínimas, ε_2 , tendo sido atingido um pico de deformação de -15000×10^{-6} m/m na parte mais distal desta zona. Este limite máximo representou um acréscimo de 90% comparativamente com igual zona do modelo nativo e decréscimo de 46% face ao modelo em atrito. A zona proximal também revelou um aumento médio de 60% da deformação ε_2 em relação ao modelo nativo, registando um máximo de -9600×10^{-6} m/m. Por fim, a região medial onde as deformações principais mínimas chegaram a um valor nominal de -3500×10^{-6} m/m, que representa um aumento de aproximadamente 57% em relação ao modelo nativo e 43% em relação ao modelo em atrito.

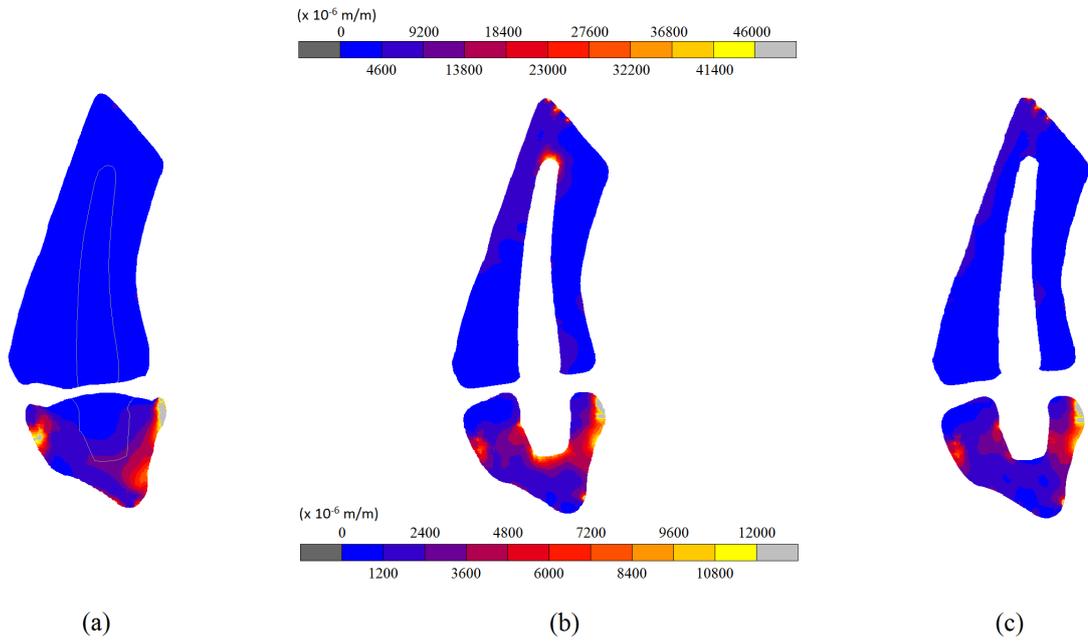


Figura 6.11: Caso de carga prensão de garra - Deformações principais máximas, ϵ_1 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo com interface osso-implante em atrito (b); Modelo com interface osso-implante rigidamente ligado (c)

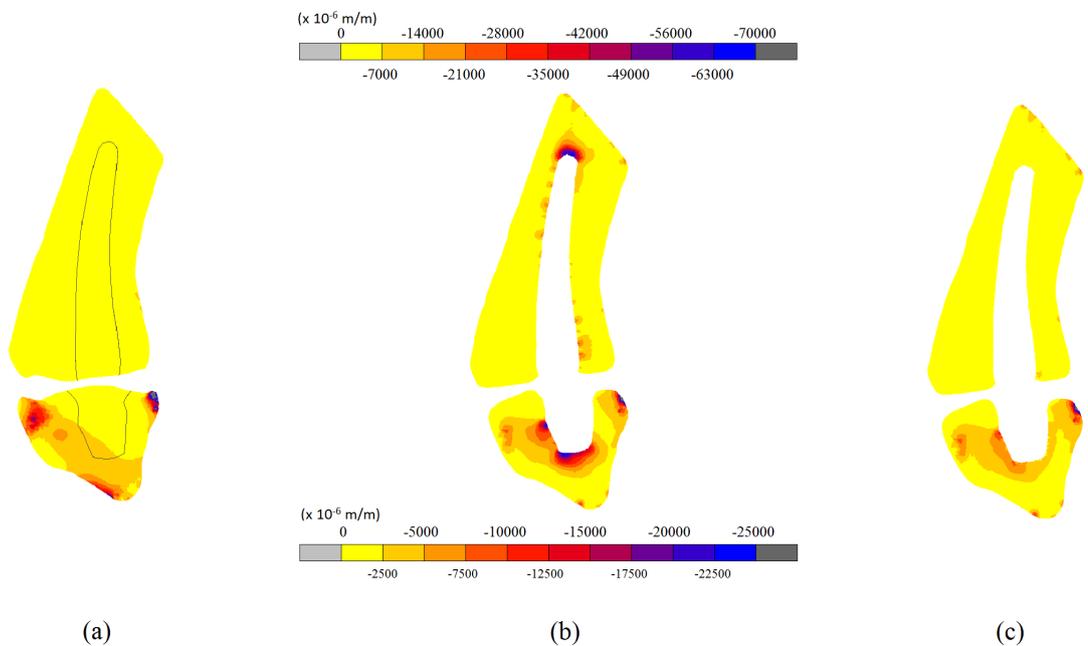


Figura 6.12: Caso de carga prensão de garra - Deformações principais mínimas, ϵ_2 : Modelo nativo não-patológico (a); Modelo com interface osso-implante em atrito (b); Modelo com interface osso-implante rigidamente ligado (c)

Na figura 6.13 encontram-se os resultados das deformações principais máximas, ε_1 , decorrentes da aplicação do caso de carga de preensão de garra na articulação patológica. Como já foi referido na secção 6.1.1, foi na zona medial do metacarpo patológico que se verificaram as deformações principais máximas (ε_1) mais elevadas com um valor médio de 5850×10^{-6} m/m. Na região proximal-lateral também se observou um aumento das deformações ε_1 , que teve um pico máximo de 6750×10^{-6} m/m. No modelo em atrito registou-se um aumento das deformações principais máximas. Na parte proximal-lateral verificou-se um acréscimo médio de aproximadamente 63% relativamente ao modelo nativo, com um pico máximo de deformação ε_1 de 28800×10^{-6} m/m. Na zona distal da cavidade, o aumento médio das deformações foi de aproximadamente 93% relativamente ao modelo nativo. O ponto de deformação ε_1 máximo foi de cerca de 28800×10^{-6} m/m. A região medial também demonstrou um aumento médio de 34% comparativamente com o metacarpo no estado nativo. No modelo rigidamente ligado (longo termo), as deformações revelaram-se superiores em 38% às do metacarpo nativo na parte lateral. Foi nesta zona que se verificou o pico de deformação ε_1 deste modelo, com aproximadamente 14000×10^{-6} m/m. Na área distal, as deformações revelaram-se cerca de cinco vezes superiores às do modelo nativo, atingindo uma deformação máxima próxima de 10500×10^{-6} . Na zona medial observaram-se deformações semelhantes às do metacarpo nativo.

As deformações do trapézio patológico, aquando da solicitação pela preensão de garra, podem ser observadas também na figura 6.13. No estado nativo deste osso verificaram-se deformações de aproximadamente 3000×10^{-6} m/m em todas as zonas da periferia da cavidade da cúpula do implante. No trapézio patológico, que representa a situação de pós-operatório (modelo em atrito), as zonas proximal e medial registaram as maiores deformações principais máximas. Nestas áreas houve um aumento de cerca de 87% das deformações ε_1 relativamente ao modelo no seu estado nativo. Em ambas notou-se um pico de deformação de 24000×10^{-6} m/m. A parte lateral também revelou um aumento das deformações de aproximadamente 75% comparativamente com o modelo nativo. O modelo de interface osso-implante rigidamente ligada apresentou um aumento das deformações relativamente ao trapézio nativo, contudo muito inferior às deformações observadas no modelo em atrito. As zonas medial e lateral foram as de maior deformação principal máxima, com um acréscimo médio relativamente ao modelo nativo de 40% e 73%, respetivamente. Estes valores correspondem a deformações nominais médias de 5000×10^{-6} m/m na zona lateral e 11200×10^{-6} m/m na zona medial. O pico de deformação principal máxima ε_1 observou-se na zona lateral-distal da cavidade, com aproximadamente 13500×10^{-6} m/m. As deformações ε_1 destas duas regiões (lateral e medial) revelaram-se inferiores em aproximadamente 56% relativamente às apontadas no modelo em atrito. Na zona distal observaram-se aumentos menores das deformações ε_1 , relativamente ao modelo nativo. Nesta região registou-se uma deformação ε_1 média de 4400×10^{-6} m/m, que representa um aumento de 32% face ao trapézio nativo e um decréscimo de 82% em relação às deformações observadas na mesma zona do modelo em atrito.

Na figura 6.14 encontram-se as deformações principais mínimas, ε_2 , no metacarpo patológico aquando do caso de carga de preensão de garra. No metacarpo nativo podem observar-se valores nominais de deformação ε_2 superiores na parte lateral, com cerca de -6400×10^{-6} m/m. Na região distal da cavidade, apontou-se uma deformação principal mínima com aproximadamente -1562×10^{-6} m/m. No modelo em atrito distinguem-se duas zonas de valores de deformações ε_2 mais elevadas. A primeira é a região lateral proximal, onde se registou um aumento médio de 48% das deformações relativamente ao modelo com um pico de deformação ε_2 de aproximadamente -45000×10^{-6} m/m. Este pico corresponde a um acréscimo de 86% da deformação em relação ao ponto máximo registado na mesma área no estado nativo. A zona distal foi a segunda região

onde o aumento das deformações principais mínimas foi notória com cerca de 80% relativamente ao estado nativo. Nesta zona observou-se um pico de deformação ε_2 de -48000×10^{-6} m/m. Na região medial, as deformações apresentadas foram semelhantes aos padrões do estado nativo. No modelo rigidamente ligado (longo termo) as deformações apresentaram-se superiores na região proximal-lateral com um aumento médio de 60% relativamente ao modelo nativo. Nesta área houve um pico de deformação ε_2 de -36000×10^{-6} m/m, que corresponde a uma diminuição de 20% relativamente ao mesmo ponto do modelo em atrito. Na zona distal também se verificou um aumento das deformações ε_2 relativamente ao modelo nativo de aproximadamente cinco vezes.

Na mesma figura 6.14 podem analisar-se as deformações principais mínimas, ε_2 , presentes no osso trapézio patológico na preensão de garra. O primeiro estado – condição nativa – exibiu deformações inferiores a -3125×10^{-6} m/m, como referido na secção 6.1.1, numa grande parte da extensão do osso trapézio, à exceção do lado medial da periferia da cúpula, onde se observaram deformações cujo valor médio foi de -6000×10^{-6} m/m. No modelo em atrito houve um aumento das deformações ε_2 em todas as zonas da periferia da cúpula, contudo, este aumento foi mais evidente nas regiões proximal e medial. Na parte lateral o aumento foi de aproximadamente três vezes, com um valor nominal de -10000×10^{-6} m/m. Na zona medial observaram-se deformações médias de -18000×10^{-6} m/m, ou seja, tal como aconteceu na parte lateral, registou-se um aumento de três vezes relativamente ao modelo nativo. A região proximal foi aquela que apresentou valores de deformação ε_2 mais elevadas, com um aumento de aproximadamente 90% relativamente ao modelo nativo. Nesta área verificou-se o pico de deformação ε_2 de -46000×10^{-6} m/m. Finalmente, no modelo rigidamente colado (representativo do longo termo), observou-se um aumento das deformações em todas as zonas da periferia da cavidade, no entanto, com valores nominais muito inferiores aos exibidos pelo modelo em atrito. Na zona lateral, as deformações ε_2 aumentaram para o dobro relativamente ao modelo nativo, contudo, foram 40% inferiores à exibidas pelo modelo em atrito. Na parte medial observou-se um aumento de 25% relativamente ao modelo nativo. Nesta região notou-se um pico de deformação de -28000×10^{-6} m/m. Por fim, a zona proximal apresentou deformações superiores às do modelo nativo em aproximadamente -6875×10^{-6} m/m, ou seja, nesta área observaram-se deformações médias de cerca de -10000×10^{-6} m/m. Este valor nominal de deformação equivale a uma diminuição de cerca de 67% relativamente ao modelo em atrito.

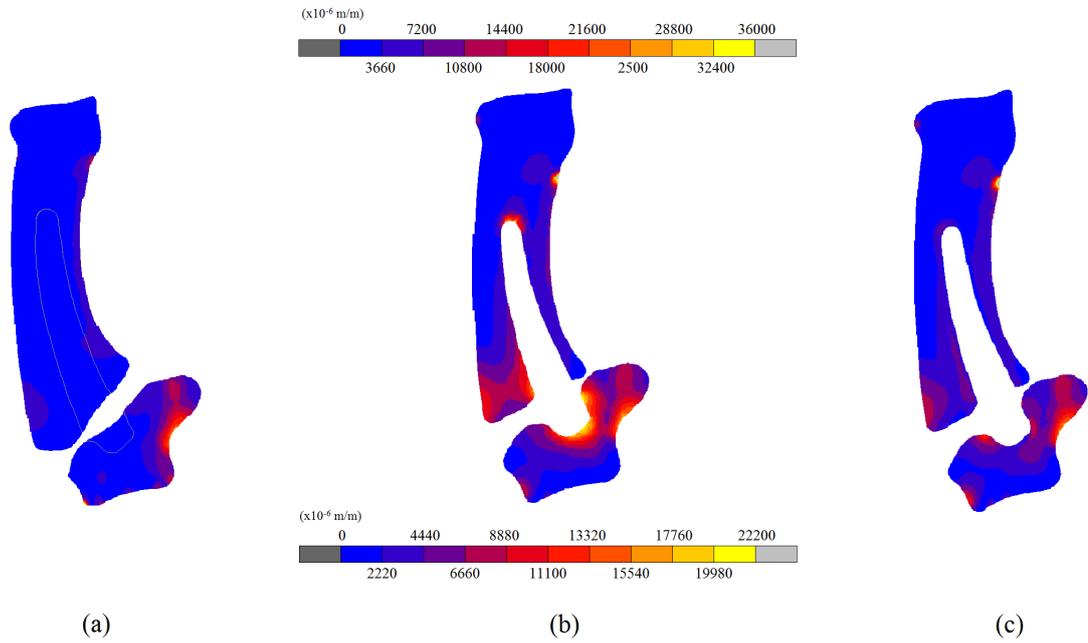


Figura 6.13: Caso de carga prensão de garra - Deformações principais máximas, ε_1 : Modelo nativo patológico (a); Modelo com atrito (b); Modelo sem atrito (c)

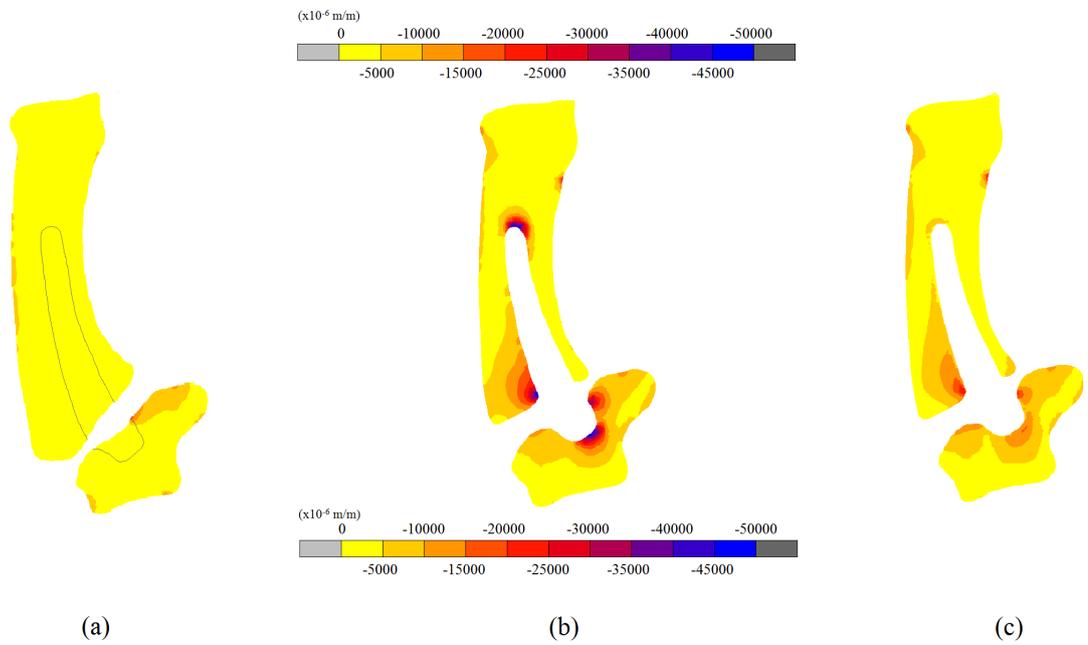


Figura 6.14: Caso de carga prensão de garra - Deformações principais mínimas, ε_2 : Modelo nativo patológico (a); Modelo com interface osso-implante em atrito (b); Modelo com interface osso-implante rigidamente ligado (c)

6.1.3 Micromovimentos

Tendo em conta os diferentes modelos da articulação simulados, além dos valores de deformação induzidos nas estruturas ósseas, também se analisou em complemento, e apenas no modelo em que a interface osso-implante foi considerada em atrito (sendo este modelo representativo da situação imediatamente após a cirurgia), os micromovimentos entre o osso e o implante para os dois casos de carga estudados – pinça de pontas e preensão de garra.

Estes micromovimentos (deslocamentos relativos) foram analisados nas condições de articulação patológica e não patológica ao longo da periferia dos implantes no plano medial lateral.

Na figura 6.15 são apresentados os micromovimentos observados no metacarpo na situação patológica e não patológica em ambos os casos de carga.

Da análise da figura pode constatar-se que a preensão de garra desencadeia um movimento relativo da prótese em relação ao osso muito superior ao que se obtém aquando do caso de carga da pinça de pontas (82%). Esta carga produziu no metacarpo patológico micromovimentos superiores na zona lateral (0,128mm) relativamente à região medial (0,0931mm) e à distal (0,049mm). Na parte lateral do metacarpo patológico, os micromovimentos variaram entre 0,1mm e 0,16mm. Na área distal ocorreram deslocamentos relativos inferiores, atingindo um mínimo de 0,024mm no centro da face distal de contacto entre o componente metacárpico e o osso. É visível um padrão aproximadamente simétrico de micromovimentos, pelo que na zona medial se vêem repetidos os deslocamentos da parte lateral. Contudo, foi na região lateral que se atingiu o desvio relativo máximo de 0,163mm.

No caso de carga da pinça de pontas observou-se, para o mesmo osso implantado, deslocamentos relativos inferiores à preensão de garra, sendo que não foram ultrapassados os 0,023mm. Este valor máximo ocorreu na zona lateral do implante. Foi, também aqui, evidente uma linha de deslocamentos relativos simétrica em relação ao eixo do implante. Na área distal observou-se o micromovimento mínimo com cerca de 0,003mm. Neste caso de carga foram obtidos micromovimentos cujos valores médios, nas zonas lateral, distal e medial, foram de 0,019 mm, 0,009 mm e 0,017mm, respetivamente.

Em termos médios, a preensão de garra aumentou os micromovimentos em cerca de 82% face à pinça de pontas.

Na figura 6.15 (b) estão presentes os deslocamentos relativos obtidos no metacarpo não-patológico. Observou-se, para ambos os estados de carga, uma linha de micromovimentos da prótese em relação ao osso aproximadamente simétrica, tal como se verificou na situação anterior.

Na zona lateral, o caso de carga de preensão de garra provocou micromovimentos que variaram entre 0,08mm e 0,105mm decrescendo à medida que se aproximaram da região distal, atingindo um mínimo no centro da mesma, com um valor nominal de 0,02mm.

Na parte medial, o deslocamento relativo médio foi superior, atingindo os 0,113mm face aos 0,101mm na zona lateral e 0,05mm na distal. Nesta zona observaram-se deslocamentos relativos numa gama entre 0,109mm e 0,119mm.

A pinça de pontas desencadeou no metacarpo de condição não-patológica micromovimentos inferiores, comparativamente com a preensão de garra. Estes micromovimentos ocorreram numa gama de deslocamentos relativos entre 0,006mm e 0,018mm.

Em termos médios, os micromovimentos da zona lateral rondaram os 0,005mm, à exceção de um ponto na parte proximal que sofre um pico de 0,018mm.

Na área distal, os deslocamentos relativos entre o osso e o implante atingiram o mínimo $0,006mm$ (cerca de $0,025mm$ inferior ao mesmo ponto aquando da prensão de garra), no entanto, o valor médio dos micromovimentos desta zona foi cerca de $0,0024mm$. Na região medial, o padrão de micromovimentos foi idêntico ao da zona lateral, com um aumento médio de aproximadamente 13%.

Os micromovimentos foram 95% superiores no caso de carga da prensão de garra face aos obtidos no caso de carga de pinça de pontas.

Numa análise comparativa entre os micromovimentos desenvolvidos nas articulações patológica e não patológica, verificou-se que, quando se aplicou o caso de carga de pinça de pontas, os micromovimentos desenvolvidos no metacarpo da articulação não-patológica correspondem, em termos médios, a aproximadamente 33% daqueles que foram observados na articulação patológica, isto é, os deslocamentos relativos exibidos na articulação patológica foram cerca de três vezes superiores aos apresentados pela articulação não-patológica.

Na situação de prensão de garra, a variação não foi tão relevante, uma vez que na zona lateral do metacarpo patológico se verificaram, em termos médios, micromovimentos 21% superiores aos do osso não-patológico. Nos lados distal e medial a situação reverteu-se e foi no metacarpo não-patológico que houve um aumento médio dos deslocamentos relativos de 2% e 18%, respetivamente.

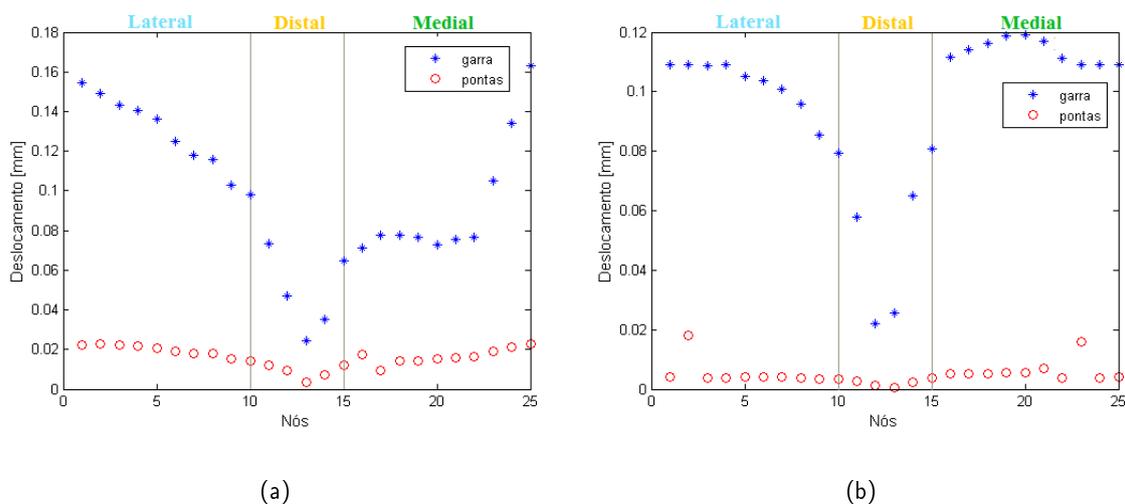


Figura 6.15: Micromovimentos: Metacarpo patológico (a); Metacarpo não-patológico (b)

Na análise à linha de deslocamentos relativos entre a prótese e o osso do carpo na condição patológica – figura 6.16 (a) – verificou-se de imediato que a zona lateral foi o alvo dos maiores micromovimentos em ambas as articulações. Ao submeter o osso ao caso de carga de prensão de garra, o máximo dos deslocamentos relativos foi registado na parte distal da zona lateral com cerca de $0,15mm$. O mínimo ocorreu na região medial com $0,04mm$. Em termos médios, os resultados exibidos no trapézio após a prensão de garra foram de $0,057mm$ na região medial, $0,121mm$ na lateral e $0,053mm$ na zona proximal.

No traçado da pinça de pontas, o micromovimento máximo registado foi de $0,013mm$. Em

termos médios, este valor corresponde a cerca de 9% do valor máximo obtido pela preensão de garra. Notou-se uma linha de deslocamentos relativos que tende a acompanhar a gerada pela preensão de garra, no entanto situando-se numa gama de valores muito inferior. Em termos médios, a pinça de pontas revelou micromovimentos de $0,008mm$ na zona lateral da cavidade, $0,004mm$ na parte proximal e $0,006mm$ na área medial. Em termos médios, a diferença de deslocamentos relativos entre pinças ronda os 91%.

No trapézio não-patológico – figura 6.16 (b) – apontou-se uma diferença mais significativa de micromovimentos entre as diferentes zonas da periferia da cúpula do implante. A zona lateral registou os maiores deslocamentos relativos, distribuindo-se num intervalo de valores absolutos entre $0,033$ e $0,041mm$, ou seja, em termos médios, nesta região os micromovimentos rondaram os $0,039mm$. Na área proximal da base da cúpula do implante, os deslocamentos relativos revelaram uma tendência decrescente até atingir o ponto mínimo, cujo desvio relativo foi de $0,055mm$. Este ponto estava situado na fronteira entre a zona proximal e a medial. Nesta região houve um deslocamento relativo médio de $0,016mm$. Por fim, na zona distal observou-se um micromovimento médio entre o osso e o implante de $0,015mm$.

Relativamente à pinça de pontas, os micromovimentos revelaram-se muito inferiores comparando com a preensão de garra (96%), no entanto, com uma linha deslocamentos relativos de formato semelhante à do trapézio patológico. A média dos deslocamentos relativos ao longo das superfícies lateral e medial situou-se nos $0,001mm$, ao passo que, na zona proximal, a média de micromovimentos observada foi inferior (cerca de $0,0004mm$).

Comparando o osso trapézio de ambas as articulações, observou-se que, aquando da pinça de pontas, o trapézio não-patológico obteve deslocamentos inferiores ao osso patológico (cerca de 79%). Em termos médios, os deslocamentos relativos registados no trapézio não-patológico corresponderam a 15% dos deslocamentos verificados no trapézio com a patologia aquando da pinça de pontas e 30% aquando da preensão em garra.

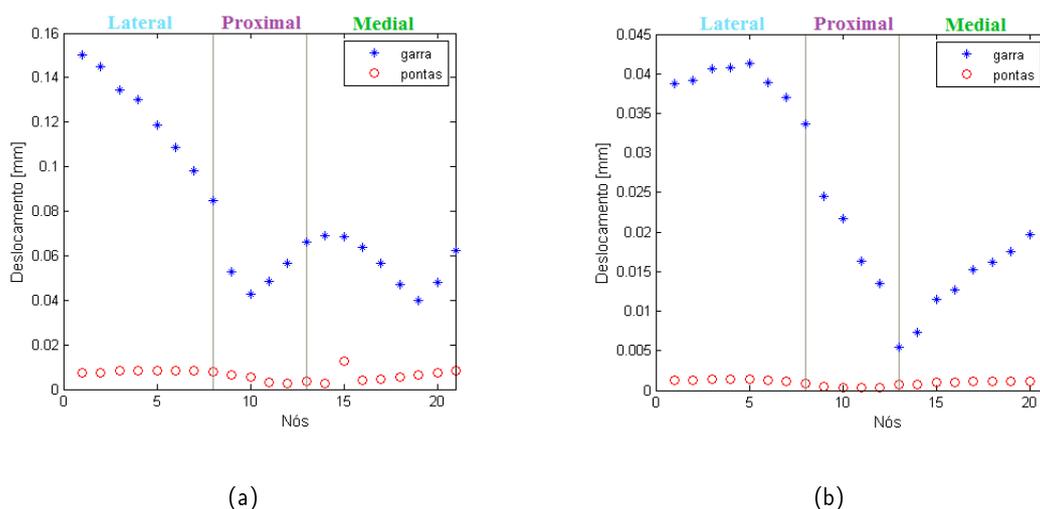


Figura 6.16: Micromovimentos: Trapézio patológico (a); Trapézio não-patológico (b)

Capítulo 7

Discussão dos resultados

7.1 Introdução

O trabalho realizado no âmbito desta dissertação teve como principal objetivo o estudo da biomecânica da articulação trapeziometacárpica no seu estado nativo e protésico. Procurou avaliar-se, recorrendo a modelos específicos de pacientes, o efeito da introdução do implante ao nível das deformações nos ossos da articulação assim como a estabilidade deste no período pós-cirúrgico. Estes dois parâmetros biomecânicos (deformações e estabilidade) são de vital importância para uma aferição da longevidade do processo da artroplastia trapeziometacárpica. O implante utilizado para responder a estes objetivos foi o modelo Elektra atualmente fabricado pela *Small Bones Innovations*.

De forma a poder desenvolver-se este estudo, e pela escassez de literatura relativa a este sujeito, nesta tese procurou-se numa primeira fase, estudar detalhadamente a anatomia da articulação na sua vertente óssea, muscular e ligamentar. De forma a complementar e permitir o avanço deste estudo desenvolveu-se numa fase seguinte, um estudo pormenorizado da biomecânica da articulação dando-se especial ênfase aos movimentos e suas amplitudes, assim como às forças e suas magnitudes para um conjunto de atividades fisiológicas diárias. Esta primeira abordagem permitiu identificar as forças a utilizar nos modelos desenvolvidos nas fases seguintes. Tendo em consideração que este trabalho pretende avaliar a artroplastia da articulação, procurou-se também, numa fase introdutória desta dissertação, identificar os principais tipos de implantes utilizados, as suas vantagens e inconvenientes.

Em termos dos modelos numéricos utilizados, recorreu-se à sua construção através de imagens médicas obtidas por TAC. Estas imagens permitiram, através dos softwares descritos anteriormente, a construção de modelos de elementos finitos específicos aos pacientes e que, no caso particular deste trabalho, incidiram sobre um paciente sem patologia e um paciente com patologia. A razão da modelação destes dois tipos de estados foi avaliar como a utilização de modelos específicos associados a patologias diferentes podem ou não alterar o comportamento biomecânico da artroplastia.

Assim, desenvolveram-se modelos de elementos finitos específicos aos pacientes que foram sujeitos a condições de carga representativas de duas atividades fisiológicas consideradas comuns no dia-a-dia dos pacientes, tais como o caso de carga da pinça de pontas, representativo da introdução de uma chave na fechadura e o caso de carga de preensão de garra, representativo duma atividade de agarrar uma garrafa ou objeto similar.

Os resultados obtidos com estes modelos devem ser compreendidos no âmbito de todas as sim-

plificações que foram necessárias realizar para a obtenção dos mesmos. Estes situaram-se ao nível das cargas aplicadas às estruturas ósseas, sendo que apenas foram utilizadas as principais forças envolvidas na articulação. Também ao nível das estruturas utilizadas nos modelos, utilizaram-se as estruturas ósseas e respetivas cartilagens, não tendo sido os componentes ligamentares envolvidos na análise. Apesar destas simplificações, o facto de o estudo ser meramente comparativo entre modelos nativos e protésicos, mantendo todos os outros parâmetros idênticos, leva-nos a crer que os resultados obtidos correspondem às principais diferenças entre os estados nativos e protésicos.

7.2 Modelos nativos patológico *versus* não patológico

Como referido anteriormente, o desenvolvimento destas duas condições da articulação ao nível dos modelos numéricos teve como objetivo principal comparar os níveis de deformação imposto às estruturas ósseas, metacarpo e trapézio, para os dois casos de carga considerados. A hipótese colocada para esta comparação foi de que uma articulação com patologia já avançada, sujeita às mesmas condições de carga que uma articulação sem patologia, teria um comportamento biomecânico bastante diferente, e possivelmente mais severo, que a articulação no seu estado dito normal (não-patológico).

Esta análise permitiu concluir que para as mesmas condições de carga o comportamento biomecânico das estruturas ósseas foi bastante diferente entre o estado não-patológico e o estado patológico. Normalmente a articulação patológica exibiu valores de deformação mais elevados que a articulação não-patológica, quer ao nível do metacarpo, quer ao nível do trapézio. Os próprios gradientes de deformação nas estruturas ósseas foram bastante diferenciados entre as duas condições clínicas da articulação. De forma idêntica, o nível de cargas a que a articulação foi sujeita também influenciou de forma significativa o comportamento das deformações desenvolvidas nas estruturas ósseas, em especial ao nível das suas magnitudes.

No caso de carga de prensão de garra verificou-se um aumento de aproximadamente 92% das deformações relativamente às observadas no caso de carga de pinça de pontas. Este comportamento resulta do facto de as forças envolvidas no caso de carga de prensão de garra serem cinco a sete vezes superiores às envolvidas no caso de carga da pinça de pontas [93]. Esta observação mostrou a criticidade das cargas a que a articulação esteve sujeita, relativamente ao seu estado clínico. Assim, podemos afirmar com base nos níveis de deformações obtidos nas estruturas ósseas na condição patológica que existe um elevado risco de dano associado a fratura por fadiga do osso, já que os níveis de deformação obtidos foram muito para além do que é considerado normal [2].

Este facto descrito anteriormente certamente estará ligado às próprias propriedades mecânicas e geométricas da articulação patológica quando comparada com a articulação não-patológica. Neste sentido procurou analisar-se os gradientes de densidade observados entre os pacientes alvo deste estudo presentes na figura 7.1. Nesta figura pôde observar-se que os ossos associados à articulação com patologia exibem valores de densidade inferiores à articulação não-patológica. Certamente esta situação justifica os níveis de deformação mais elevados observados neste modelo, pelo facto de a rigidez associada ao osso nos modelos numéricos estar diretamente correlacionada com os níveis de cinzento das imagens médicas. Por sua vez, estes níveis de cinzentos estão diretamente relacionados com a densidade óssea. Outro facto que pode também ter contribuído para os elevados níveis de deformação obtidos no modelo patológico foi a própria geometria óssea da articulação, pois quer o metacarpo quer o trapézio exibiram uma geometria mais exígua e menos anatomicamente normal.

Em resumo, podemos constatar que os factores de qualidade óssea (densidade) e geométricos (paciente/ patologia) têm uma grande influência no comportamento biomecânico das estruturas

ósseas da articulação. Neste sentido, aquando da avaliação do efeito da artroplastia nesta articulação, procurou-se que esta fosse realizada numa condição patológica e não-patológica de forma a avaliar comparativamente a influência do estado clínico do paciente.

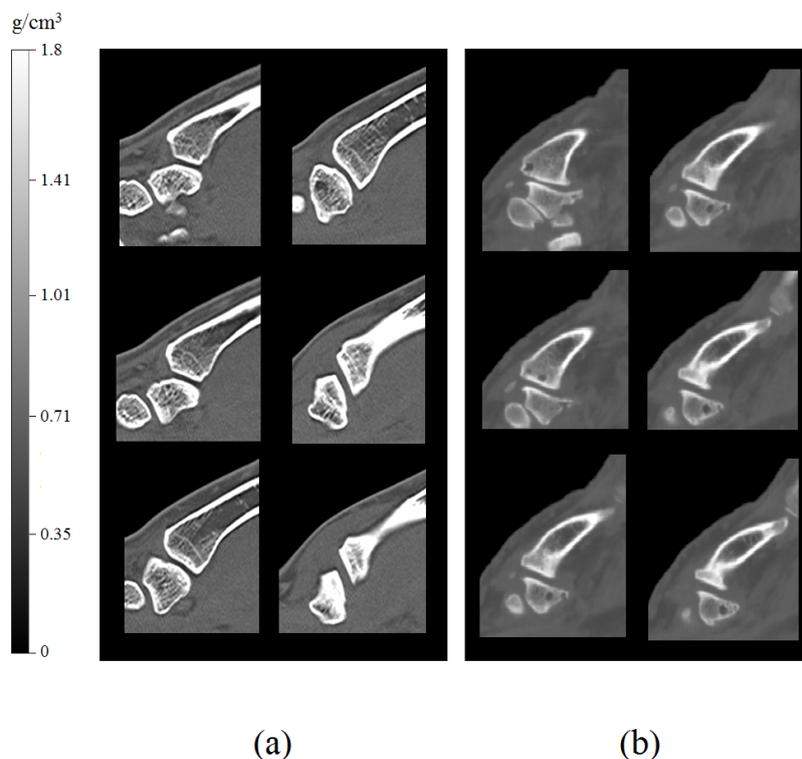


Figura 7.1: Geometria e gradientes de densidades das articulações no estado nativo (imagens TAC): articulação não-patológica (a); articulação patológica (b).

Imagem retirada do software Simpleware

Uma limitação deste estudo foi a não comparação dos resultados obtidos nos modelos numéricos com modelos experimentais. Como é fácil deduzir, esta comparação seria de todo impossível já que os modelos numéricos utilizados basearam-se em imagens médicas de pacientes vivos. Tendo em consideração esta limitação do estudo, procuraram-se em bibliografia publicada, estudos experimentais envolvendo as mesmas estruturas ósseas desta articulação, que permitissem uma comparação com os modelos de elementos finitos utilizados neste estudo. Assim, um estudo realizado por Barker et al. [16], que teve como objetivo a comparação entre modelos numéricos e modelos experimentais utilizando osso cadavérico e recorrendo à utilização de extensometria, foi utilizado para a comparação com as deformações obtidas no córtex dos modelos numéricos desenvolvidos no âmbito deste estudo. A zona em que os autores do referido estudo mediram experimentalmente as deformações no córtex corresponde à zona mais distal do metacarpo, ou seja, a zona mais distante da nossa região de interesse – zona proximal – que corresponde à articulação trapeziometacárpica. Constatou-se que a situação de carga fisiológica utilizada pelos autores do estudo se assemelha ao caso de carga da pinça de pontas e, para além disso, os ossos de cadáver utilizados aproximaram-se em termos geométricos do modelo não-patológico utilizado neste trabalho. Comparando os resultados experimentais dos autores ao nível das deformações principais com os obtidos neste trabalho, constatou-se que, para a mesma zona do metacarpo, obtiveram-se resultados semelhantes. A dife-

rença média foi de 41×10^6 m/m para as deformações principais máximas e -180×10^6 m/m para as deformações principais mínimas. Apesar da zona distal não ser a mais interessante para comparar com o nosso estudo, verificou-se que os resultados das deformações no córtex obtidos nos nossos modelos na região distal foram muito próximas, dando alguma confiança nos resultados obtidos no nosso estudo.

7.3 Modelos nativos *versus* implantados

A análise comparativa entre os modelos nativos e os modelos implantados foi realizada tendo em consideração a condição clínica da articulação, ou seja, patológica e não-patológica, assim como o período temporal após a artroplastia. Este facto temporal relaciona-se com a condição mecânica da interface implante-osso. Assim, considerou-se representativo de um período imediatamente após a cirurgia uma condição de interface osso-implante não rigidamente ligada e em atrito. De forma idêntica, considerou-se que, para um período representativo de longo termo após a artroplastia, a interface osso-implante está rigidamente ligada, representando uma osteointegração completa do implante.

À semelhança do que ocorreu com os modelos nativos, também nos modelos implantados se verificou um aumento considerável das deformações aquando da solicitação da preensão de garra relativamente ao caso de carga de pinça de pontas. Em termos médios, nos modelos implantados estudados, verificou-se um aumento de 79% das deformações principais máximas e cerca de 91% das deformações principais mínimas aquando da solicitação da preensão de garra face à pinça de pontas. Estes resultados evidenciaram que as estruturas ósseas implantadas foram mais sensíveis às deformações de compressão (principais mínimas) que às de tração (principais máximas).

Ao nível do metacarpo, para ambos os casos de carga estudados e condição clínica (patológico e não-patológico), as deformações mais elevadas ocorreram no modelo representativo da situação pós-cirúrgico (interface osso-implante em atrito) na zona distal da cavidade do implante. Nesta região o aumento médio das deformações relativamente ao modelo nativo foi de aproximadamente 90%. Este aumento, relativamente ao modelo nativo, representa um sério risco de falência por fratura de fadiga do osso nesta região [87].

O facto das deformações no metacarpo terem sido mais elevadas na extremidade distal do implante, está relacionado com o efeito de fulcro (pressão) da extremidade da haste metacárpica sobre o osso. Este efeito de fulcro resulta dos esforços de flexão e compressão gerados pelas cargas aplicadas à extremidade proximal da haste metacárpica. Este mesmo efeito também originou um aumento das deformações na zona proximal do metacarpo, no entanto, estes aumentos foram inferiores aos observados na zona da extremidade distal da haste situando-se em torno dos 60%. Este efeito observado no metacarpo não é diferente do sucedido em outras artroplastias que utilizam hastes intramedulares como o caso da artroplastia da anca ou da revisão da artroplastia do joelho [14].

Ao nível do trapézio para ambos os casos de carga estudados, as deformações mais elevadas ocorreram, tal como sucedido no metacarpo, no modelo representativo da situação pós-cirúrgica (interface osso-implante em atrito) na zona proximal da cavidade do implante. Nesta região, na condição clínica patológica, o aumento médio das deformações relativamente ao modelo nativo foi de aproximadamente 93% enquanto na condição clínica não-patológica o aumento foi inferior, tendo sido em termos médios cerca de 77%. Tal como no caso do metacarpo, a magnitude destes aumentos de deformação relativamente à situação nativa representam um sério risco de falência da estrutura óssea de suporte ao implante nestas regiões, sendo este risco mais elevado no caso

clínico patológico.

Esta constatação leva-nos a concluir que a condição patológica da articulação influencia o comportamento biomecânico do osso implantado, tendo sido mais evidente no caso do trapézio. Este facto estará, como já descrito anteriormente, relacionado com a inferior qualidade óssea da articulação patológica relativamente à condição não-patológica, permitindo assim o desenvolvimento de deformações mais elevadas.

No caso do modelo representativo da situação pós cirúrgica, nas outras regiões ósseas para além daquelas anteriormente referidas, as alterações de deformação relativamente aos modelos nativos foram pouco significativas.

No caso dos modelos representativos de uma situação clínica a longo termo, em que o implante foi considerado rigidamente ligado ao osso, o comportamento das deformações no metacarpo e no trapézio foi bem distinto do observado nos modelos representativos da situação pós-cirúrgica.

Ao nível do metacarpo, para ambos os casos de carga estudados e condição clínica (patológico e não-patológico), as deformações mais elevadas ocorreram na região proximal. Nesta região, o aumento médio das deformações na condição não-patológica foi reduzido relativamente ao modelo nativo. Contrariamente, a condição patológica da articulação revelou um aumento significativo das deformações nesta região. Este aumento foi de aproximadamente 70% relativamente ao modelo nativo. Enquanto que na condição não-patológica os aumentos verificados nesta região não parecem representar qualquer tipo de risco para o osso, no modelo patológico estes aumentos podem significar o aparecimento de hipertrofia óssea localizada ou, no limite, um risco de falência da estrutura óssea por efeito de fratura por fadiga [87].

Relativamente à região situada na extremidade da haste metacárpica, apesar de existir também um aumento das deformações relativamente à situação nativa, este foi bem inferior ao observado no caso dos modelos representativos da situação pós-cirúrgica. Este facto faz com que o risco de falência por fadiga óssea nesta região seja inferior ao risco identificado nos modelos representativos da situação pós-cirúrgica. No entanto, a probabilidade de ocorrer hipertrofia óssea localizada continua a existir devido ao aumento de deformações registadas. Contrariamente ao observado quer na zona distal quer na zona proximal do modelo representativo da situação clínica a longo termo, identificou-se entre estas duas regiões uma alteração ligeira das deformações principais no metacarpo. Este facto reduz a probabilidade de ocorrência de efeito de stress-shielding por redução das deformações no metacarpo implantado, relativamente ao metacarpo nativo.

No trapézio, o modelo representativo da situação a longo termo teve um comportamento bem distinto do observado no modelo representativo da situação pós-cirúrgica. As deformações mais elevadas no trapézio implantado ocorreram na região mais proximal. Na situação clínica não-patológica ocorreu uma diminuição ligeira das deformações relativamente ao modelo nativo, enquanto que na situação clínica patológica ocorreu um aumento das deformações relativamente à situação nativa. Esta constatação no caso não-patológico conduz a uma probabilidade de ocorrência de uma diminuição da densidade óssea a termo por efeito de *stress-shielding* na região proximal do trapézio. Apesar do incremento das deformações ocorrido na situação patológica, este aumento foi bem inferior ao registado no modelo representativo da situação pós-cirúrgica. Assim, a probabilidade de falência do osso por efeito de deformação excessiva é bastante mais reduzida na situação em que o implante se encontra osteointegrado.

Na situação representativa do período pós-cirúrgico foi possível observar ao nível das deformações quer no metacarpo quer no trapézio, que estas foram sempre bastante elevadas, sendo que no caso de carga de prensão de garra estas colocam seriamente em risco o suporte do implante já que muito provavelmente o osso irá sofrer dano por fratura. Além das deformações impostas à estrutura óssea pelo implante que podem ser decisivas para a longevidade da artroplastia [87], no

caso em que a interface osso-implante ainda não se encontra rigidamente ligada, tendo sido tratada nos nossos modelos como uma interface em atrito, os micromovimentos desenvolvidos nesta interface, ou seja, o deslocamento relativo entre o implante e o osso é também um fator decisivo para o sucesso da artroplastia. Nesse sentido foram analisados em ambas as estruturas ósseas na situação pós-cirúrgica, os deslocamentos relativos entre o implante e o osso nas condições clínicas patológica e não-patológica, para ambas as condições de carga estudadas.

Alguns autores [66, 55, 65, 81, 79] defendem que a falta de estabilidade inicial dos implantes é um importante fator para a promoção da perda asséptica destes. As cargas fisiológicas originam micromovimentos relativos na interface osso-implante na ordem dos 0,1mm a 0,2mm e podem inibir o crescimento ósseo e a formação de tecido fibroso em torno do implante. Engh [31] mediu o deslocamento relativo entre o implante e o osso na artroplastia da anca em catorze fêmures com hastes femorais. Num dos casos a osteointegração não ocorreu e o micromovimento entre o implante e o osso adjacente foi de 0,150mm. Em todos os outros casos, ocorreu o crescimento ósseo e foi observado um deslocamento relativo irreversível de 0,04mm. Estas observações conferiram a importância da estabilidade inicial do implante.

Em ambas as estruturas ósseas foi possível observar que a condição de carga mais severa, ou seja, a preensão de garra, induziu micromovimentos relativos bem superiores em aproximadamente 90% aos observados na condição de carga menos severa, ou seja, a pinça de pontas. Os valores de micromovimentos registados na situação de carga mais severa, ao contrário do que sucedeu na situação de carga de pinça de pontas, tiveram um comportamento distinto ao longo das três regiões analisadas. Normalmente estes valores foram mais elevados junto à zona proximal do metacarpo e distal do trapézio e inferiores na zona distal do metacarpo e proximal do trapézio. Em média, no metacarpo, para ambas as condições clínicas (patológico e não-patológico) e na condição de carga mais severa, os valores dos micromovimentos foram superiores a 0,04mm nas regiões lateral e medial do implante. Estes valores médios superiores a 0,04mm podem inibir a adesão do osso ao implante colocando assim em causa o sucesso da artroplastia [31]. Já no trapézio, apenas na condição clínica patológica, para a condição de carga mais severa, os valores dos micromovimentos situaram-se acima dos 0,04mm. Tornou-se evidente que estes resultados dos micromovimentos entre o implante e o osso para a condição de carga mais severa podem colocar em causa o sucesso da artroplastia. Assim será de todo conveniente que, numa situação imediatamente após a cirurgia, seja de evitar a realização de esforços elevados pela articulação.

No caso de carga de pinça de pontas, para ambas as situações clínicas (patológica e não-patológica) quer no metacarpo quer no trapézio foi possível observar uma certa homogeneidade dos micromovimentos entre as regiões proximal e distal dos implantes. Além disso, os valores máximos observados em ambas as estruturas ósseas da articulação foram sempre inferiores a 0,04mm evidenciando-se desta forma que a realização de pequenos esforços, como seja colocar a chave numa fechadura aparentemente, não coloca em risco a estabilidade do implante que possa comprometer o processo de osteointegração.

De acordo com estudos clínicos realizados por Regnard, Hernández-cortés et al. Hansen e Snerum et al., Klahn e Sanjiv Naidu et al. [67, 62, 38, 46, 77] em que foi utilizado o mesmo tipo de prótese que neste estudo constatou-se que, apesar da recuperação cirúrgica relativamente rápida, um alívio da dor e edema ocorridos num curto espaço de tempo e uma boa recuperação da força de preensão e dos movimentos da articulação, houve uma elevada taxa de revisão desta artroplastia num escasso período de tempo após a cirurgia (cerca de 24% a 36 meses, 34% a 48 meses e 44% após os 72 meses de seguimento [46]).

P. Regnard [67] foi o primeiro clínico a considerar os resultados do seu estudo como sendo positivos com 83 dos 100 casos estudados com bons resultados. O autor descreveu alguns dos problemas que surgiram pouco tempo após a cirurgia. As complicações descritas foram de encontro aos resultados decorrentes desta dissertação.

Ainda durante a cirurgia, o autor referiu sete casos em que ocorreu fratura da estrutura óssea – cinco no trapézio durante a colocação da base do implante pelo método *screw-fit* e dois no metacarpo durante a colocação da haste por *press-fit*. No período pós-operatório, a principal causa de falência da artroplastia deveu-se essencialmente à luxação do componente trapezoidal, com possível migração do implante (figura 7.2). Neste trabalho constatou-se que, no período após a cirurgia, os micromovimentos do implante foram elevados especialmente quando sujeito a cargas elevadas. Este facto é coerente com a descrição clínica de migração do implante nesta fase (pós operatória) feito por Regnard[67]. Este facto não foi só referido por este autor mas também pelos autores referenciados anteriormente. O facto do trapézio ter dimensões reduzidas face ao metacarpo e ser composto maioritariamente por osso trabecular, fez com que se tornasse o elemento mais vulnerável aquando da artroplastia. Ao colocar o implante nesta estrutura mais frágil, torna-se mais difícil a fixação óssea do componente trapezoidal. Para além disso, quando existe osteoartrose no trapézio, este adota um formato achatado pelo que perde a capacidade de suporte da cúpula do implante [62]. Assim, compreende-se o facto de ser o trapézio a principal causa de falência da artroplastia trapeziometacárpica, corroborando os resultados obtidos nesta dissertação. Em alguns casos foi descrita a fratura do trapézio como a consequência mais grave ocorrida no período pós-artroplastia. Assim, podemos constatar que, à semelhança do que decorreu no estudo desta tese, quando solicitado por algumas cargas fisiológicas mais severas, o osso é alvo de deformações que excedem o máximo suportado pelo mesmo, resultando em fratura.

Para além da falha do componente trapezoidal, Regnard e [67] referiu um "afundamento" da haste do implante no osso. Os modelos estudados nesta dissertação revelaram deformações no metacarpo muito elevadas na zona distal do implante. Os níveis de deformações observados, tal como referido, podem originar dano por fadiga e consequente fratura. Este facto pode permitir um afundamento do implante por falta de suporte ósseo tal como refere o estudo clínico do autor. O mesmo autor referiu ainda que, nos casos de pacientes com osteoporose, existia maior probabilidade de se registar esta consequência que conduz à falência da artroplastia.

Conclui-se assim que a principal causa de falência da artroplastia trapeziometacárpica reside na falha do processo de osteointegração sendo o componente trapezoidal o mais afetado, com uma consequente migração da cúpula da prótese.

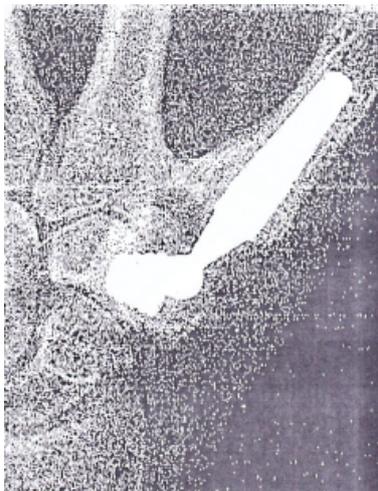


Figura 7.2: Migração da componente trapezoidal do implante.

[*fonte:* Two-year outcomes of Elektra prosthesis for trapeziometacarpal osteoarthritis: a longitudinal cohort study [62].]

Capítulo 8

Conclusões finais e trabalhos futuros

8.1 Conclusões finais

A análise aos dados fornecidos pela Sociedade Portuguesa de Artroplastia evidencia um crescimento de cerca de 22% do número de artroplastias trapeziometacárpicas realizadas no Serviço Nacional de Saúde nos anos de 2011 e 2012 [1]. A necessidade da utilização do polegar é cada vez mais visível desde as gerações mais novas (mensagens sms e video jogos) pelo que se prevê um crescimento exponencial do número de pacientes mais jovens com possíveis patologias desta articulação. Verificou-se ainda que, segundo dados estatísticos [1], a principal causa da necessidade de realização da artroplastia consiste na artrose degenerativa da base do polegar, também denominada por rizartrose. Esta patologia tem maior incidência em pacientes do sexo feminino com idades a rondar os 50 anos.

Desde 1965, pela mão de Swanson [83, 91], tem se vindo a procurar a melhor o *design* e os materiais de que são feitos os implantes para a articulação carpo-metacárpica do primeiro dedo. Contudo, segundo os registos médicos publicados, os resultados após a cirurgia não se têm revelado muito animadores [67, 62, 38, 46, 77, 91, 71, 39, 48, 27, 28, 45, 41, 43, 12]. É neste contexto que surge a necessidade de aprofundar o estudo da biomecânica da artroplastia trapeziometacárpica objetivo do presente trabalho. Da bibliografia consultada, concluiu-se que para a grande maioria dos implantes, os componentes metacárpico e trapezoidal são colocados pelo método de *press-fit* tal como o utilizado pela prótese Elektra utilizada neste estudo. Verificou-se ainda que a taxa de revisão da artroplastia é, na generalidade, muito elevada num curto espaço de tempo [67, 62, 38, 46, 77, 46]. Esta constatação clínica não contraria os resultados obtidos neste estudo que evidenciaram, nos modelos representativos da situação pós-cirúrgica, os níveis de deformação mais elevados no osso em torno do implante assim como os micromovimentos entre o implante e o osso que são potenciadores da perda do mesmo num período curto após a artroplastia. A necessidade da revisão, ou até mesmo remoção da prótese, deve-se essencialmente à falência do componente trapezoidal. Na maioria dos casos clínicos, relataram-se várias experiências em que houve deformação articular ou um descolamento da interface osso-implante, com um conseqüente deslocamento deste componente, causando conseqüências graves para o paciente ao nível de dor e edema [46]. Estes factos também corroboram os resultados obtidos neste estudo, que evidenciaram que o trapézio é a estrutura óssea mais crítica desta artroplastia quer pelos elevados níveis de deformação no osso quer pela estabilidade do implante para situações de carga fisiológica mais

elevada.

Alguns estudos indicam que uma deficiente avaliação pré-clínica da articulação é um fator que pode contribuir para o insucesso deste método cirúrgico. Sendo a má avaliação da qualidade óssea, da dimensão do implante e da atividade desenvolvida pelo paciente no seu quotidiano são as razões mais apontadas. Esta constatação não contraria os resultados obtidos neste estudo, já que ficou evidenciado as diferenças em termos de comportamento biomecânico de uma articulação protésica não-patológica com uma patológica. Esta última revelou sistematicamente níveis de deformação mais elevados para as mesmas solicitações que a não-patológica, logo estando mais propensa à falência da artroplastia. Esta constatação pode e deve ser um fator determinante a ter em conta pela parte dos clínicos na opção pela realização deste método cirúrgico, pois, nas situações em que a patologia da articulação está muito avançada e a qualidade óssea é débil, possivelmente a artroplastia não será a solução ideal ou então no caso de o ser, o paciente terá de ficar bastante limitado no nível de esforços que pode realizar.

Em resumo, podemos afirmar com base nos resultados deste estudo que a artroplastia da articulação trapeziometacárpica origina uma grande alteração do comportamento biomecânico dos ossos da articulação relativamente à situação nativa, em especial, do trapézio. Sendo que este último, numa situação imediatamente após a cirurgia, fica bastante propenso à falência por fratura. O fator que decisivamente contribui para um aumento ou diminuição do risco de falência desta técnica é o nível de carga a que a articulação é sujeita no período pós-cirúrgico em que ainda não existe uma ligação suficientemente rígida do implante ao osso. Portanto, neste período, devem ser evitadas a realização de esforços pelo paciente. Também a condição óssea demonstrou ter um papel relevante para o risco de falência ou não deste processo cirúrgico. Este facto demonstra a importância de uma correta avaliação da qualidade óssea e geométrica na análise pré-clínica. Assim, do ponto de vista biomecânico existe ainda um longo caminho a percorrer em termos de design e materiais destes implantes, de forma a reduzirem os fatores negativos referidos anteriormente.

Como é possível observar, este estudo não se encontra completo e as conclusões retiradas devem ser sempre interpretadas com base nas diferentes limitações associadas a este tipo de trabalhos. Assim, seria de todo conveniente de forma a complementar e a validar os resultados obtidos, a realização de ensaios experimentais *in vitro* e *in vivo*. Em complemento, condições de carga mais completas, considerando todas as estruturas envolvidas na articulação podem contribuir para uma maior realidade dos resultados. Seria também bastante interessante o desenvolvimento e teste de novas geometrias e materiais de implantes, pois a sensação que fica no final deste estudo é que possivelmente uma alteração da geometria na zona proximal da haste metacárpica como seja a adição de um colar e a mesma modificação no componente trapezoidal podem alterar significativamente os resultados aqui obtidos. Estas últimas palavras poderão ser linhas de orientação para trabalhos futuros.

Referências

- [1] 2^o relatório anual do registo português de artroplastias, 2010-2011.
- [2] F. Fonseca A. Completo. *Fundamentos da biomecânica músculo-esquelética e ortopédica*. Publindústria, Produção de Comunicação, Lda., 2011.
- [3] Pedro Angel Seltzer Bruzzo Dr. Gustavo Esteban Salmoral Adrián Federico Antunovic, Mabel Griselda Alvarez. Fractura de bennett. *Revista de Posgrado de la Vla Cátedra de Medicina*, Vol. 176:pp. 17–20, 2007.
- [4] Kapandji A.I.;. *Fisiologia Articular, 5^a edição*, volume vol.1. Medicina Panamericana, 2000.
- [5] Groot deG. Alfre B. Swanson, ; Ivan B. Matev. The strength of the hand. *Bulletin of Prosthetics Research*, n.d.:pp. 145–153, 1970.
- [6] Eric A. Villela Arlindo G. Pardini JR. Osteoartrite carpometacárpica do polegar: estudo comparativo entre artroplastia de interposição tendinosa, artrodese e ligamentoplastia. *Rev Bras Ortop*, vol. 30, N° 4:pp. 219–226, 1995.
- [7] Vignatti Nédio B. Dinamometria como metodologia de avaliação da força de preensão manual em crianças e adolescentes praticantes de canoagem, Dezembro 2011.
- [8] Biomet, 2012.
- [9] Jonathan Black. Orthopaedic biomaterials in research and practice. *The journal of bone and joint surgery*, n.d.:n.n, 1988.
- [10] C. Hager-Ross; B.Rosblad;. Norms for grip strength in children aged 4-16 years. *s.l.:Acta Paediatr*, vol. 91:pp. 617–625, 2002.
- [11] Mary Y. Egan; Lucie Brousseau. Splinting for osteoarthritis of the carpometacarpal joint: A review of the evidence. *The American Journal of Occupational Therapy*, vol. 61, N°1:pp. 70–78, 2007.
- [12] M. Moughabghab S. Benaissa L. Henry F.Guériat C. Maes, J.-L. Dunaud. Résultats à plus de cinq ans du traitement de la rhizarthrose par la prothèse rubis ii. À propos de 118 implantations. *Elsevier - Chirurgie de la main*, vol. 29 (6):pp. 360–365, 2010.
- [13] Diana Monteiro Coimbra. O tratamento da rizartrose: Estado da arte. Master's thesis, Instituto de Ciências Abel Salazar - Universidade do Porto / Centro Hospitalar do Porto, 2010.

- [14] A. Completo. *Estudo numérico e experimental da biomecânica da prótese do joelho*. PhD thesis, Universidade de Aveiro, 2006.
- [15] Bettinger P. C.; Linscheid R. L.; Berger R.A. Cooney;. An anatomic study of the stabilizing ligaments of the trapezium and trapeziometacarpal joint. *The Journal of Hand Surgery*, vol. 24(4):pp. 786–798, 1999.
- [16] J. Krishnan T.C. Hearn D. S. Barker, D. J. Nertherway. Validation of a finite element model of the human metacarpal. *Medic*, Vol. 27:pp. 103–113, 2005.
- [17] Licia Maria Henrique da Mota. Osteoartrose, Agosto 2012. Consultado em Março de 2012.
- [18] Claudia Kazue Yamaguchi Maria Carolina Guimarães Fernando Santos Emerich Gomes André Yui Aihara Cassiano Leão Bannwart Ivan Chakkour Jamil Natour Artur da Rocha Correa Fernandes. Estudo por imagem da articulação carpometacarpal do polegar. *Rev. Bras. Reumatol*, vol. 48:pp. 297–300, 2008.
- [19] Claudia Santos; Manuel Alexandre Pereira; Luis Fernando Nunes Pires Silva; Rui Miguel Teixeira Claro; Miguel Nuno Albuquerque Cardoso Trigueiros; Joaquim César Ferreira da Silva. Tratamento cirúrgico da rizartrose: trapezectomia com ou sem ligamentoplastia versus prótese total. *Rev Bras Ortop.*, vol. 46(1):pp. 83–86, 2011.
- [20] S. Gupta P. Dan. Bone geometry and mechanical properties of the human scapula using computes tomography data. *Trends Biomaterials & Artificial Organs*, Vol.17(2):pp. 61–70, 2004.
- [21] Dr. Homid Fahandezh-Saddi Díaz. Cirugía de la rizartrosis.
- [22] Dr. Leohnard Bayer; Dr. Rafael Pêgas Praetzel; Dr. Ricardo Kaempf de Oliveira. Artrose da base do polegar ou rizartrose, n.d.
- [23] Munir Khan Mohammad Waseem Ali Raza Damjana Derham. Quantitative assessment of improvement with single corticosteroid injection in thumb cmc joint osteoarthritis? *The open orthopaedics journal*, vol. 3:pp. 48–51, 2009.
- [24] WC Hayes DR Carter. The compressive behavior of bone as a two phase porous structure. *Journal of Bone Joint Surgery*, 59:954–962, 1977.
- [25] Professor J. Duparc. *Wirst and Hand - Surgical Techniques in orthopaedics and traumatology*, Volume 5. Elsevier, 2000.
- [26] Tubiana R.; Thomine J.; Mackin E. *Diagnóstico clínico da mão e do punho*. Rio de Janeiro: Interlivros, 1996.
- [27] C. Chantelot R. Beccari E. Masméjean, J.-Y. Alnot. La prothèse trapèzométacarpienne anatomique guepar. *Elsevier - Chirurgie de la main*, vol. 22:pp. 30–36, 2003.
- [28] C.H. Chantelot E. Masméjean. Le traitement chirurgical de la rhizarthrose du pouce: place de la prothèse trapèzométacarpienne. *e-mémoires de l'Académie Nationale de Chirurgie*, vol. 3(No. 4):pp. 18–23, 2004.

- [29] L.M.S. Barreira E.M.M. Fonseca, M. J. Lima. Human femur assessment using isotropic and orthotropic materials dependent of bone density. *3rd International Conference on Integrity, Reliability and Failure*, n.d:pp. 1–10, Julho 2009.
- [30] Anne E. Wind; Tim Takken; Paul J. M. Helders; Raoul H. H. Engelbert. Is grip strength a predictor for total muscle strength in healthy children, adolescents, and young adults? *European Journal of pediatrics*, vol. 169:pp. 281–287, 2009.
- [31] Jasty M McGovern TF Bobyn JD Harris WH. Engh CA, O'Connor D. Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. *Anderson Orthopaedic Research Institute*, Vol 285:pp.: 13–29, 1992.
- [32] P. Massart C. Sartorius F. Moutet, C. Lebrun. La prothèse roseland. *Elsevier - Chirurgie de la Main*, vol. 20:pp. 79–84, 2001.
- [33] Francisco Carlos Martins; Luiz Carlos Angelini; Jair Guiguet Leal Júnior; Beatriz Faria;. Tratamento da artrose da articulação do trapézio metacarpiano do polegar pela técnica de suspensoplastia de thompson modificada. *Rev Bras Ortop*, vol. 33, Nº3:pp. 230–234, 1998.
- [34] M. Pearcy D. L. S. McElwain G. Chen, G. J. Pettet. Modelling external bone adaptation using evolutionary structural optimisation. *Biomechan Model Mechanobiol*, vol. 6:pp. 275–285, 2007.
- [35] C Kynes G D Wright G K Meenagh, J Patton. A randomised controlled trial of intra-articular corticosteroid injection of the carpometacarpal joint of the thumb in osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, vol. 63:pp. 1260–1263, 2004.
- [36] Adler H. The problem of normal stability of the trapeziometacarpal joint. *Handchirurgie*, vol. 7:pp. 115–121, 1975.
- [37] R. Weeler Haines;. The mechanism of rotation at the first carpo-metacarpal joint. *Journal of Anatomy*, vol. 78 (Pt 1-2):pp. 44–46, 1944.
- [38] Snerum L. Hansen TB. Elektra trapeziometacarpal prosthesis for treatment of osteoarthritis of the basal joint of the thumb. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg*, Vol. 42:pp. 316–319, 2008.
- [39] S. Amillo; A. Samper; J. A. Illescas;. Resultados a largo plazo de la artroplastia total de la articulación trapeziometacarpiana mediante la prótesis cementada "de la caffinière". *Rev. Med. Univ. Navarra*, vol. 46, Nº 3:pp. 17–20, 2002.
- [40] Small Bone Innovations. Elektra - surgical technique. France, 2009.
- [41] J. Isselin. Prothèse arpe : résultats préliminaires. *Elsevier - Chirurgie de la Main*, vol. 20:pp. 89–92, 2001.
- [42] S. Benaïssa E. Vimont A. Degandt J. L. Dunaud, M. Moughabghab. Prothèse trapéziométracarpienne rubis 2: concept, technique opératoire. *Elsevier - Chirurgie de la Main*, vol. 20:pp. 85–93, 2001.

- [43] P. Jacoulet. Résultats de la prothèse trapézométacarpienne arpe: à propos de 37 implantations. *Elsevier - C*, vol. 24 (1):pp. 24–28, February 2005.
- [44] T. Jurimae; T. Hurbo ; J. Jurimae;. Relationship of handgrip strength with anthropometric and body composition variables in prepubertal children. *Journal of Comparative Human Biology*, vol. 60:pp. 225–238, 2008.
- [45] C. Oberlin A. Salon le Guepar J.Y. Alnot, D. Beal. Guepar total trapezometacarpal prosthesis in the treatment of carpometacarpal arthritis of the thumb. *Elsevier - Annales de Chirurgie de la Main et du Membre Supérieur*, vol. 12 (2):pp. 93–104, 1993.
- [46] Gvozdenovic R Boeckstyns ME. Klahn A, Nygaard M. Elektra prosthesis for trapeziometacarpal osteoarthritis: a follow-up of 39 consecutive cases. *Journal of Hand Surgery (Eur)*, n.d.:n.d., 2012.
- [47] McArdle; William D. Katch; Frank I. Katch; Victor L.;. *Fisiologia do exercício - Energia, Nutrição e Desempenho Humano [trad]*. Guanabara Koogan, 2008.
- [48] S. Amillo Garayoa L. M. Romero Muñoz. Artroplastia "de la caffinière" en pacientes afectados de artrosis trapecio-metacarpiana. seguimiento a 15 años. *Revista Española de Cirugía Osteoarticular.*, vol. 47(240):pp. 163–167, Diciembre 2009.
- [49] Xiaoli Zeng Yongxin Zhou Liang Peng, Jing Bai. Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions. *Medical Engineering & Physics*, 28:227–233, 2006.
- [50] Prof. Ms. Marcelo Lima. Traumatologia dos membros superiores.
- [51] Lynn S. Lippert. *Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas*. Revinter, 1996.
- [52] Lynn S. Lippert. *Clinical Kinesiology an Anatomy, 4th edition*. E. A. Davis Company, 2006.
- [53] Carter D. R; Wong M. Modelling cartilage mechanobiology. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci*, Vol. 358 (1437):pp. 1461– 1471, 2003.
- [54] David J. Magee. *Orthopedic Physical Assessment, 4th edition*. W. B. Saunders Company, 2002.
- [55] Jasty M. Burke D.W. O'Connor D.O. Zalenski E.B. Bragdon C. Harris W.H. Maloney, W.J. Biomechanical and histologic investigation of cemented total hip arthroplasties. a study of autopsy-retrieved femurs after in vivo cycling. *Clinical Orthopaedics*, Vol. 249:pp: 129–140, 1989.
- [56] Volland G Weber K Dowe M Rogers S. Mathiowetz V, Kashman N. Grip and pinch strength: Normative data for adults. *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 66:pp. 69–72, 1985.
- [57] R.L. Drake; W. Vogl; A. W. Mitchell;. *Gray's Anatomy for students*. Elsevier, 2005.
- [58] N. Bousselmame; H. Kasnaoui; F. Galuia; K. Lazrak; H. Taobane; I. Moulay. Les fractures du trapèze. *Acta Orthopaedica Belgica*, Vol. 66:pp. 154–162, 2000.
- [59] Patricia M. Moura. Estudo da força de preensão palmar em diferentes faixas etárias do desenvolvimento humano. Master's thesis, Brasil: Universidade de Brasília, 2008.

- [60] Dr Marcus Hideki Murata. Fraturas metacarpianas, 2009.
- [61] Frank H. Netter. *Atlas of Human Anatomy, 2nd edition*. Novartis, s.d.
- [62] M. J. Robles-Molina R. Gómez-Sánchez P. Hernández-Cortés, M. Pajares-López. Two years outcomes of elektra prosthesis for trapeziometacarpal osteoarthritis: a longitudinal cohort study. *Journal of Hand Surgery (Br)*, Vol.31 No. 6:pp. 621–628, 2006.
- [63] R. Putz; R. Pabst. *Sobotta - Atlas de Anatomia Humana*, volume vol. 1. Guanabara Koogan, 1993.
- [64] Vicent D. Pellegrini. Thumb carpometacarpal arthroplasty using flexor carpi radialis. *Operative techniques in orthopaedics*, vol. 6 No 2:pp. 90–97, 1996.
- [65] Messieh S.S. McDonald-P.D. Phillips, T.W. Femoral stem fixation in hip replacement. a biomechanical comparison of cementless and cemented prostheses. *Journal of Bone and Joint Surgery Br*, Vol. 72:pp: 431–434, 1990.
- [66] Lee J. M. Maniatopoulos C. Pillar, R. M. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop Relat Res*, Vol.208:pp: 108–113., 1986.
- [67] Regnar PJ. Elektra trapezio metacarpal prosthesis: results of the first 100 cases. *J Hand Surg Br.*, Vol. 31:pp. 621–628, 2006.
- [68] Philippe Pradel. *Prothèse totale trapézo-metacarpienne HAC dans le traitement de la rhizarthrose*. PhD thesis, Faculté de Médecine de Grenoble, 2000.
- [69] Napier J. R.;. The form and function of the carpo-metacarpal joint of the thumb. *J. Anat*, vol. 89:pp. 362 – 370, 1995.
- [70] M. T. Ferreira-M. A. Binz. R. K. Oliveira; P. H. Ruschel, C. S. Borges. Associação da fratura de bennet e da fratura do trapézio: Relato de dois casos. *Revista Científica da SBOT-RS*, Vol.1 No.3:n.d., 2010.
- [71] J. W. Calder Wood R. M. Nicholas. De la caffinière arthroplasty for basal thumb joint osteoarthritis. *The journal of bone and joint surgery*, vol. 74-B(2):pp. 309–312, March 1992.
- [72] Alejandro Espinosa Gutiérrez; Alejandro Trujillo Millán; Gabriel Ramírez Lozano; Ranulfo Romo Rodríguez; Gerardo Zárate Ramírez. Artroscopía de la articulación trapeziometacarpiana: estudio anatómico en cadáver. *Acta Ortopédica Mexicana*, vol. 22 No 6:pp. 402–404, 2008.
- [73] V.K. Goel B .D. Adams R.D. Heatherly, N.M. Grosland. Biomechanics of distal radius fracture instability. In *22nd Annual EMBS International Conference*, 2000.
- [74] Inc. Company RMI Titanium Company An RTI International. Titanium alloy guide, 2000.
- [75] M. Rongieres. Anatomie et physiologie de l'articulation trapézométacarpienne humaine. *Chirurgie de la main*, vol. 23:pp. 263–269, 2004.
- [76] P. J. Laz J. Q. Stowe A. J. Petrella P. J. Rullkoetter. Incorporating uncertainty in mechanical properties for finite element-based evaluation of bone mechanics. *Journal of Biomechanics - Elsevier*, 40:pp. 2831–2836, 2007.

- [77] Marnie Saunders Sanjiv H Naidu, Nikhil Kulkarni. Titanium basal joint arthroplasty: A finite element analysis and clinical study. *The Journal of Hand Surgery*, Vol. 31A No.5:pp. 760–765, 2006.
- [78] A. Amandio; J. Serrão. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. *Rev. Bras. Educ. Fís. Esp.*, Vol. 21:pp. 61–85, 2007.
- [79] K. Soballe. Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant, mechanical and histological studies in dogs. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Vol. 255:pp: 1–58, 1993.
- [80] Adam D. Soyer. Fractures of the base of the first metacarpal - current treatment options. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, Vol 7, No 6:403–412, 1999.
- [81] Whiteside L.A. Kaiser A.D. Sugiyama, H. Examination of rotational laxation of the femoral component in total hip arthroplasty. a mechanical study of micromovement and acoustic emission. *Clinical Orthopaedics*, Vol. 249:pp: 122–128, 1989.
- [82] Thanapong Waitayawinyu Sunyarn Niempoog. Comminuted rolando fractures: Treatment with modified wrist external fixator and transmetacarpal pinning. *Journal of the Medical Association of Thailand*, 90 No1:182–187, 2007.
- [83] ALFRED B. SWANSON. Disabling arthritis at the base of the thumb. *The journal of bone and joint surgery*, Vol. 54-A, NO. 3:pp.:456–471, 1972.
- [84] Carrie R. Swigart. Arthritis of the base of the thumb. *Curr Rev Musculoskelet Med*, vol. 1:pp. 142–146, 2008.
- [85] Mackenzie C.; Iberall T.;. The grasping hand. *North-Holland: Elsevier*, vol. 482:pp. 3–13, 1994.
- [86] Zong-Ming Li Jie Tang. Coordination of thumb joints during opposition. *Journal of Biomechanics*, vol. 40:pp. 502–510, 2007.
- [87] M. Taylor; K. E. Tanner. Fatigue failure of cancellous bone: a possible cause of implant migration and loosening. *The journal of bone and joint surgery*, Vol. 79-B, No.2:pp. 181–182, 1997.
- [88] Kristofer S. Matullo; Asif Ilyas; Joseph J. Thoder;. Cmc arthroplasty of the thumb: a review. *American Association for hand surgery*, vol. 2:pp. 232–239, 2007.
- [89] James S. Thompson. "suspensioplasty": trapeziometacarpal joint reconstruction using abductor pollicis longus. *Operative techniques in orthopaedics*, vol. 6 No 2:pp. 98–105, 1996.
- [90] Petr Mikulenka Valer Dzupac Vaclav Baca, Zdenek Horak. Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for fe analysis. *Elsevier, Medical Engineering & Physics*, vol. 7:924–930, 2008.
- [91] Henk G.J. van Cappelle; Robert Deutman; Jim R. van Horn;. Use of the swanson silicone trapezium implant for treatment of primary osteoarthritis : Long-term results. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 83:pp. 999–1004, 2001.

- [92] R.; Bernakiewicz M.; Baleani M.; Cristofolini L Viceconti, M.; Muccini. Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *Journal of B*, Vol. 33:1611–1618, 2000.
- [93] Edmund Y. S. Chao William P. Cooney. Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function. *The journal of bone and joint surgery*, vol. 59-A, NO. 1:pp. 27–36, 1997.
- [94] Pandorf T Radermacher K Weichert D Forst R Wirtz DC, Schiffers N. Critical evaluation of know bone material properties to realize anisotropic fe-simulation of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 33(10):1325–1355, 2000.
- [95] Eduardo A. Zancolli. The trapeziometacarpal joint - tenotomy of accessory tendons in early osteoarthritis. *Hand Clinics*, vol.17:pp. 13–43, 2001.

Apêndice A

Anexo 1

Articulação nativa não-patológica

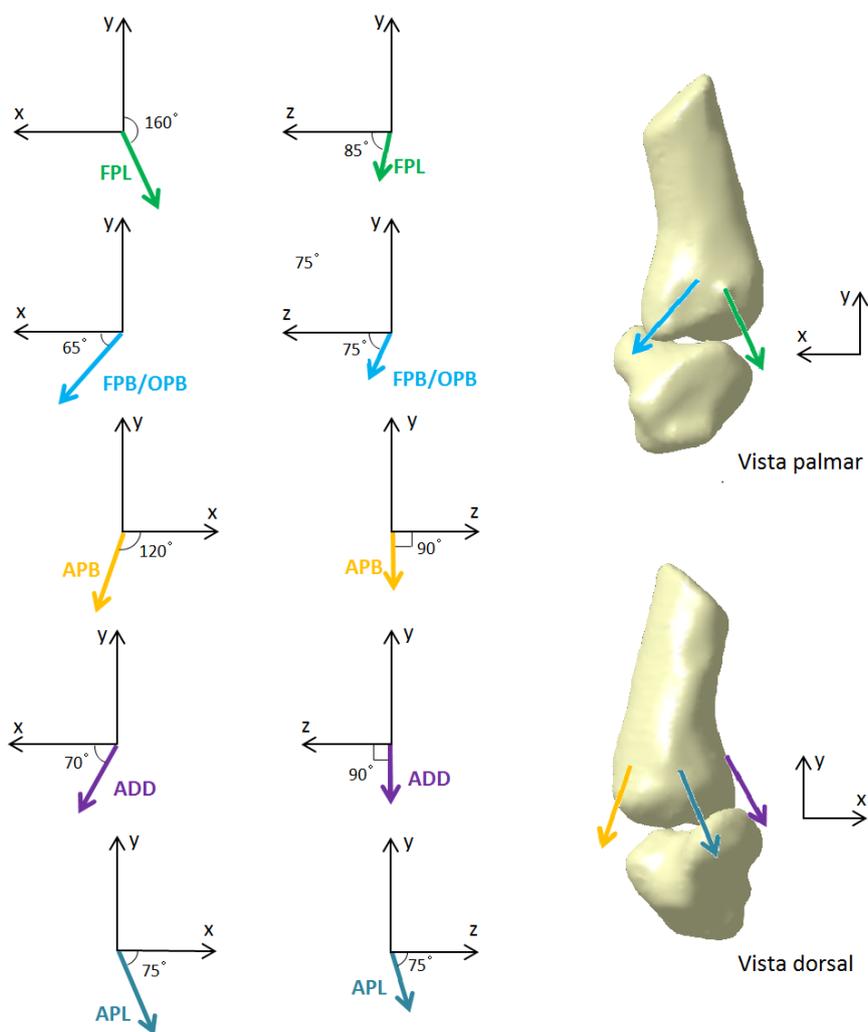


Figura A.1: Diagrama de forças aplicadas à articulação trapezometacárpica não-patológica.

Articulação nativa patológica

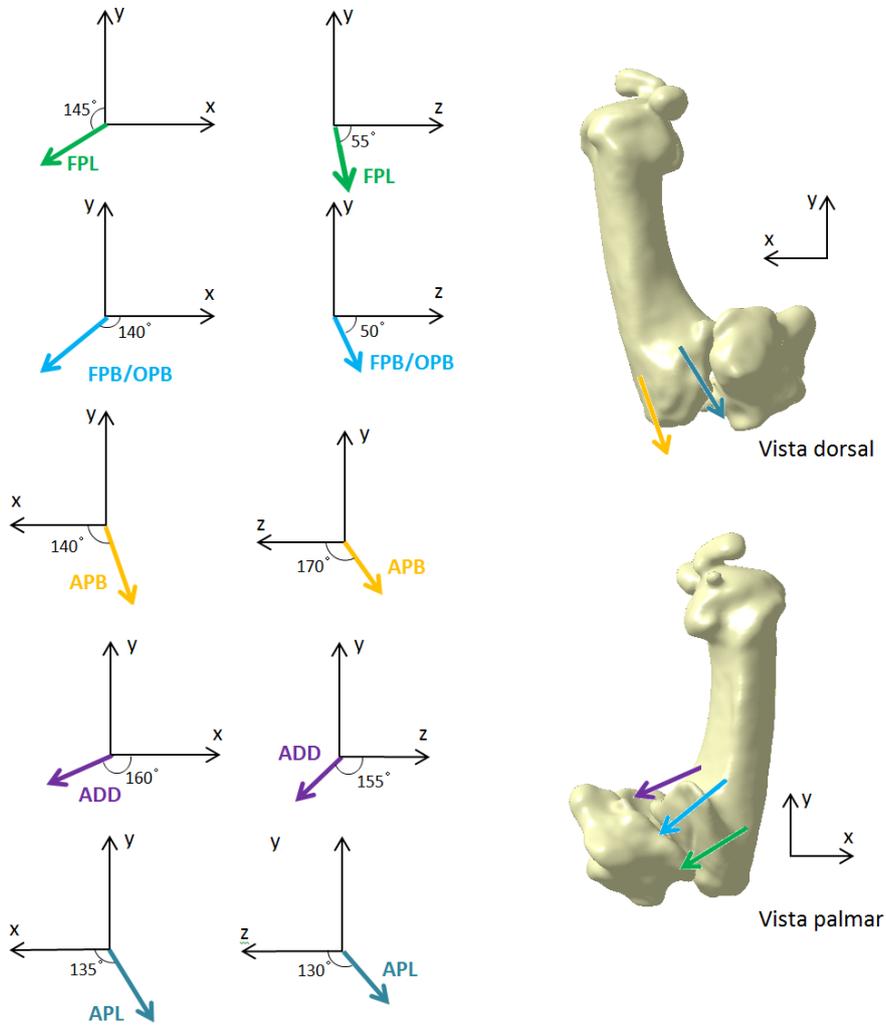


Figura A.2: Diagrama de forças aplicadas à articulação trapeziometacárpica patológica.