



Universidade de Aveiro
2014

Departamento de Engenharia de Materiais e
Cerâmica

Maria Inês Servo Caetano

**Análise biomecânica da articulação intacta e
implantada da base do polegar com modelo
“*in-vitro*”**



**Maria Inês Servo
Caetano**

**Análise biomecânica da articulação intacta e
implantada da base do polegar com modelo “*in-vitro*”**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Materiais e Dispositivos Biomédicos, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e coorientada pelo Professor Doutor Abel Fernando Queirós e Nascimento, Professor Catedrático Convidado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

O júri

Presidente

Prof. Doutor José Maria da Fonte Ferreira

Professor Associado com agregação no Departamento de Engenharia de Materiais e Cerâmica

Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo

Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro
(Orientador)

Prof. Doutor Fernando Manuel Pereira Fonseca

Professor Auxiliar da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Sê todo em cada coisa. Põe quanto és No mínimo que fazes.
Ricardo Reis, in Odes

Agradecimentos

Embora uma tese seja, pela sua finalidade académica, um trabalho individual, há agradecimentos que não podem e nem devem deixar de ser realçados. Por essa razão, desejo expressar os meus sinceros agradecimentos:

Em primeiro lugar, ao Professor Doutor António Completo por todo o apoio, disponibilidade, críticas, correções e sugestões relevantes feitas durante a orientação.

Aos meus colegas de laboratório, em especial à Joana Miguel, por todo o apoio na fase inicial desta dissertação.

A Ângela Formiga, por todos estes anos de amizade e companheirismo.

A todos os meus amigos, por todo o incentivo, dedicação e paciência.

À minha irmã, por toda a amizade e o apoio incondicional que me deu e que continua a dar.

Aos meus pais por permitirem mais uma realização pessoal e profissional, por todo o apoio, compreensão, paciência, carinho e amor demonstrado ao longo de todo o meu percurso académico.

E, por fim, e não menos importante, aos restantes familiares por estarem presente em cada etapa importante da minha vida.

A todos vocês, um muito obrigado!

Palavras-chave

Biomecânica, polegar; metacarpo, trapézio, articulação trapézio-metacárpica, artroplastia, implantes trapézio-metacárpicos, método dos elementos finitos, *stress-shielding*, reabsorção óssea, deformações principais, micromovimentos, tensão de von Mises.

Resumo

A articulação da base do polegar entre o primeiro metacarpo e o trapézio é a de maior importância na mão. É esta que torna o polegar no dedo opositor, oferecendo à mão toda a especialização característica do Homem. A articulação trapézio-metacárpica, sendo a mais requisitada, está sujeita a uma forte instabilidade, levando à ocorrência de diversas patologias. A rizartrose, a segunda artrose mais comum na mão, afeta a base do polegar e em casos mais graves pode colocar em causa a qualidade de vida do paciente. Atualmente, vários modelos de próteses trapézio-metacárpicas têm sido utilizados e clinicamente estudados, no entanto, a diversidade de resultados leva a conclusões menos explícitas. Estudos revelam que a principal razão para o insucesso destes implantes é o descolamento asséptico. Neste contexto, o trabalho desenvolvido no âmbito desta dissertação procurou quantificar numericamente as alterações estruturais provocadas nas estruturas ósseas da articulação trapézio-metacarpo, antes e após a artroplastia, para um dos implantes utilizados neste tipo de intervenção, o implante *Elektra*.

A primeira fase deste trabalho consistiu num estudo anatómico e biomecânico do complexo da mão e da articulação trapézio-metacárpica, possibilitando assim uma melhor compreensão das estruturas e sua função na articulação. Posteriormente, e com o objetivo de conhecer os principais problemas associados à articulação, realizou-se um levantamento relativo às patologias e às principais técnicas cirúrgicas, dando ênfase à artroplastia trapézio-metacárpica. Na segunda fase, desenvolveram-se os modelos numéricos, com recurso ao método dos elementos finitos que replicam o estado nativo e implantado da articulação em estudo a partir de modelos ósseos de geometria análoga em material compósito. Nos modelos representativos da situação implantada foram considerados dois estados clínicos temporais: um representativo de um período pós-cirúrgico e outro representativo de um período de longo termo após a cirurgia. Seguidamente, os três modelos foram utilizados para a determinação do comportamento biomecânico das estruturas ósseas e para uma condição de carga fisiológica de preensão de garra.

Os resultados obtidos evidenciam alterações do comportamento mecânico do osso adjacente ao implante na situação pós cirúrgica, ou seja com o implante ainda não osteointegrado, no sentido de provocar um aumento dos níveis de deformação no osso relativamente à situação intacta, estando assim presente o risco de fratura óssea por efeito das cargas cíclicas no metacarpo e no trapézio. Igualmente nesta condição, a estabilidade do implante é reduzida, sendo os micromovimentos na interface osso-implante bem superiores aos limites para uma osteointegração do implante. Assim, será conveniente que a articulação seja protegida de níveis de cargas fisiológicas neste período pelo paciente. Na condição clínica de longo termo, em que é suposto que o implante se encontre já osteointegrado, o comportamento mecânico relativamente à situação intacta foi bem distinto entre o metacarpo e o trapézio. Isto na medida em que, nesta condição, o metacarpo apresenta algum risco de reabsorção óssea na zona proximal por ação da redução dos níveis de deformação nesta região, ou seja por efeito de *stress-shielding* da haste. No trapézio o comportamento foi o oposto, pois os níveis de deformação induzidos no osso adjacente foram bem superiores aos níveis considerados aceitáveis fisiologicamente, estando assim presente um sério risco de fratura por fadiga do trapézio por ação das cargas cíclicas que podem conduzir à falha de suporte da cúpula com a conseqüente migração e luxação do implante, como referido em alguns estudos clínicos. Assim, mesmo uma para condição de longo termo em que é suposta uma perfeita ancoragem da cúpula ao trapézio, deve ser evitada pelo paciente a realização de atividades fisiológicas que envolvam grandes esforços sobre o polegar, como é o caso da preensão de garra utilizada no presente estudo. Tendo em consideração o presente estudo, a artroplastia da base do polegar com o implante *Elektra* implica que o paciente limite os níveis de esforços fisiológicos sobre o dedo polegar por forma a não colocar em causa a sua longevidade.

Keywords

Biomechanics, thumb, metacarpal, trapezium, trapeziometacarpal joint, trapeziometacarpal implants, finite element method, stress-shielding, bone resorption, principal strain, micromovements, von Mises strain.

Abstract

The joint at the base of the thumb, between the first metacarpal and the trapezium, is the most important in the hand. It's what it makes the thumb the opposition finger, providing the hand with all the expertise characteristic of the human. The trapezium-metacarpal joint, being the most requested, is subjected to strong instability, leading to the occurrence of several pathologies. The rizartrorse, the second most common arthritis in the hand, affects the base of the thumb and in severe cases can jeopardize the patients life quality. Currently, several models of metacarpal-trapezoid prosthesis have been used and clinically studied, however, the diversity of the results leads to less clear conclusions. Studies show that the main reason for the failure of these implants is the aseptic detachment. In this context, the work developed within this dissertation searched for numerical quantification of the structural changes induced in the bone structure of the trapezium-metacarpal joint, before and after arthroplasty, for one of the used implants in this type of procedure, the Elektra implant.

The first stage of this work consisted of an anatomical and biomechanical study of the hand complex and the trapezium-metacarpal joint, allowing a better understanding of the structures and their function in the joint. Subsequently, in order to know the main problems related to the joint, a survey was performed on the pathologies and surgical techniques, with emphasis on arthroplasty trapezium-metacarpal. In the second stage, numerical models were developed using the finite element method that replicate the native and deployed state of the joint in study from bone models of similar geometry in composite material. In representative models of the implanted medical condition two temporal states were considered: one representing a post-operative period and the other representing a long-term period after surgery. Next, the three models were used to determine the biomechanical behavior of the bone structure and to a condition of physiological load gripping claw.

The results show changes of the mechanical behavior of the adjacent bone of the implant in the after surgical situation, with the implant not osseointegrated, in order to increase the deformation levels in the intact bone situation, being present the risk of bone fracture effect by cyclic loading in the metacarpal and the trapezium. Also in this condition, the stability of the implant is reduced, being the bone-implant micromotion to above the limits for an osseointegration of the implant interface. Thus, it is appropriate that the joint is protected from the physiological loads levels during this period by the patients. In long-term clinical condition, in which the implant it is supposed to be already osseointegrated, the mechanical behavior relatively to the intact situation was quite different between the metacarpal and the trapezium. That to the extent that, in this condition, the metacarpal bone presents some risk of proximal resorption by the action of reduced levels of deformation in this region, ie the effect of stress-shielding of the stem. In trapezium behavior was the opposite, the levels of induced deformation in the adjacent bone were higher, being present a serious risk of fatigue fracture of the trapezium by action of cyclic loading that can lead to failure the of dome support with the consequent migration and dislocation of the implant, as reported in some clinical studies. Thus, even for a long-term condition in which it is supposed a perfect dome anchoring to the trapezium, physiological activities involving a big strain on the thumb should be avoided by the patient, as is the case of the hold claw used in the present study. Considering the present study, the base of the thumb arthroplasty with Elektra implant implies that the patient limits the levels of physiological stress on the thumb not to jeopardize their longevity.

Índice

Índice de Figuras	ii
Índice de Tabelas.....	v
Índice de Equações.....	vi
Capítulo 1	1
1 Introdução	2
Capítulo 2	4
2 A articulação Trapézio-Metacárpica	6
2.1 Introdução	6
2.2 Anatomia da Mão.....	6
2.2.1 Ossos e articulações.....	6
2.2.2 Ligamentos	9
2.2.3 Músculos e tendões	10
2.3 Anatomia da articulação Trapézio-Metacárpica	14
2.3.1 Ossos	14
2.3.2 Ligamentos	16
2.3.3 Músculos e Tendões	17
2.4 Biomecânica da Mão	17
2.4.1 Amplitudes de movimento	17
2.4.2 Forças.....	20
2.5 Biomecânica da articulação Trapézio-Metacárpica.....	22
2.5.1 Amplitude de movimento.....	22
2.5.2 Forças.....	23
2.6 Patologias e técnicas cirúrgicas da articulação Trapézio-Metacárpica	26
2.6.1 Fratura da articulação	26
2.6.2 Rizartrorse	27
2.6.3 Técnicas cirúrgicas	30
Capítulo 3	34
3 Artroplastia Trapézio-Metacárpica.....	36
3.1 Introdução	36
3.2 Técnica cirúrgica.....	36
3.3 Tipos de implantes.....	38
Capítulo 4	46
4 Modelos numéricos da articulação Trapézio-Metacárpica intacta e implantada	48
4.1 Introdução	48
4.2 Materiais e Métodos.....	48
4.2.1 Modelos geométricos	48
4.2.2 Modelos numéricos	55
4.3 Resultados	59
4.3.1 Avaliação das Deformações Principais nos ossos	59
4.3.2 Estabilidade na interface osso-implante (modelo não-osteointegrado)	63
4.3.3 Tensões de von Mises no implante	64
4.4 Discussão.....	66
Capítulo 5	70
5 Conclusões e trabalhos futuros.....	72
5.1 Conclusões	72
5.2 Trabalhos futuros	73
Capítulo 6	74
6 Referências	76

Índice de Figuras

Figura 1: Representação dos ossos da mão. Adaptado de [14].	7
Figura 2: Representação dos ossos do carpo. Adaptado de [14].	8
Figura 3: Representação das articulações da mão. Adaptado de [15].	8
Figura 4: Representação esquemática do retináculo flexor. Adaptado de [16].	9
Figura 5: Representação esquemática do retináculo extensor. Adaptado de [16].	10
Figura 6: Músculos extrínsecos da mão: a) músculo flexor superficial dos dedos; b) músculo flexor profundo dos dedos; c) músculo extensor dos dedos; d) músculo extensor do dedo mínimo; e) músculo extensor do indicador; f) músculo flexor longo do polegar; g) músculo extensor curto do polegar; h) músculo extensor longo do polegar. Adaptado de [16].	12
Figura 7: Músculos intrínsecos da mão: a) músculo flexor curto do polegar (A) e músculo flexor do dedo mínimo (B); b) músculo abductor curto do polegar (A) e músculo abductor do dedo mínimo (B); c) músculos interósseos palmares; d) músculos interósseos dorsais; e) músculos lumbricais. Adaptado de [16].	12
Figura 8: Representação do túnel do carpo. Adaptado de [17].	14
Figura 9: Osso Trapézio. Adaptado de [18].	15
Figura 10: Primeiro Metacarpo. Adaptado de [18].	15
Figura 11: Articulação trapézio-metacárpica. Adaptado de [19, 20].	15
Figura 12: Representação dos principais ligamentos da articulação trapézio-metacárpica. Adaptado de [21].	16
Figura 13: Representação dos ligamentos da articulação trapézio-metacárpica: a) ligamentos superiores volares da articulação trapézio-metacárpica; b) ligamentos profundos da articulação trapézio-metacárpica. Adaptado de [21].	16
Figura 14: Tabaqueira anatômica. Adaptado de [22].	17
Figura 15: Força de preensão: a) preensão por gravidade; b) preensão de gancho; c) preensão ativa. Adaptado de [13].	18
Figura 16: Força de preensão: a) digital-palmar; b) palmar com toda a mão e toda a palma; c) centrada ou direcional. Adaptado de [13].	18
Figura 17: Força de preensão digital: a) bidigital, b) pluridigital. Adaptado de [13].	18
Figura 18: Amplitudes de movimento no plano frontal e no plano sagital. Adaptado de [13].	19
Figura 19: Amplitude de flexão e extensão das articulações metacarpo-falângicas e movimentos do dedo indicador: a) flexão articulação metacarpo-falângica; b) extensão passiva articulação metacarpo-falângica; c) extensão activa articulação metacarpo-falângica; d) movimento lateral articulação metacarpo-falângica; e) movimento de circundação do indicador. Adaptado de [13].	20
Figura 20: Amplitude de flexão e extensão das articulações interfalângicas: a) flexão da articulação interfalângica proximal; b) flexão da articulação interfalângica distal; c) extensão activa da articulação interfalângica proximal e distal; d) extensão activa da articulação interfalângica proximal. Adaptado de [13].	20
Figura 21: Mobilidade de uma articulação do tipo <i>cardan</i> . Retirado de [33].	22
Figura 22: Movimentos angulares do polegar: a) flexão e extensão; b) adução e abdução; anteposição e retroposição. Retirado de [13].	23
Figura 23: Direções em que atuam os músculos diretamente relacionados com o polegar. EPL – músculo extensor longo do polegar; EPB – músculo extensor curto do polegar; FPL – músculo flexor longo do polegar; ADD – músculo adutor longo do polegar; FPB – músculo flexor curto do polegar; APL – músculo abductor longo do polegar; APB – músculo abductor curto do polegar; OPP – músculo oponente do polegar. EPL – músculo extensor longo do polegar; EPB – músculo extensor curto do polegar; FPL – músculo flexor longo do Polegar; ADD – músculo adutor longo do polegar; FPB – músculo flexor curto do polegar; APL – músculo abductor longo do polegar; APB – músculo abductor curto do polegar; OPP – músculo oponente do polegar. Retirado de [31].	23
Figura 24: a) direções em que os músculos atuam diretamente relacionados com o polegar; b) diagrama de corpo livre das forças aplicadas ao primeiro metacarpo. Retirado de [32].	24
Figura 25: Forças de movimento: a) pinça de pontas; b) pinça lateral; c) garra (preensão de garra). Retirado de [32].	24
Figura 26: Fraturas metacárpicas. Adaptado de [37].	26
Figura 27: a) deformação articular do polegar; b) exame <i>Grind test</i> . Adaptado de [44].	28

Figura 28: Exame de Raio-X: a) método <i>Eaton e Littler</i> , b) método de <i>Robert's View</i> . Retirado de [48, 49]	28
Figura 29: Ligamentoplastia. Retirado de [45].....	31
Figura 30: Osteotomia. Retirada de [45].	31
Figura 31: Trapezectomia: interposição com material autólogo. Retirado de [45].....	32
Figura 32: Acesso à articulação trapézio-metacárpica. Retirada de [56].	36
Figura 33: Preparação do metacarpo: a) corte da base do metacarpo; b) preparação do canal medular do metacarpo. Retirado de [56].....	37
Figura 34: Preparação do trapézio: a) local de inserção da base ; b) colocação da base no trapézio; c) colocação de uma base do tipo <i>screw-fit</i> ; d) colocação de uma base do tipo <i>press-fit</i> . Retirado de [56].....	37
Figura 35: a) colocação do elemento de ligação do implante; b) testar o implante. Retirado de [56]	38
Figura 36: Prótese <i>de la Caffinière</i> . Adaptada de [59].....	40
Figura 37: Prótese <i>Guepar</i> . Adaptado de [63, 65].....	40
Figura 38: Implante <i>Tie-IN</i> ®. Retirado de [66].....	41
Figura 39: Prótese <i>ARPE</i> . Adaptado de [67].....	41
Figura 40: Prótese <i>Rubis II</i> . Adaptado de [70].	42
Figura 41: Prótese <i>Roseland</i> . Adaptado de [71].....	42
Figura 42: Prótese <i>Elektra</i> . Diferentes dimensões da prótese. Adaptado de [56].	43
Figura 43: Prótese <i>Avanta</i> . Adaptado de [76].	44
Figura 44: Ossos artificiais: a) metacarpo (3º); b) falange proximal (polegar), <i>Sawbones</i> ®. Retirado de [77].	49
Figura 45: a) Roland Picza 3D Laser Scanner; b) ossos artificiais após colocação do spray: metacarpo (3º) e falange proximal (polegar), respetivamente. <i>Sawbones</i> ®.....	49
Figura 46: Osso artificial metacarpo (3º) sujeito ao equipamento de varrimento 3D por laser: a) vista frontal; b) vista de cima.	50
Figura 47: a) ficheiro STL importado do Roland Picza 3D Laser Scanner; b) representação do objeto STL otimizado; c) representação da superfície gerada com base no objeto STL otimizado; d) comparação entre o objeto STL otimizado e a superfície gerada.	51
Figura 48: Representação do modelo final: a) superfície fechada: osso metacarpo e trapézio, respetivamente; b) modelo sólido gerado: osso metacarpo e trapézio, respetivamente.....	51
Figura 49: Representação do modelo sólido da estrutura óssea da articulação trapézio-metacarpo: a) osso cortical e cartilagem; b) osso esponjoso; c) corte realizado na montagem dos modelos anteriores.	52
Figura 50: Prótese <i>Elektra</i> - Modelo geométrico: a) Prótese total; b) Haste; c) Pescoço; d) Cúpula. Modelo cedido [78].....	53
Figura 51: Representação do modelo geométrico do metacarpo implantado: a) vista medial-lateral; b) vista frontal; corte na vista medial-lateral.....	54
Figura 52: Representação do modelo geométrico do trapézio implantado: a) vista frontal; corte na vista medial-lateral.	54
Figura 53: Representação do modelo geométrico final da articulação trapézio-metacarpo implantado: a) vista medial-lateral; b) corte na vista medial-lateral.....	54
Figura 54: Representação da malha de superfície da articulação trapézio-metacárpica: no modelo nativo; b) modelo implantado.	55
Figura 55: Representação do osso metacarpo relativamente ao trapézio: ângulo de 5°.	57
Figura 56: Representação das forças e condição de encastramento aplicada a articulação trapézio-metacarpo.	58
Figura 57: Planos anatómicos do polegar. Adaptado de [78].	59
Figura 58: Osso Metacarpo: Deformações principais máximas, ϵ_1 – Vista medial-lateral: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.	59
Figura 59: Osso Metacarpo: Deformações principais máximas, ϵ_1 – Vista antero-posterior: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.	60
Figura 60: Osso Trapézio: Deformações principais máximas, ϵ_1 – Vista medial-lateral: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.	60

Figura 61: Osso Trapézio: Deformações principais máximas, ϵ_1 – Vista antero-posterior: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.	61
Figura 62: Osso Metacarpo: Deformações principais mínimas, ϵ_2 – Vista medial-lateral: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.	61
Figura 63: Osso Metacarpo: Deformações principais mínimas, ϵ_2 – Vista antero-posterior: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.	62
Figura 64: Osso Trapézio: Deformações principais mínimas, ϵ_2 – Vista medial-lateral: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.	62
Figura 65: Osso Trapézio: Deformações principais mínimas, ϵ_2 – Vista antero-posterior: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.	63
Figura 66: Micromovimentos na interface osso esponjoso do metacarpo-haste: modelo implantado não-osteointegrado.	64
Figura 67: Micromovimentos na interface osso esponjoso do trapézio-cúpula: modelo implantado não-osteointegrado.	64
Figura 68: Níveis de tensão de von Mises na haste metacárpica (liga de titânio): modelo implantado não-osteointegrado.	65
Figura 69: Níveis de tensão de von Mises na haste metacárpica (liga de titânio): modelo implantado osteointegrado.	65
Figura 70: Níveis de tensão de von Mises na cúpula (liga CrCo): modelo implantado não-osteointegrado.	66
Figura 71: Níveis de tensão de von Mises na cúpula (liga CrCo): modelo implantado osteointegrado.	66

Índice de Tabelas

Tabela 1: Músculos flexores-pronadores do antebraço. Adaptada de [12].....	11
Tabela 2: Músculos extensores do antebraço. Adaptada de [12].	12
Tabela 3: Músculos intrínsecos da mão. Adaptada de [12].	13
Tabela 4: Amplitudes do punho. Adaptado de [13, 25].	19
Tabela 5: Valores médios da força de preensão palmar em função da faixa etária e do sexo dos indivíduos. Adaptada de [28].	21
Tabela 6: Forças de preensão palmar em função do sexo e da ocupação dos indivíduos. Adaptado de [30].	21
Tabela 7: Forças de preensão palmar em função do sexo e da faixa etária dos indivíduos. Adaptado de [30].	22
Tabela 8: Variáveis desconhecidas para a análise tridimensional do polegar. Adaptada de [32] ..	24
Tabela 9: Forças resultantes exercidas nos tendões nos movimentos de pinça de pontas e movimentos de garra (10 KgF). Adaptada de [32].	25
Tabela 10: Forças de reação na articulação durante o movimento de garra (10 KgF). Adaptada de [32].	25
Tabela 11: Tensões exercidas nos músculos do polegar. Adaptada de [31].	25
Tabela 12: Classificação de <i>Eaton e Littler</i> . Adaptado de [46, 47].	29
Tabela 13: Tipos de implantes. Adaptada de [57].	38
Tabela 15: Número de nós e elementos dos modelos numéricos.	55
Tabela 16: Propriedades mecânicas dos materiais utilizados nos modelos numéricos. Retirado de [9, 78].	56

Índice de Equações

Equação 1: Ângulo θ da força de reação na articulação trapézio-metacarpo.....	56
Equação 2: Forças resultantes aplicadas nos tendões durante o movimento de preensão de garra: F_x - força resultante aplicada em OPP; F_z - força aplicada em APL.....	57
Equação 3: Força de reação aplicada na articulação metacarpo-falângica (MCP): segundo a direção da coordenada "y".	57
Equação 4: Força de reação aplicada na articulação metacarpo-falângica (MCP): segundo a direção da coordenada "x".	58
Equação 5: Força de reação aplicada na articulação metacarpo-falângica (MCP): segundo a direção da coordenada "z".	58

Capítulo 1

Introdução

1 Introdução

Os ossos desempenham várias funções, são estruturas rígidas que servem como alavanca para os músculos produzirem os movimentos, sustentam as partes moles do corpo, constituem um reservatório de cálcio e no interior de alguns ossos são produzidas células sanguíneas. Os ossos, juntamente com as articulações, que constituem as uniões entre os ossos, formam o sistema esquelético [1].

A mão de complexidade extrema, é um dos membros do corpo humano mais especializado. Compreende a porção mais distal do membro superior e é um órgão com diversas finalidades: como órgão preensor é capaz tanto de conferir força, como segurar e manipular objetos; como órgão táctil relaciona o organismo com o meio ambiente; possuindo ainda grande importância na comunicação verbal. Durante a evolução da humanidade a mão assumiu um importante papel para o desenvolvimento do cérebro, associada à coordenação, sensibilidade e principalmente à criação [2].

A articulação da base do polegar entre o primeiro metacarpo e o trapézio é a articulação de maior importância na mão. É esta que torna o polegar no dedo opositor, oferecendo à mão toda a especialização característica do Homem. No decurso da evolução do Homem, a especialização de um dedo dominante, para a realização de vastas tarefas e movimentos, levou a um compromisso na estabilidade da base do polegar [3].

A articulação trapézio-metacárpica, sendo a mais requisitada, está sujeita a uma forte instabilidade, levando à ocorrência de diversas patologias. A rizartrose, a segunda artrose mais comum na mão, afeta a base do polegar e em casos mais graves pode colocar em causa a qualidade de vida do paciente [4].

O Registo Português de Artroplastias (RPA) é uma base de dados com informação centrada nos implantes utilizados para repor a funcionalidade duma articulação. Dados deste registo apontam que no ano de 2010 foram registadas 36 artroplastias e que em 2011 foram feitas 46 para esta artrose [5].

A artroplastia desta articulação com a prótese *Swanson* não revelou resultados encorajadores. Albertoni et al. utilizou a prótese *de la Caffinière* no seu estudo, onde relatou resultados satisfatórios, com a eliminação da dor, manutenção do comprimento do raio, da força e da mobilidade do polegar, indicando-a principalmente para pacientes idosos, que não realizem esforços excessivos, podendo isto ser uma limitação [6, 7].

O insucesso desta artroplastia está, em grande parte, associado à instabilidade e migração do implante na estrutura óssea. A ocorrência deste fenómeno do ponto de vista biomecânico pode estar relacionada com diferentes fatores: por um lado o efeito de *stress-shielding*, relacionado com o fenómeno de reabsorção óssea; a sobrecarga localizada no osso adjacente ao implante, que pode conduzir a fratura óssea por efeito das cargas cíclicas, e a falta de estabilidade inicial do implante. Estes fenómenos podem conduzir a uma situação de perda de suporte do implante e instabilidade com a estrutura óssea adjacente.

O efeito de *stress-shielding* é a consequência da redução de carga mecânica no osso pela presença de um implante adjacente, levando à perda e atrofia óssea (reabsorção). Em casos onde após a colocação do implante exista uma diminuição dos níveis de deformação, segundo a lei de *Wolff* [8], haverá diminuição da sua densidade, sendo que neste caso, a diminuição da substância óssea pode colocar em risco o suporte ósseo do próprio implante. Contrariamente, se após a artroplastia ocorrer aumento significativo dos níveis de deformações no osso, relativamente à sua situação nativa, pode haver o risco de fratura protésica ou de fratura por fadiga do osso por ação das cargas cíclicas.

O aparecimento de micromovimentos, após a artroplastia, no implante, induzidos por uma adaptação imperfeita entre o material e o tecido ósseo, interfere com os mecanismos de osteointegração, conduzindo à formação de tecido fibroso e encapsulação fibrosa. A formação de tecido fibroso contribui para a instabilidade do implante e para o aparecimento de micromovimentos excessivos durante a fase de cicatrização. Existe um limite tolerado para os micromovimentos, situado entre os 0.05 mm e os 0.150 mm [9-11].

Neste contexto, o trabalho desenvolvido no âmbito desta dissertação, procurou quantificar numericamente as alterações estruturais provocadas nos ossos da articulação trapézio-metacarpo, antes e após a artroplastia, para um dos implantes mais utilizados neste tipo de intervenção, a *Elektra* produzida pela Small Bones Innovations.

Esta dissertação está organizada em cinco capítulos, constituindo o primeiro capítulo uma breve introdução ao tema que será desenvolvido ao longo desta tese e a sua organização.

O segundo capítulo é dedicado à mão e à articulação trapézio-metacárpica, com incidência na anatomia, biomecânica e patologias. Neste sentido, procurou identificar-se as principais estruturas anatómicas da mão e da articulação, em termos ósseos, ligamentares e musculares, assim como também compreender a biomecânica deste complexo em termos de amplitude e limitações de movimento e forças envolvidas em cada estrutura. Foram também descritas, de forma sucinta, as principais patologias e soluções cirúrgicas da articulação trapézio-metacárpica. Foi dado maior destaque à artrose da base do polegar, também designada por rizartrrose, por ser a principal patologia responsável pela necessidade de intervenção na estrutura óssea da articulação trapézio-metacárpica.

O terceiro capítulo é dedicado à artroplastia trapézio-metacárpica, nomeadamente descrevendo-se o processo cirúrgico e fazendo-se abordagem aos principais implantes presentes no mercado, com especial ênfase à prótese *Elektra*.

No quarto capítulo é descrita a modelação geométrica da articulação trapézio-metacárpica. São então descritos os materiais e métodos utilizados para a obtenção do modelo nativo e do modelo implantado na articulação. É também neste capítulo que se explica a conceção e validação dos modelos numéricos, com o objetivo de investigar o comportamento estrutural da articulação no seu estado nativo e após a artroplastia. Os resultados obtidos e respetiva discussão, nos modelos numéricos ao nível das deformações, dos micromovimentos gerados na interface osso-implante e da tensão criada no implante, também são passíveis de interpretação neste capítulo.

Finalmente, no quinto capítulo são apresentadas as conclusões gerais deste estudo, às quais se acrescentam ideias e sugestões para trabalhos complementares a desenvolver no futuro.

Capítulo 2

A articulação Trapézio-Metacárpica

2 A articulação Trapézio-Metacárpica

2.1 Introdução

Sem esqueleto, pouca forma poderíamos ter. Também não teríamos grande movimento, na medida em que a maioria dos músculos atua sobre os ossos para produzir movimento, puxando muitas vezes os ossos com força considerável. Os ossos humanos são muito fortes e capazes de resistir a arqueamentos e compressões sem fraturar. O sistema esquelético inclui ossos, cartilagens, ligamentos e tendões [1, 12].

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, com apurada independência entre o polegar e o indicador. Na verdade, cada dedo tem um valor funcional e exclusivo. 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. A especialização da mão, definida pela oponência do polegar, constitui uma das características mais diferenciadas do Homem [13].

A mão humana é uma parte do esqueleto humano eficaz, capaz de executar inúmeras ações graças à sua função essencial: a preensão. Através da sua funcionalidade proporciona diversas posições, movimentos, ações e atos gestuais. Do ponto de vista fisiológico, a mão representa a extremidade do membro superior, que constitui o suporte e permite apresentar numa posição mais favorável possível para uma determinada ação. Assim, não é somente um órgão de execução, mas também o recetor sensorial extremamente sensível e preciso cujos dados são indispensáveis à sua própria ação [13].

Indubitavelmente sendo a porção mais móvel do membro superior, a mão, é a menos protegida; visto ser extremamente vulnerável e exposta à grande incidência de lesões que a acometem [2].

A articulação entre o primeiro metacarpo e o trapézio é a articulação de maior importância na mão. É esta que torna o polegar no dedo opositor, oferecendo à mão toda a especialização característica do Homem [3].

No presente capítulo serão apresentados conceitos relacionados com a mão e a articulação trapézio-metacárpica, com incidência na anatomia, biomecânica e patologias.

2.2 Anatomia da Mão

2.2.1 Ossos e articulações

A mão é considerada como um conjunto, na qual se incluem duas zonas distintas: o punho e a mão propriamente dita. Composta por 27 ossos e cerca de 20 articulações, a mão pode ser 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 1).

Os cinco metacárpicos articulam-se com os ossos do carpo e constituem os pontos de referência ósseos da mão. Os metacárpicos formam uma curva de tal forma que, na posição de repouso, a palma da mão é côncava. As extremidades distais dos metacárpicos formam os nós dos dedos. Os espaços entre os metacárpicos são ocupados por tecidos moles.

Os cinco dedos de cada mão designam-se pela sua ordem, contando-se do lado externo para o interno: 1º, (ou polegar), 2º (ou indicador), 3º (ou dedo médio), 4º (ou anular) e, por fim, o 5º (ou dedo mínimo). Cada dedo, à exceção do polegar, é constituído por um metacarpo e por três falanges (proximal, média, distal). O polegar tem apenas duas falanges (proximal e distal). Muitas vezes formam-se na junção entre a falange proximal e o metacárpico do polegar

um ou dois ossos sesamóideus. Os sesamóideus são pequenos ossos localizados nos tendões [1].

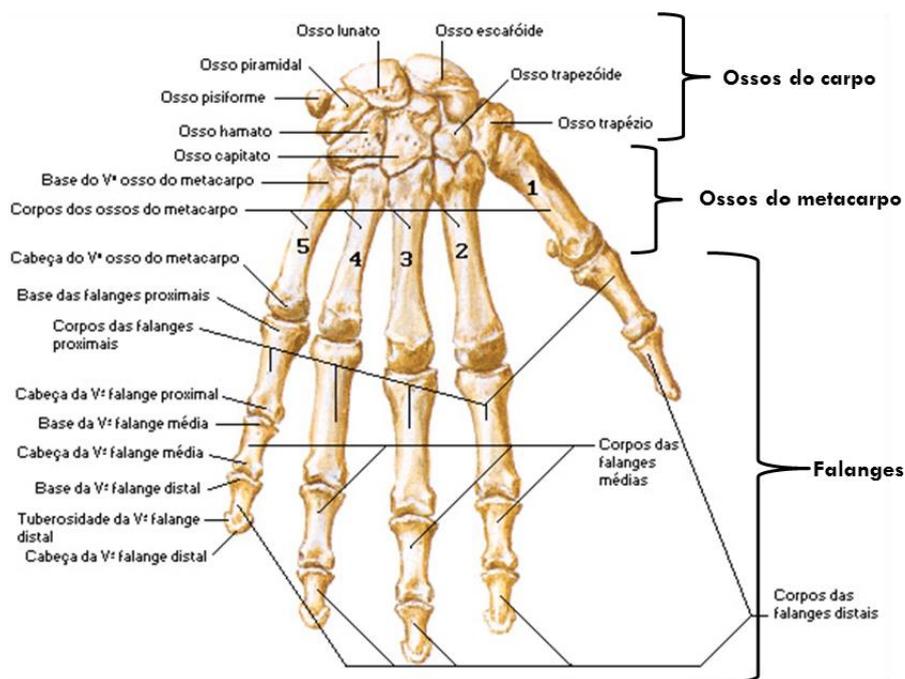


Figura 1: Representação dos ossos da mão. Adaptado de [14].

O carpo é composto por oito ossos carpais com formatos irregulares, dispostos em duas filas de quatro ossos cada. Estes pequenos ossos dão flexibilidade ao pulso. O carpo é acentuado convexo de lado a lado, posteriormente, e côncavo, anteriormente. No movimento da articulação radiocarpal ou do pulso, as duas filas de ossos carpais deslizam uma sobre a outra; além disso, cada osso carpal desliza sobre aqueles a ele adjacentes.

Os ossos carpais estão fixados uns aos outros por meio dos ligamentos interósseos. De lateral para medial, os quatro ossos da fila proximal dos ossos carpais são:

- Escafoide (*scaphoideum*) – osso em forma de barco, que se articula proximalmente com o radio e possui um tubérculo proeminente;
- Semilunar (*lunatum*) – osso em forma de meia-lua, que se articula proximalmente com o radio e é mais largo anterior que posteriormente;
- Piramidal (*triquetrum*) – osso piramidal de três faces, que se articula proximalmente com o disco articular da articulação radioulnar distal;
- Pisiforme (*pisiforme*) – pequeno osso em forma de ervilha, situado na face palmar do osso piramidal.

De lateral para medial, os quatro ossos da fila distal dos ossos carpais são:

- Trapézio (*trapezium*) – que tem quatro lados;
- Trapezóide (*trapezoideum*) – que é cuneiforme;
- Capitato (*capitatum*) ou Grande osso – possui cabeça redonda;
- Unciforme ou Hamato (*hamatum*) – que é cuneiforme e possui um processo curvo, o hâmuldo do hamato.

As faces proximais da fila distal dos ossos articulam-se com a fila proximal do osso carpal, e as suas faces distais articulam-se com os metacarpais. Entre os ossos carpais e as falanges, está o metacarpo (Figura 2). São cinco ossos metacarpais que concedem à mão movimentos ágeis. As falanges são pequenos ossos estreitos que tal como os metacarpais proporcionam à mão a capacidade de agarrar e manipular objetos [1, 12].

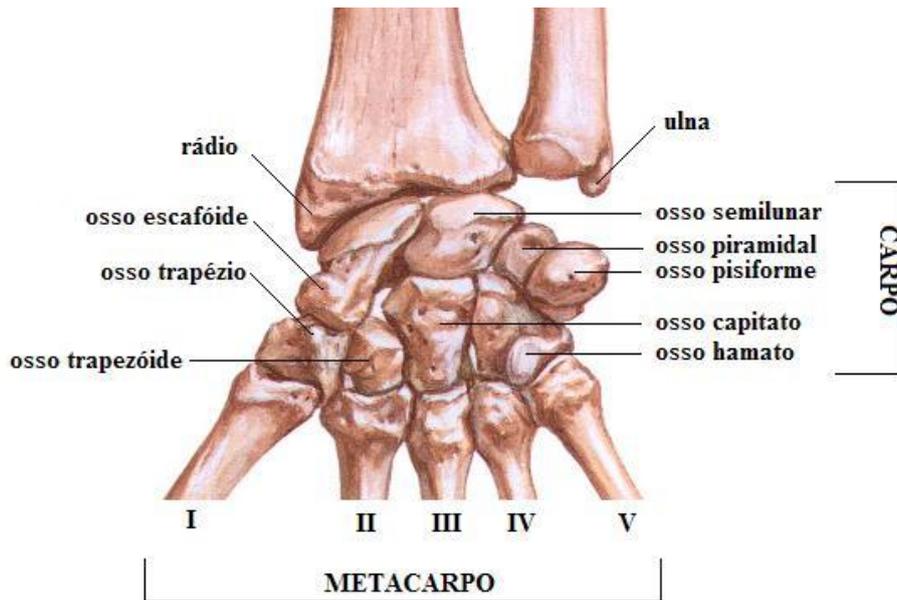


Figura 2: Representação dos ossos do carpo. Adaptado de [14].

Na perspectiva da biomecânica, será importante analisar a mão sob o ponto de vista das articulações, uma vez que só as junções dos ossos podem desempenhar as funções pretendidas. A articulação é o local de união entre dois ossos. São habitualmente designadas de acordo com os ossos ou as porções que nela se relacionam, desempenhando funções desejadas. Na mão podem ser consideradas cinco tipos de articulações: carpo-metacárpicas (CM), metacarpo-falângicas (MF), interfalângicas proximais (IFP), interfalângicas distais (IFD) e interfalângica do polegar (IP) (Figura 3).



Figura 3: Representação das articulações da mão. Adaptado de [15].

As articulações carpo-metacárpicas 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, contribuindo para o movimento do pulso. Anatomicamente descritas como sinoviais do tipo plana, exceto no polegar, que é uma articulação biaxial do tipo selar, denominada por trapézio-metacárpica, que está entre o osso trapézio e a base do 1º metacarpo e possui uma cavidade articular separada. As articulações metacarpo-falângicas articulam-se com as bases das falanges proximais com os ossos do metacarpo. São articulações sinoviais do tipo elipsóide

(condilar), ou seja, são articulações biaxiais, permitem movimento em dois planos, 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. As articulações interfalângicas articulam as cabeças das falanges com as bases das falanges localizadas mais distalmente. Existem duas em cada dedo, exceto no polegar que possui apenas uma entre a falange proximal e a distal. São articulações sinoviais do tipo dobradiça com apenas um grau de liberdade - flexão e extensão. As articulações interfalângicas podem ser divididas em três grupos: interfalângicas proximais, distais e ainda articulação interfalângica do polegar [12, 13].

2.2.2 Ligamentos

A complexidade da mão exige que inúmeros ligamentos garantam a estabilidade de cada articulação tanto no plano frontal como no plano sagital. Existem basicamente quatro tipos de ligamentos, pertencentes à articulação radiocárpica, que garantem maior estabilidade e sustentação necessária ao bom funcionamento do pulso: o ligamento lateral radial, o ligamento lateral ulnar e o ligamento radiocárpico palmar e o dorsal.

O ligamento lateral radial fixa-se no processo estilóide do rádio e nos ossos trapézio e escafoíde. O ligamento lateral ulnar fixa-se no processo estilóide da ulna, no pisiforme e no osso piramidal. Estes ligamentos fornecem suporte lateral e medial à articulação radiocárpica.

O ligamento radiocárpico palmar é um ligamento espesso, resistente e que limita o movimento de extensão. Este ligamento liga a superfície anterior do rádio distal e ulna à superfície anterior do escafoíde, semilunar e osso piramidal. Este ligamento é mais importante para a função do pulso do que o seu oposto, o ligamento radiocárpico dorsal, devido ao facto de a maior parte das atividades da mão ocorrerem com o pulso em extensão, como oposição à flexão. O ligamento radiocárpico dorsal liga a superfície posterior dorsal do rádio até à mesma superfície do escafoíde, semilunar e osso piramidal. Este ligamento limita o movimento de flexão do pulso. Devido às forças que causam a flexão excessiva não serem tão grandes como as que causam extensão excessiva, este ligamento não é tão forte quanto o ligamento radiocárpico palmar.

Atendendo ao número elevado de articulações existentes no carpo há necessidade de um grande suporte ligamentar. A fáscia da palma é contínua com a fáscia do antebraço e com a fáscia do dorso da mão. Localizada superficialmente na palma da mão, a fáscia palmar é fina sobre as eminência tenar e hipotenar, mas é espessa centralmente, onde forma a aponeurose palmar fibrosa, e nos dedos, onde forma as bainhas digitais. A aponeurose palmar, uma parte bem definida e forte da fáscia profunda da palma, recobre os tecidos moles e reveste os tendões flexores longos. A existência de uma faixa fibrosa que se estende desde a superfície anterior do pulso na direção médio-lateral da mão é descrita por Lynn. Constituída pelo ligamento palmar do carpo e pelo ligamento transversal do carpo é intitulada por diversos autores como retináculo flexor (Figura 4).

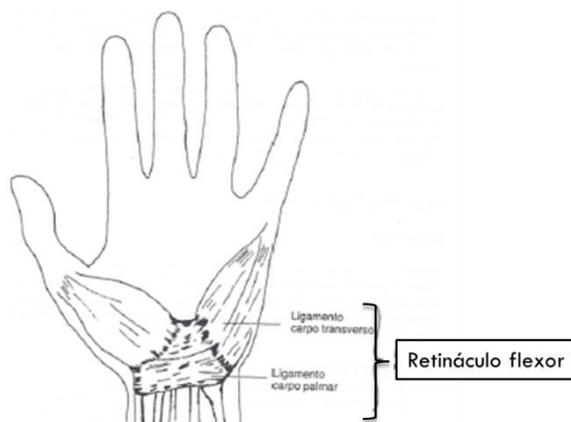


Figura 4: Representação esquemática do retináculo flexor. Adaptado de [16].

O ligamento retináculo extensor é uma faixa fibrosa que atravessa o pulso no lado posterior, numa direção médio-lateral. Fixa-se no processo estilóide da ulna, no osso piramidal, no pisiforme e no lado lateral do rádio (Figura 5).

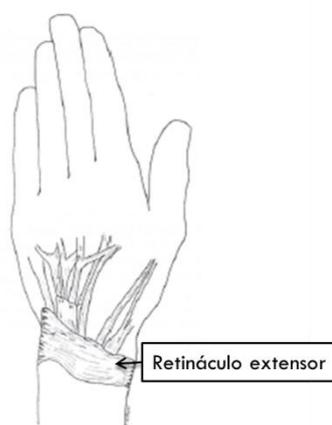


Figura 5: Representação esquemática do retináculo extensor. Adaptado de [16].

Nas articulações carpo-metacárpicas e intermetacárpicas, os ossos são unidos pelos ligamentos carpometacárpicos ventrais e metacarpais, bem como pelos ligamentos posterior e interósseo. A articulação metacarpo-falângica de cada dedo é reforçada por uma cápsula fibrosa e por uma membrana sinovial que reveste cada cápsula fibrosa que está fixada nas margens de cada articulação. Cada cápsula fibrosa é reforçada por dois ligamentos colaterais, que passam distalmente a partir das cabeças dos metacárpicos e das falanges para as bases das falanges. Os ligamentos colaterais fundem-se para formar a parte anterior de cada cápsula, que é uma lâmina fibrocartilaginosa - ligamento palmar. As articulações metacarpo-falângicas do 2º até ao 5º metacarpo são unidas pelos ligamentos metacarpais transversos profundos que mantêm as cabeças dos metacárpicos unidas. Os ligamentos, isoladamente, não estabilizam articulações tão complexas, apesar de a sua função ser essencial. Seguidamente serão abordadas os músculos e tendões que também são fundamentais para a compreensão da anatomia da mão [15, 16].

2.2.3 Músculos e tendões

Os membros superiores partilham alguns elementos estruturais, assim será importante referenciar os músculos e tendões do antebraço uma vez que estes estão, em certos casos, na origem do movimento da mão. A grande complexidade da mão leva a que haja um grande número de músculos responsáveis pelos movimentos desta estrutura. Na estrutura músculo esquelética da mão pode ser distinguidos dois tipos de músculos: extrínsecos e intrínsecos. Os músculos extrínsecos têm origem no antebraço e inserem-se na mão; os intrínsecos têm origem e inserção na própria mão. Os músculos do antebraço agem sobre as articulações do cotovelo, pulso e dedos. São divididos em dois grupos: flexores-pronadores e extensores. Os tendões destes músculos passam através da parte distal do antebraço e continuam até ao pulso, mão e dedos. Os músculos flexores-pronadores do antebraço estão situados no compartimento anterior (flexor-pronador) do antebraço e são separados dos músculos extensores pelo rádio, cúbito e pela membrana interóssea que os une. Os tendões da maioria dos músculos flexores estão localizados na face anterior do pulso e são mantidos no lugar pelo ligamento palmar carpal e retináculo dos músculos flexores. Os músculos flexores estão dispostos em quatro camadas e são divididos em dois grupos: superficial e profundo. Os músculos do grupo superficial são: pronador redondo, flexor radial do carpo, palmar longo flexor ulnar do carpo e flexor superficial dos dedos. O grupo profundo é constituído por três músculos: flexor profundo dos dedos, flexor longo do polegar e pronador quadrado. Os músculos flexores longos dos dedos (flexor superficial dos dedos e profundo dos dedos) fletam as articulações metacarpo-falângicas e a radiocarpal. O músculo flexor profundo dos dedos flete os dedos na ação lenta; esta ação é reforçada pelo flexor superficial dos dedos quando a rapidez e flexão contra resistência são necessárias. O flexor longo do polegar flete a falange

distal do 1ºdedo (polegar) e, em segundo lugar, a falange proximal e o primeiro metacarpo. Este é o único músculo que flete a articulação interfalângica do polegar, flete também as articulações metacarpo-falângicas e carpo-metacárpicas do polegar e auxilia também na articulação radiocarpal.

A Tabela 1 resume os músculos flexores superficiais e profundos do antebraço, as respectivas origens e inserções bem como as principais funções que cada um desempenha. Nesta tabela, apenas se destacam os que intervêm no movimento da mão [13].

Tabela 1: Músculos flexores-pronadores do antebraço. Adaptada de [12].

Músculo	Inserção proximal	Inserção distal	Função principal
Flexor superficial dos dedos	Epicôndilo medial do úmero	Lateral das falanges médias do 2º ao 5º dedo	Flexão das falanges médias na articulação interfalângica proximal dos quatro dedos 2º ao 5º; agindo mais fortemente também flecte as falanges proximais nas articulações metacarpo-falângicas e a mão.
Flexor profundo dos dedos	Zona proximal do cúbito e processo coronoide	Falange distal dos quatro dedos (2º ao 5º dedo)	Flexão das falanges distais nas articulações interfalângicas distais do 2º ao 5º dedo; ajuda com a flexão da mão.
Flexor longo do polegar	Face anterior do rádio e membrana interóssea adjacente	Base da falange distal do polegar	Flexão das falanges do polegar

Os músculos extensores estão situados no compartimento posterior (extensor-supinador) do antebraço. Estes músculos podem ser organizados em três grupos funcionais:

- Músculos que estendem e abduzem a mão na articulação radiocarpal: extensor radial longo do carpo, extensor radial curto do carpo e extensor ulnar do carpo;
- Músculos que estendem os quatro dedos mediais (2º ao 5º): extensor dos dedos, extensor do indicador e extensor do dedo mínimo;
- Músculos que estendem ou abduzem o 1º dedo, ou polegar: abductor longo do polegar, extensor curto do polegar e extensor longo do polegar.

Os tendões dos músculos extensores são mantidos no lugar na região do pulso pelo retináculo dos músculos extensores.

A Tabela 2 resume os músculos extensores do antebraço, as respectivas origens e inserções bem como as principais funções que cada um desempenha. Nesta tabela, apenas se destacam os que intervêm no movimento da mão.

Os músculos intrínsecos da mão podem ser divididos em quatro grupos (Figura 7):

- Músculos tenares: abductor curto do polegar, flexor curto do polegar e oponente do polegar;
- Abductor do polegar;
- Músculos hipotenares: abductor do dedo mínimo, flexor do dedo mínimo e oponente do dedo mínimo;
- Músculos curtos da mão: lumbricais e interósseos.

Os músculos tenares no compartimento tenar são responsáveis principalmente pela oposição do polegar. Os músculos hipotenares correspondem às estruturas musculares responsáveis pela atividade do 5º dedo, ou seja, do dedo mínimo, e localizam-se no compartimento hipotenar. O músculo abductor do polegar conduz o polegar - move o polegar em direção à palma. Finalmente, os músculos curtos da mão, os lumbricais, estão no compartimento central e os interósseos estão entre os metacárpicas. Responsáveis pelos movimentos mais complexos da mão, são considerados músculos múltiplos, uma vez que cada um se divide em diferentes ramos.

Tabela 2: Músculos extensores do antebraço. Adaptada de [12].

Músculo	Inserção proximal	Inserção distal	Função principal
Extensor dos dedos	Epicôndilo medial do úmero	Base da falange distal do 2º ao 5º dedo	Extensão das articulações metacarpo-falângicas do 2º ao 5º dedo; extensão da mão na articulação do pulso
Extensor do dedo mínimo	Epicôndilo lateral do úmero	Base da falange distal do 5º dedo	Extensão das articulações metacarpo-falângicas e interfalângicas do 5º dedo
Abdutor longo do polegar	Faces posteriores da ulna, do rádio e da membrana interóssea	Base do 1º metacarpo	Abdução do polegar estende-o na articulação carpo-metacárpica
Extensor curto do polegar	Face posterior do rádio e da membrana interóssea	Base da falange proximal do polegar	Extensão da falange proximal do polegar na articulação carpo-metacárpica
Extensor longo do polegar	Face posterior do terço médio do cúbito e da membrana interóssea	Base da falange distal do polegar	Extensão da falange distal do polegar nas articulações metacarpo-falângica e interfalângica
Extensor do indicador	Face posterior do cúbito e da membrana interóssea	Base da falange distal do 2º dedo	Extensão do 2º dedo e ajuda a estender a mão

Os músculos extrínsecos da mão podem ser visualizados na Figura 6.

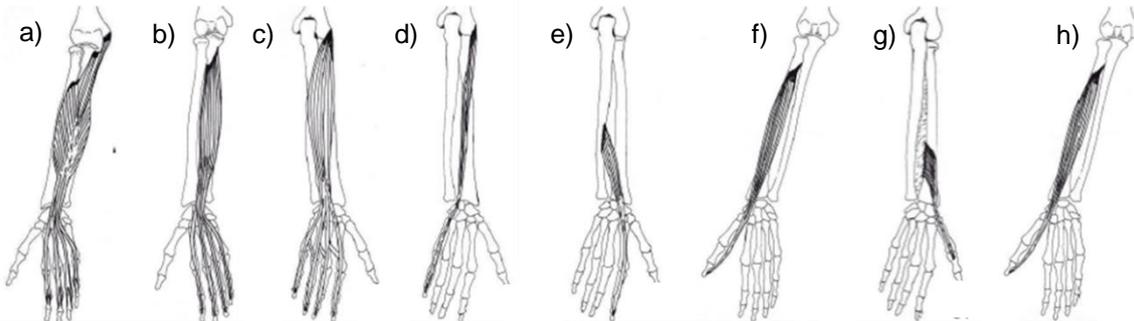


Figura 6: Músculos extrínsecos da mão: a) músculo flexor superficial dos dedos; b) músculo flexor profundo dos dedos; c) músculo extensor dos dedos; d) músculo extensor do dedo mínimo; e) músculo extensor do indicador; f) músculo flexor longo do polegar; g) músculo extensor curto do polegar; h) músculo extensor longo do polegar. Adaptado de [16].

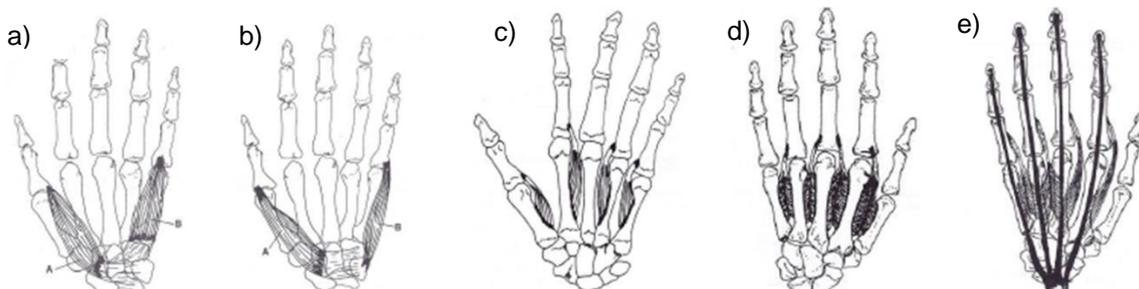


Figura 7: Músculos intrínsecos da mão: a) músculo flexor curto do polegar (A) e músculo flexor do dedo mínimo (B); b) músculo abdutor curto do polegar (A) e músculo abdutor do dedo mínimo (B); c) músculos interósseos palmares; d) músculos interósseos dorsais; e) músculos lumbricais. Adaptado de [16].

A Tabela 3 resume os músculos intrínsecos da mão, as respectivas origens e inserções bem como as principais funções que cada um desempenha. Nesta tabela, apenas se destacam os que intervêm no movimento da mão [12].

Tabela 3: Músculos intrínsecos da mão. Adaptada de [12].

Músculo	Inserção proximal	Inserção distal	Função principal
Músculos tenares			
Abdutor curto do polegar	Retináculo dos músculos flexores e tubérculos do escafoide e trapézio	Lado lateral da base da falange proximal do polegar	Abdução do polegar e ajuda na sua oposição
Flexor curto do polegar			Flexão do polegar
Oponente do polegar		Lado lateral do 1º metacarpo	Oposição do polegar
Adutor do polegar	Cabeça oblíqua: bases do 2º e 3º metacarpo, capitato e ossos carpais adjacentes Cabeça transversa: face anterior do corpo do 3º metacarpo	Lado medial da base da falange proximal do polegar	Adução do polegar para o dedo médio
Músculos hipotenares			
Abdutor do dedo mínimo	Pisiforme	Lado medial da base da falange proximal do dedo mínimo	Abdução do 5º dedo
Flexor curto do dedo mínimo	Hamato e retináculo dos músculos flexores		Flexão da falange proximal do 5º dedo
Oponente do dedo mínimo			5º metacarpo
Músculos curtos			
Lumbricais	Tendão do músculo flexor profundo dos dedos	Tendão do músculo extensor dos dedos	Flexão dos dedos na articulação metacarpo-falângica e extensão das articulações interfalângicas
Interósseos dorsais	Lados adjacentes de dois metacarpais	Expansões extensoras e bases das falanges proximais dos dedos 2º- 4º	Abdução dos dedos, afastando-os da linha axial e agindo com os lumbricais na flexão das articulações metacarpo-falângicas e extensão das articulações interfalângicas
Interósseos palmares	Faces palmares do 2º, 4º e 5º metacarpo	Expansões extensoras dos dedos e bases das falanges proximais dos dedos 2º, 4º e 5º.	Adução dos dedos para a linha axial e ajuda os lumbricais na flexão das articulações metacarpo-falângicas e na extensão das articulações interfalângicas

Os tendões são estruturas fibrosas, semelhantes a cordões, formados por tecido conjuntivo que se fixam aos ossos, inserindo os músculos no esqueleto, mantendo assim o equilíbrio estático e dinâmico do corpo. Os tendões da mão dividem-se em dois grupos: tendões dos músculos extensores e tendões dos músculos flexores. Os primeiros têm como principal objetivo 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 pulso e previne o seu arqueamento (Figura 8). 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 [1, 12].

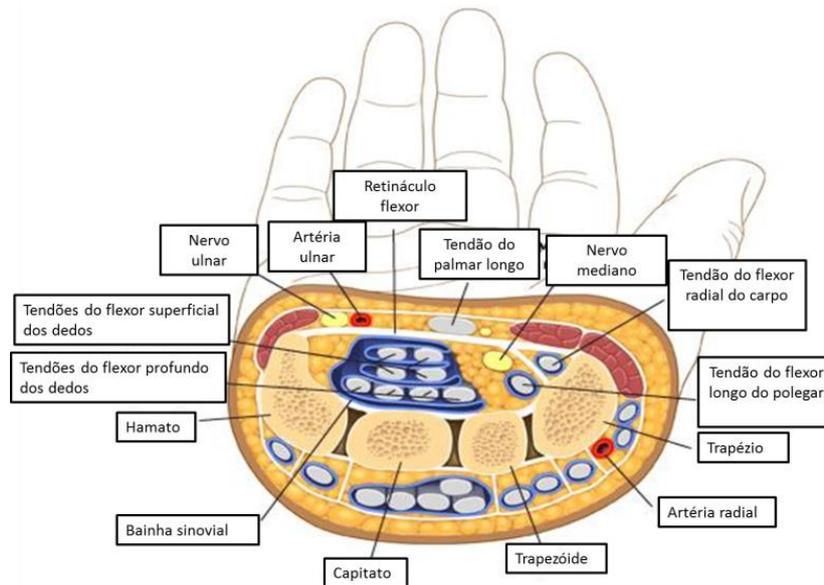


Figura 8: Representação do túnel do carpo. Adaptado de [17].

Relativamente aos tendões extensores, estes fazem uso de seis túneis osteofibrosos [13], juntamente com seis bainhas sinoviais, para se distribuírem nos dedos. Esses túneis fibrosos são:

- 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.

2.3 Anatomia da articulação Trapézio-Metacárpica

A articulação entre o osso trapézio e a base do 1º metacarpo do polegar é denominada por trapézio-metacárpica [13]. Como qualquer outra articulação, para além dos ossos, também necessita de ligamentos bem como de tendões que garantam a sua estabilidade.

2.3.1 Ossos

O osso trapézio tem uma forma quadrangular, estando limitado numa das faces por uma crista, o tubérculo do trapézio e, superiormente, pelo escafoide (Figura 9). Este osso apresenta uma morfologia do tipo selar - na face que está em contacto com o primeiro metacarpo – uma vez que é bicôncavo e biconvexo em concomitância. Nas outras duas superfícies articulares, o trapézio articula-se com o trapezóide e com o segundo metacarpo. Na superfície frontal, existe um espaço oco – Groove [1, 12, 13].

O metacarpo é constituído por cinco ossos metacarpais. Cada metacarpo é composto por um corpo e duas extremidades (Figura 10). As extremidades distais ou cabeças dos metacárpicas articulam-se com as falanges proximais e formam as nodosidades do pulso; as extremidades proximais ou bases dos metacárpicas articulam-se com os ossos do carpo. O primeiro metacarpo (do polegar) é o mais espesso e mais curto dos metacárpicas, e faz parte da articulação trapézio-metacárpica. A sua constituição, homóloga aos dos restantes metacárpicas, distingue-se em três partes: o corpo, de formato côncavo, extremidade proximal (base superior) e extremidade distal (base inferior) com morfologia aproximadamente a um 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 metacarpo-falângicos. Devido à inexistência de limitações ósseas da articulação trapézio-metacárpica, é necessário um forte suporte ligamentar que proporcione estabilidade à articulação [1, 12, 13].

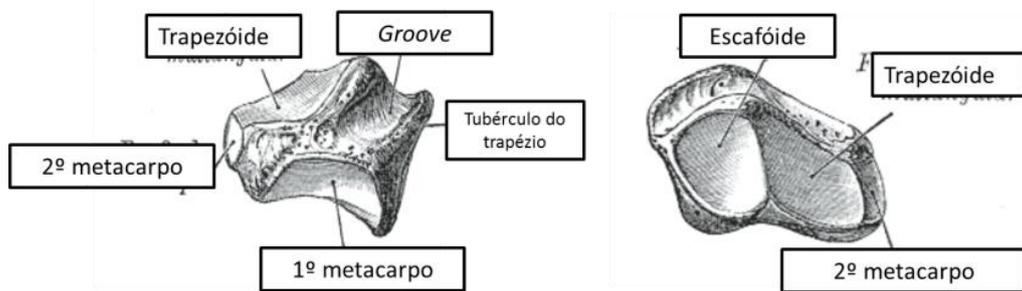


Figura 9: Osso Trapézio. Adaptado de [18].

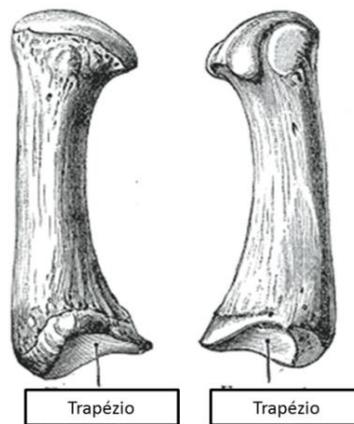


Figura 10: Primeiro Metacarpo. Adaptado de [18].

A articulação trapézio-metacarpo localiza-se na base da coluna móvel do polegar e desempenha uma função primordial dado que assegura a sua orientação e participa de maneira preponderante no mecanismo de oposição. Apresenta uma configuração anatômica do tipo selar (Figura 11). Existem duas superfícies em sela, uma no trapézio e outra na base do primeiro metacarpo, que só se correspondem devido ao ângulo de 90° que faz coincidir a curva convexa de uma com a curva côncava de outra e vice-versa. A sua anatomia permite a mobilização do polegar em três planos distintos: abdução-adução, flexão-extensão e rotação [13].

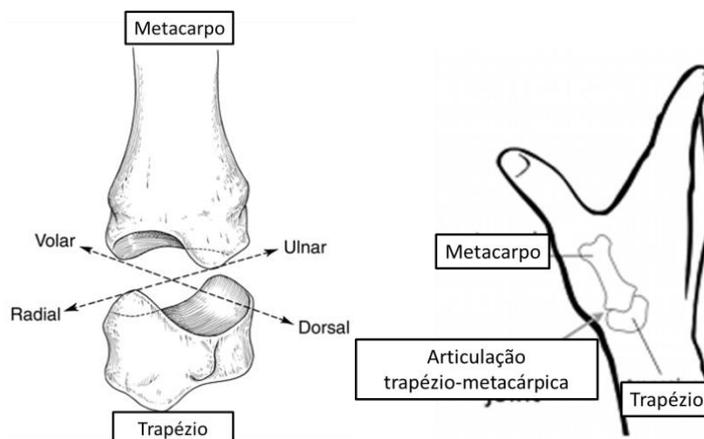


Figura 11: Articulação trapézio-metacárpica. Adaptado de [19, 20].

2.3.2 Ligamentos

Os ligamentos da articulação trapézio-metacárpica dirigem o movimento e asseguram a estabilidade dos ossos em cada posição. Existem dezasseis ligamentos que suportam e dão resistência a esta articulação, catorze ligamentos inseridos no trapézio e dois outros relacionados com o primeiro osso do metacarpo. Contudo, apenas cinco são importantes para o funcionamento correto desta articulação (Figura 12). O ligamento oblíquo anterior profundo ou *beak ligament* concede estabilidade à articulação, funcionando como eixo de rotação aquando do movimento de flexão-extensão. O ligamento oblíquo anterior superficial localiza-se profundamente em relação aos músculos tenares da mão, tem uma ação predominante no impedimento da subluxação volar, isto é, evita que haja uma translação do primeiro metacarpo em relação à posição do trapézio. O ligamento dorso-radial é importante na limitação da subluxação dorsal. O ligamento oblíquo dorsal auxilia o dorso-radial na sua função. O ligamento intermetacárpico é o estabilizador do primeiro metacarpo quando é realizado o movimento de rotação. Funciona ainda como limitador do ângulo de abdução [21].

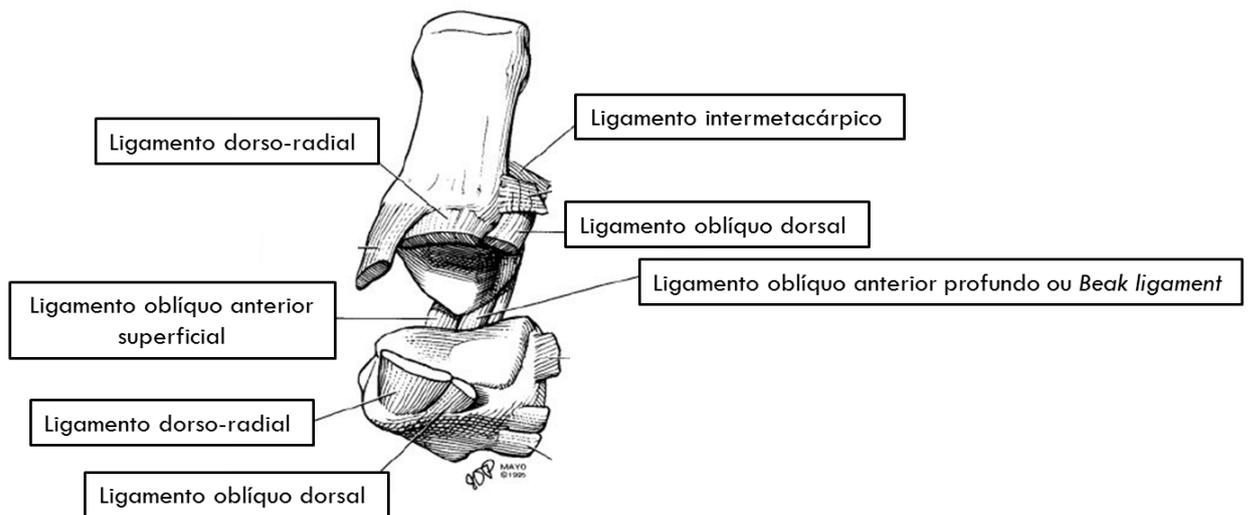


Figura 12: Representação dos principais ligamentos da articulação trapézio-metacárpica. Adaptado de [21].

Os ligamentos superiores volares e os profundos da articulação trapézio-metacárpica podem ser visualizados na Figura 13.

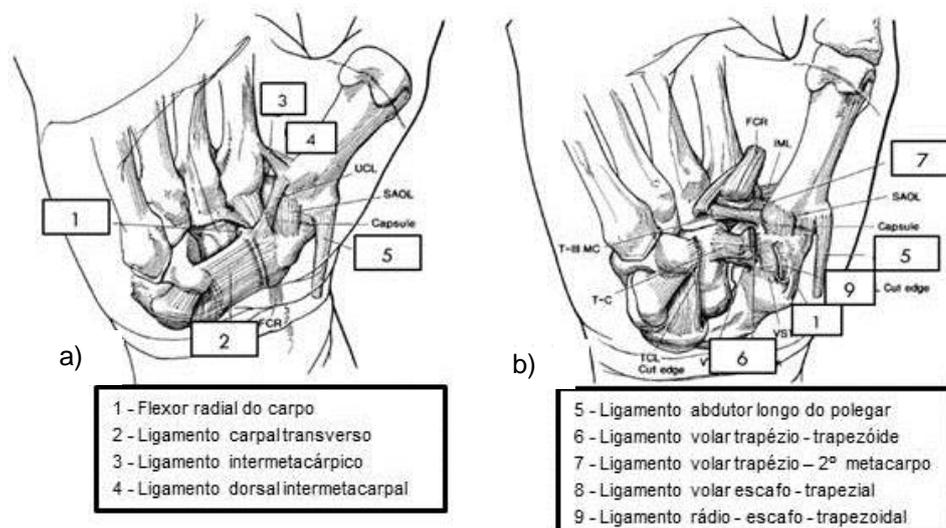


Figura 13: Representação dos ligamentos da articulação trapézio-metacárpica: a) ligamentos superiores volares da articulação trapézio-metacárpica; b) ligamentos profundos da articulação trapézio-metacárpica. Adaptado de [21].

2.3.3 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, como descrito anteriormente, os músculos aparecem subdivididos em três grupos: tenares (da base do polegar), hipotenares e os músculos da região palmar média. No entanto, abordar-se-ão somente os músculos que se encontram diretamente relacionados com o polegar. O polegar possui nove músculos motores que executam funções importantes na sua mobilidade de oposição. Podem ser classificados em dois grupos: músculos intrínsecos e extrínsecos. Os músculos extrínsecos, ou músculos longos, são quatro e localizam-se no antebraço. Os músculos abductor longo do polegar, extensor curto do polegar e o extensor longo do polegar são responsáveis pelos movimentos de abdução e extensão e o quarto é responsável pelo movimento de flexão – músculo flexor próprio do polegar. Os tendões dos músculos abductor longo do polegar e extensor curto do polegar limitam a tabaqueira anatómica anteriormente, e o tendão do músculo extensor longo do polegar limita a posteriormente. A tabaqueira anatómica, Figura 14, é visível quando o polegar é completamente estendido; assim, puxa os tendões para cima e produz uma cavidade entre eles. A artéria radial atravessa a tabaqueira anatómica obliquamente. Os músculos intrínsecos, incluídos na eminência tenar e no primeiro espaço interósseo, participam na realização de diferentes preensões e em particular nos movimentos de oposição do polegar - músculo flexor curto do polegar, músculo oponente do polegar, músculo abductor curto do polegar, primeiro músculo interósseo palmar e o músculo adutor do polegar [13].

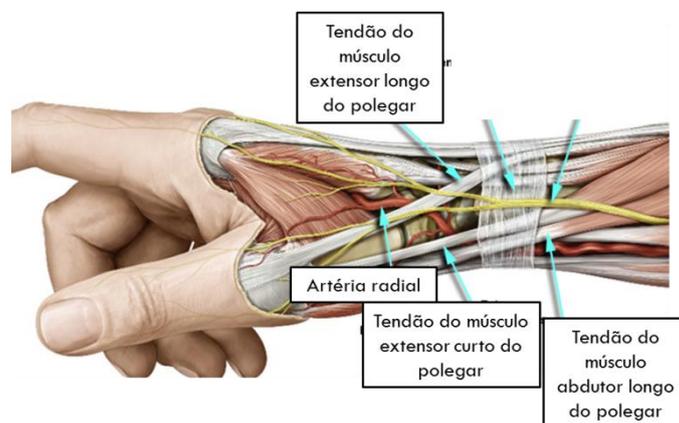


Figura 14: Tabaqueira anatómica. Adaptado de [22].

2.4 Biomecânica da Mão

A mão humana é uma estrutura tridimensional relativamente móvel capaz de se conformar com a forma dos objetos manipulados. A estrutura biomecânica da mão pode ser considerada como um sistema de ligação das estruturas ósseas intercaladas relacionadas com os músculos, forças tenares e limitações articulares [23].

2.4.1 Amplitudes de movimento

A mão é um órgão dinâmico, cujos movimentos e forças são variáveis, e de elevada especificidade, tornando difícil a obtenção de dados precisos. Esta constitui a parte manual do membro superior distal ao antebraço. Devido à importância da destreza manual nas atividades funcionais, uma boa compreensão da estrutura e função da mão é essencial. Assim, além de ter uma importância no que se refere às atividades vitais de um indivíduo, o uso da mão pode ser considerado como um meio de integração social [24]. A função básica da mão consiste na preensão, de forma correta, dos vários objetos com o intuito de manter ou restabelecer as suas atividades quotidianas. A preensão pode ser organizada em três grupos distintos: as preensões por gravidade, preensões com ação e as preensões propriamente ditas. A força de preensão

em que a gravidade é essencial e a mão funciona só como suporte podem ser distinguidas em: preensão por gravidade, com forma de gancho ou até mesmo preensões ativas ou de contacto (Figura 15) [13].

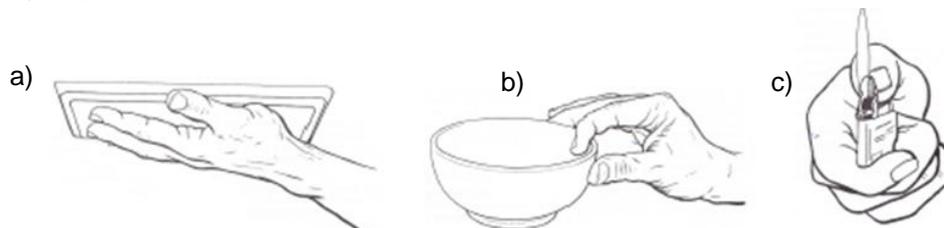


Figura 15: Força de preensão: a) preensão por gravidade; b) preensão de gancho; c) preensão ativa. Adaptado de [13].

As preensões propriamente ditas classificam-se em preensões palmares, centradas e digitais. Nas preensões palmares participam tanto os dedos quanto a palma da mão no movimento de segurar o objeto. Esta preensão pode ser dividida em dois tipos: preensão digital-palmar, que é a oposição da palma da mão com os últimos quatro dedos e a preensão palmar com toda a mão e toda a palma que é a preensão de força para os objetos pesados e relativamente volumosos, recorrendo aos cinco dedos da mão. A preensão centrada ou direcional é requerida com frequência, solicitando a flexão dos três últimos dedos, a extensão completa do dedo indicador e um mínimo de oposição do polegar (Figura 16). As preensões digitais dividem-se em preensão bidigital (utilizam dois dedos) e preensão pluridigital (utilizam mais dedos). São solicitadas para segurar um objeto sem necessitar da palma da mão (Figura 17)[13].

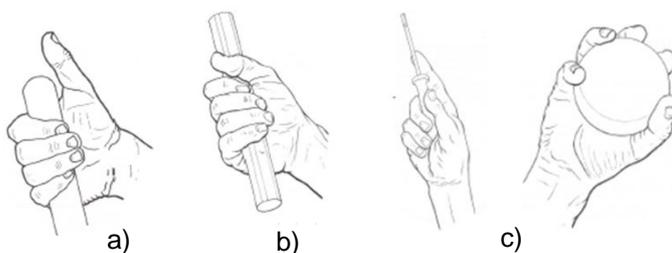


Figura 16: Força de preensão: a) digital-palmar; b) palmar com toda a mão e toda a palma ; c) centrada ou direcional. Adaptado de [13].

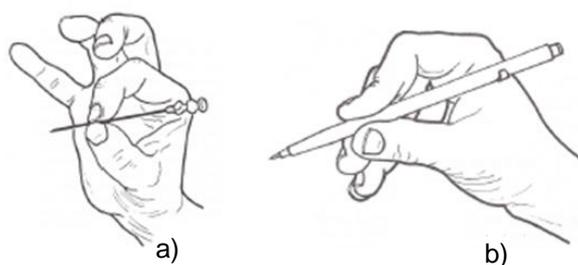


Figura 17: Força de preensão digital: a) bidigital, b) pluridigital. Adaptado de [13].

O pulso, ou punho, envolve um complexo articular que compreende as articulações rádio-cárpica e médio-cárpica. Os movimentos do pulso realizam-se em torno de dois eixos, com a mão em posição anatómica, isto é, em máxima supinação:

- Eixo transversal, que pertence ao plano frontal, e que condiciona os movimentos de flexão e extensão que se realizam no plano sagital.
- Eixo anterior-posterior, que pertence ao plano sagital, e que condiciona os movimentos de adução e abdução que se realizam no plano frontal.

Na Tabela 4 está a informação relativa às amplitudes dos movimentos de todo o complexo da mão [13, 25].

Tabela 4: Amplitudes do punho. Adaptado de [13, 25].

Movimentos ativos do punho e da mão	Amplitude máxima [°]
Abdução do punho	15
Adução do punho	45
Flexão do punho	85
Extensão do punho	85
Flexão Metacarpo-Falângica	90
Extensão passiva Metacarpo-Falângica	90
Extensão ativa Metacarpo-Falângica	40
Movimento lateral do indicador	30
Flexão Interfalângicas proximais	90 a 135
Flexão Interfalângicas distais	90
Extensão ativa Interfalângicas proximais	0
Extensão ativa Interfalângicas distais	30

O punho, vulgarmente chamado de pulso, está relacionado com várias articulações derivando daí a sua complexidade. No plano frontal, a amplitude máxima de abdução, relativamente ao eixo da mão é de cerca de 15°. Relativamente ao movimento de adução, também descrito como desvio ulnar, a amplitude máxima varia entre 30 a 45°. No plano sagital, as amplitudes máximas dos movimentos, a partir do ponto de referência, é 80 a 90° para a flexão e 70 a 90° para a extensão (Figura 18). O grau de fadiga dos tendões de cada indivíduo interfere com os valores das amplitudes máximas, pelo que, estes movimentos nunca atingem os 90°, alcançam aproximadamente os 85°[13].

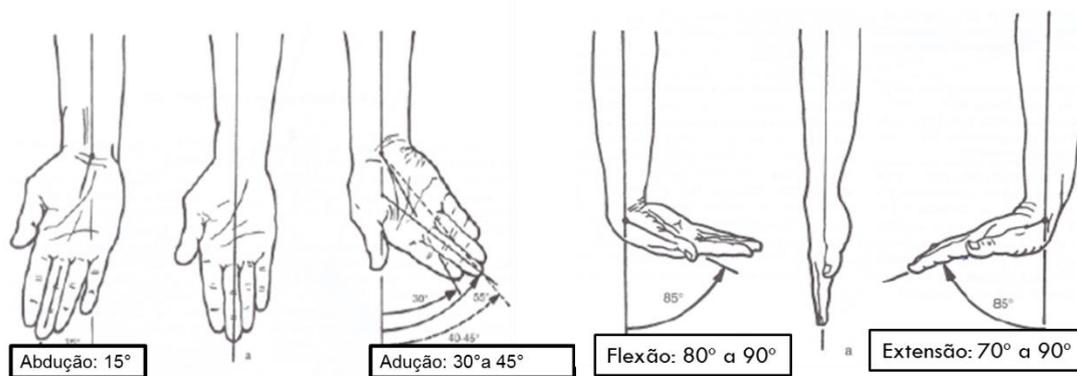


Figura 18: Amplitudes de movimento no plano frontal e no plano sagital. Adaptado de [13].

O movimento de circundação, combinação dos movimentos de flexão-extensão com os movimentos de adução-abdução, realiza-se simultaneamente, com relação aos dois eixos da articulação do pulso. Quando este movimento atinge a amplitude máxima, o eixo da mão descreve uma superfície cônica no espaço, denominado de “cone de circundação”. A amplitude de movimentos do pulso é menor em pronação do que em supinação, assim em pronação, o cone de circundação é mais aberto[13].

As articulações metacarpo-falângicas e interfalângicas são as principais responsáveis pela capacidade de segurar objetos. As articulações metacarpo-falângicas, de formato condilar, possuem dois graus de liberdade. A amplitude de flexão é aproximadamente de 90° a partir do dedo indicador, aumentando progressivamente até ao 5° dedo (Figura 19 a). A extensão passiva pode alcançar os 90° em indivíduos com grande lassidão ligamentar (Figura 19 b). A extensão ativa, pode variar em cada indivíduo, entre os 30° a 40° (Figura 19 c). O dedo indicador atinge a amplitude de 30° no movimento de direção lateral, sendo o dedo de maior

alcançe (Figura 19 d). O movimento de circundação realizado pelo indicador limita-se ao interior do cone de circundação, cujo vértice se encontra na articulação metacarpo-falângica (Figura 19 e). Este cone é achatado transversalmente devido à maior amplitude dos movimentos de flexão-extensão. Os dedos podem ainda executar movimentos combinados, ou seja, movimentos de abdução, adução, extensão e flexão em simultâneo [13].

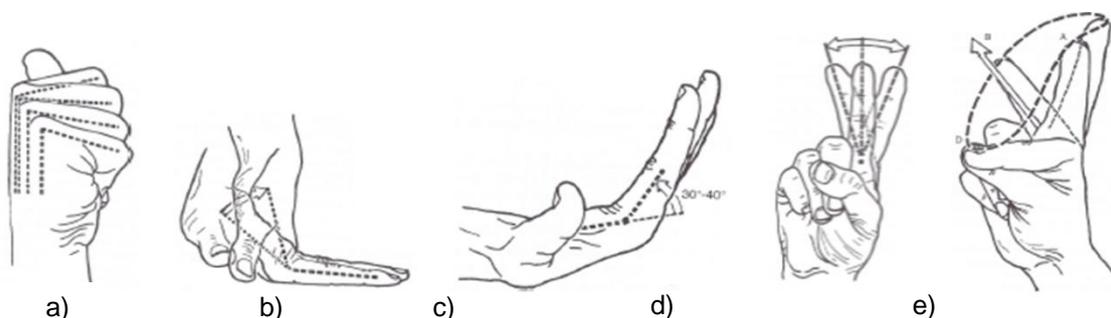


Figura 19: Amplitude de flexão e extensão das articulações metacarpo-falângicas e movimentos do dedo indicador: a) flexão articulação metacarpo-falângica; b) extensão passiva articulação metacarpo-falângica; c) extensão activa articulação metacarpo-falângica; d) movimento lateral articulação metacarpo-falângica ; e) movimento de circundação do indicador. Adaptado de [13].

As amplitudes de flexão nas articulações interfalângicas proximais ultrapassam os 90°, contudo podem aumentar progressivamente até ao 5º dedo, atingindo assim os 135° (Figura 20 a). Nas articulações distais, a amplitude de flexão é ligeiramente inferior a 90° (Figura 20 b), sendo que estas, à semelhança das articulações metacarpo-falângicas, atingem o seu valor máximo no 5º dedo. A extensão ativa e passiva é considerada inexistente nas articulações interfalângicas proximais (Figura 20 c e d). Nas articulações distais, a extensão ativa é pouco significativa (na ordem dos 5°) e de cerca de 30° na extensão passiva (Figura 20 c e d). As articulações interfalângicas não realizam movimentos laterais uma vez que possuem apenas um grau de liberdade [13].

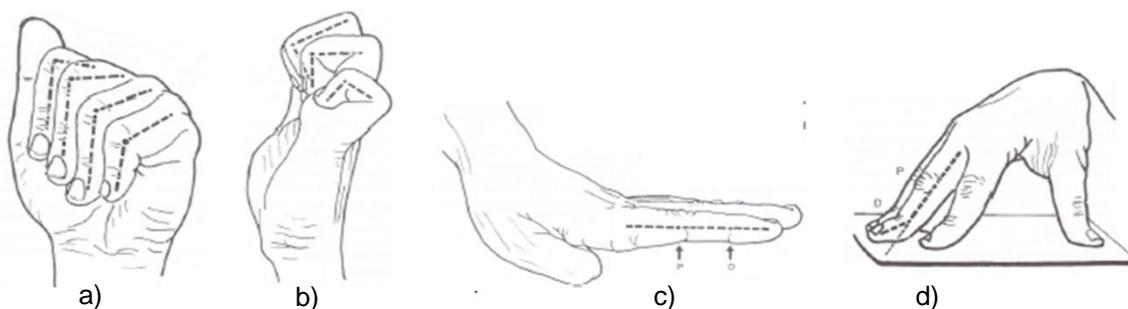


Figura 20: Amplitude de flexão e extensão das articulações interfalângicas: a) flexão da articulação interfalângica proximal; b) flexão da articulação interfalângica distal; c) extensão ativa da articulação interfalângica proximal e distal; d) extensão ativa da articulação interfalângica proximal. Adaptado de [13].

2.4.2 Forças

A força muscular da mão é um índice objetivo da integridade funcional dos membros superiores e é frequentemente usada como parâmetro da função motora. A força de preensão palmar retracta a força isométrica das extremidades superiores, sendo frequentemente utilizada em adultos, como um indicador de saúde genérico onde será relevante a distinção da força no sexo masculino e no sexo feminino [26-28]. O estudo relativo à força muscular, que avalia as relações referentes ao corte transversal do músculo, força total absoluta e força relativa em relação ao baixo peso corporal, menciona que o músculo-esquelético humano, relativamente ao corte transversal, pode gerar cerca de 3 a 8 Kg de força de corte transversal por cm² de músculo, independentemente do sexo [29].

Outros estudos referem que a mão dominante é cerca de 10% mais forte do que a não-dominante. O estudo acerca da força de preensão palmar nas diferentes faixas etárias do desenvolvimento humano, conclui que a mão direita é a mão dominante de todos os indivíduos estudados e considera a mão esquerda como mão não-dominante [28]. Na Tabela 5 estão os resultados relativos à média dos valores da força de preensão de acordo com os grupos etários e sexo de cada indivíduo para a mão direita e para a mão esquerda. Este estudo foi conclusivo e a autora afirma que a mão direita, como já foi mencionado anteriormente, é a mão dominante dos indivíduos estudados, executando forças superiores à mão não-dominante em cerca de 5% a 10% [28].

Tabela 5: Valores médios da força de preensão palmar em função da faixa etária e do sexo dos indivíduos. Adaptada de [28].

	Sexo	Média das idades	Força de preensão palmar da mão direita (KgF)	Força de preensão palmar da mão esquerda (KgF)
Pré-Escolar	Masculino	4.5±0.50	7.19±2.19	6.95±2.30
	Feminino	4.5±0.50	6.67±1.66	6.51±1.67
Escolar	Masculino	8.86±1.96	15.15±6.12	14.33±5.67
	Feminino	8.62±2.03	13.20±5.87	12.45±5.42
Adolescente	Masculino	15.50±1.68	42.09±11.44	39.73±11.83
	Feminino	15.48±1.71	26.64±4.32	24.90±4.85
Adulto	Masculino	31.48±7.53	49.35±7.36	46.83±7.65
	Feminino	31.22±7.25	31.37±5.82	29.05±5.13
Meia-idade	Masculino	54.42±5.88	43.28±7.11	41.58±6.56
	Feminino	54.38±6.06	23.50±5.35	21.69±4.78
Idoso	Masculino	75.96±7.91	35.69±7.82	32.47±7.53
	Feminino	74.76±5.27	20.55±5.14	19.03±4.69

Outro estudo relativo às forças de preensão palmar, onde foi analisada a força em 100 indivíduos (200 mãos) para a faixa etária entre os 17 e os 60 anos. A classificação dos grupos de estudo foi feita quanto à idade, agrupando-os quanto ao seu perfil de atividade diária.

Os resultados deste estudo estão evidenciados nas Tabela 6 e na Tabela 7. Na Tabela 6 a força de preensão palmar na mão dominante e na mão não-dominante em função do sexo e da ocupação de cada indivíduo e na Tabela 7 a força de preensão palmar em função da idade, sexo e da mão dominante e não-dominante. Conclui-se que os homens conseguem atingir forças muito superiores às das mulheres, indo em concordância com o primeiro estudo. Constataram também que a mão dominante detém uma capacidade muito superior de executar preensão palmar comparativamente à mão não-dominante [30].

Tabela 6: Forças de preensão palmar em função do sexo e da ocupação dos indivíduos. Adaptado de [30].

Ocupação	Força de preensão palmar (Kg)			
	Homens		Mulheres	
	Mão dominante	Mão não-dominante	Mão dominante	Mão não-dominante
Ativo	47.0	45.4	26.8	24.4
Sedentário	47.2	44.1	23.1	21.1
Trabalho manual	48.5	44.6	24.2	22.0
Média	47.6	45.0	24.6	22.4

Tabela 7: Forças de preensão palmar em função do sexo e da faixa etária dos indivíduos. Adaptado de [30].

Idade	Força de 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	46.2	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

2.5 Biomecânica da articulação Trapézio-Metacárpica

A biomecânica da articulação trapézio-metacárpica é baseada na combinação dos efeitos dos músculos, ligamentos e da geometria das superfícies articulares [31]. O objetivo do estudo desta articulação, traspondo depois para a mão, consiste em compreender quais as forças envolvidas em cada movimento, para posterior comparação com o comportamento após a artroplastia com um implante comercial.

2.5.1 Amplitude de movimento

A articulação entre a primeira base do metacarpo com o trapézio é única funcionalmente e uma característica distintiva do polegar humano. Esta articulação é habilitada dos movimentos simples do polegar (flexão-extensão, abdução-adiução) e também os movimentos complexos do polegar (oposição e contra-oposição ou retroposição). A articulação trapézio-metacárpica é caracterizada como um *cardan*, possuindo dois eixos de rotação (2 graus de liberdade) perpendiculares que permitem explicar os movimentos de flexão-extensão e abdução-adiução. Esta força resultante pode ser dividida em três direções principais e um momento torsor que atua sobre o eixo do metacarpo, permitindo realizar o movimento de rotação do polegar (Figura 21) [13, 32, 33]. A rotação do primeiro metacarpo sobre o seu eixo longitudinal não se observa, devido à lassidão da cápsula ligamentar da articulação trapézio-metacárpica, que apenas dá suporte à junção do trapézio com o primeiro metacarpo. Esta articulação apenas trabalha à compressão, tal como um *pivô*, permitindo a orientação do primeiro metacarpo em todas as direções do espaço, exceto em torno do seu eixo [13].

A mobilidade do polegar é totalmente dependente da amplitude de movimento da articulação trapézio-metacárpica. Consequentemente, qualquer patologia nesta articulação coloca em causa o correto funcionamento do polegar. A orientação das estruturas nos vários movimentos de oposição do polegar e os ângulos que os ligamentos atingem nos limites dos movimentos, de pinça e/ou agarrar/apertar um objeto (garra), são dados importantes para a compreensão da mobilidade da articulação [31].

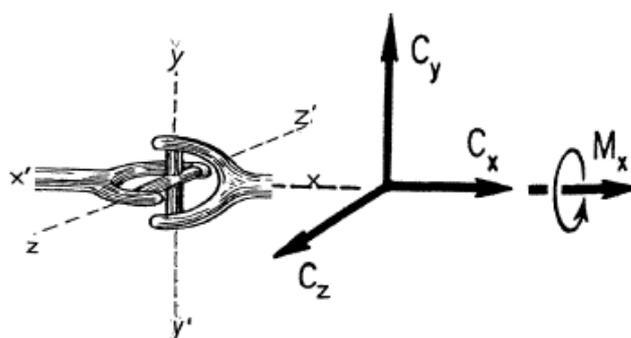


Figura 21: Mobilidade de uma articulação do tipo *cardan*. Retirado de [33].

Os três movimentos do polegar, já referidos anteriormente, são os de flexão e extensão, de abdução e adução, e oposição-retroposição. A articulação trapézio-metacárpica executa diversos ângulos nas diferentes posições, considerando-se a articulação com maior amplitude de movimento. Alguns autores referem que esta articulação chega a atingir mais de 63° no movimento de flexão em rotação. Outros estudos, mencionam que a flexão e extensão desta articulação 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 (Figura 22 a). O movimento de adução varia entre 15° a 25° e o de abdução entre 25° e 85°. Os movimentos de anteposição e retroposição estão limitados a um intervalo de valores entre 40° e 60°, relativamente ao eixo de referência (Figura 22 b) [13].

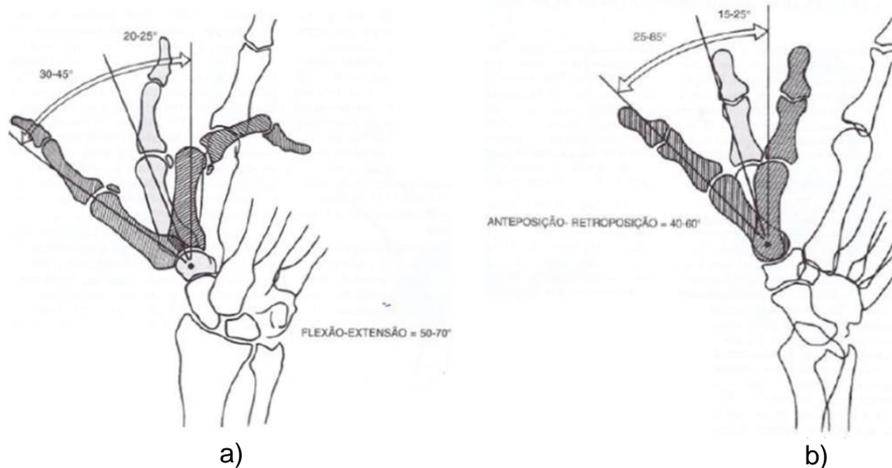


Figura 22: Movimentos angulares do polegar: a) flexão e extensão; b) adução e abdução; anteposição e retroposição. Retirado de [13].

2.5.2 Forças

As direções das forças que cada músculo e tendão exercem no polegar são fundamentais para entender a mobilidade deste dedo.

Alguns autores [31, 32, 34] efetuaram estudos para a compreensão das direções das forças musculares e tenares que auxiliam o polegar na sua função motora (Figura 23). Primeiramente [32] realizaram uma análise bidimensional para calcular as forças aplicadas internamente nas articulações. Contudo, esta análise tornou-se insuficiente pois o polegar funciona como uma estrutura tridimensional, fazendo com que este estudo não analisasse as forças importantes que atuam ao nível da articulação. Seguidamente, e utilizando a análise tridimensional, o autor calculou as forças aplicadas nas articulações e nos tecidos moles do polegar durante o movimento de pinça e de garra (preensão de garra).

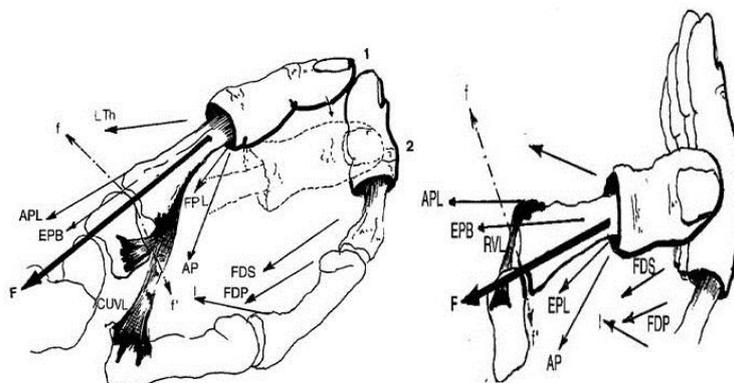


Figura 23: Direções em que atuam os músculos diretamente relacionados com o polegar. EPL – músculo extensor longo do polegar; EPB – músculo extensor curto do polegar; FPL – músculo flexor longo do polegar; ADD – músculo adutor longo do polegar; FPB – músculo flexor curto do polegar; APL – músculo abdutor longo do polegar; APB – músculo abdutor curto do polegar; OPP - músculo oponente do polegar. EPL – músculo extensor longo do polegar; EPB – músculo extensor curto do polegar; FPL – músculo flexor longo do Polegar; ADD – músculo adutor longo do polegar; FPB – músculo flexor curto do polegar; APL – músculo abdutor longo do polegar; APB músculo abdutor curto do polegar; OPP - músculo oponente do polegar. Retirado de [31].

Na Figura 24 b, e tendo em consideração as condições de equilíbrio estático, os autores [32] criaram um diagrama de corpo livre, onde decompueram a tensão criada pelo tendão F em F_x , F_y e F_z e a força de pinça A aplicada externamente que varia entre 50 a 200N no movimento de pinça de ponta (*tip pinch*). Esta força de pinça A foi para determinar as forças exercidas pelos tendões, músculos e ligamentos, e respectivas reações no metacarpo.

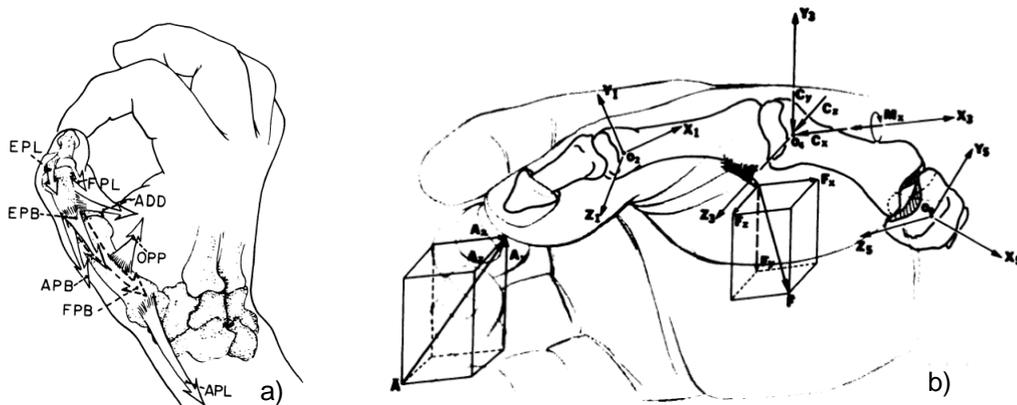


Figura 24: a) direções em que os músculos atuam diretamente relacionados com o polegar; b) diagrama de corpo livre das forças aplicadas ao primeiro metacarpo. Retirado de [32].

Na Tabela 8, são descritas todas as variáveis desconhecidas que os autores obtiveram. A denominação CMC corresponde à articulação trapézio-metacarpo.

Tabela 8: Variáveis desconhecidas para a análise tridimensional do polegar. Adaptada de [32]

Articulação	Sistema mecânico equivalente	Variáveis desconhecidas	Notação
CMC	Articulação universal	Força axial de compressão	C_x
		Reação dorsovolar	C_y
		Reação radio-ulnar	C_z
		Momento axial	M_x
		Forças dos tendões:	
		Oponente do polegar	OPP
		Abdutor longo do polegar	APL

Neste estudo [32], foram eliminadas as forças existentes nos tendões extensores e curto do polegar, EPL e EPB respetivamente, apesar de estes terem grande importância para a estabilização da articulação, estes músculos exercem tensões na mesma direção que a força externa, logo o seu contributo para o sistema é mínimo (Figura 24 a). Os músculos flexores e oponente do polegar, FPB e OPP respetivamente, exercem força na mesma direção, logo no diagrama de corpo livre aparecem representados como um único vetor (Figura 24 b).

Na Figura 25 é possível visualizar os diferentes tipos de movimentos que os autores consideraram, nomeadamente tipos de pinça e o movimento de garra (preensão de garra).

Na Tabela 9, podemos concluir que os diferentes movimentos da mão, tal como os diferentes tipos de pinça e movimento de garra, originam valores de força muito distintos. Na Tabela 10 é possível identificar as intensidades das forças de reação durante o movimento de garra (preensão de garra). A denominação IP refere-se à articulação interfalângica, MCP à articulação metacarpo-falângica e a CMC à articulação trapézio-metacarpo.



Figura 25: Forças de movimento: a) pinça de pontas; b) pinça lateral; c) garra (preensão de garra). Retirado de [32].

Tabela 9: Forças resultantes exercidas nos tendões nos movimentos de pinça de pontas e movimentos de garra (10 KgF). Adaptada de [32].

Tendão	Força do tendão durante o movimento de pinça		Força do tendão durante o movimento de 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	24.9-33.8
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

Tabela 10: Forças de reação na articulação durante o movimento de garra (10 KgF). Adaptada de [32].

	Força de reacção na articulação (KgF)		
	IP	MCP	CMC
Força axial de compressão (C _x)	13.9-23.6	47.8-71.1	85.4-164.2
Reacção radio-ulnar (C _z)	0	1.90-6.10	2.20-1.19
Reacção dorsovolar (C _y)	3.50-4.40	16.4-24.4	1.70-21.5

Outro estudo [31], relacionado com a ação de cada músculo do polegar aquando a aplicação de uma força externa no movimento, conclui que no mesmo membro, a razão de força não varia consideravelmente. Os autores compraram que a força exercida por cada componente da articulação depende de diversos fatores, tais como: idade, género, ocupação e mão dominante. Uma vez que não é possível encontrar dois casos de estudo exatamente iguais, estas variáveis condicionam todos os cálculos que se pretendam fazer.

A Tabela 11 demonstra os resultados obtidos, relativamente às tensões relativas dos músculos do polegar (intrínsecos e extrínsecos) durante os movimentos tipo garra e de oposição e retroposição. Tendo em consideração os resultados da Tabela 11, os autores concluíram que a fração de tensões criadas em cada músculo e tendão é proporcional à área de secção transversal fisiológica (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.

Tabela 11: Tensões exercidas nos músculos do polegar. Adaptada de [31].

Músculos do polegar	Oposição		Retroposição		Garra	
	Kg-m	Fração de tensão [%]	Kg-m	Fração de tensão [%]	Kg-m	Fração de tensão [%]
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
Intrínsecos						
APB	0.5	1.1			0.5	1.1
FPB	0.5	1.3			0.5	1.3
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

2.6 Patologias e técnicas cirúrgicas da articulação Trapézio-Metacárpica

2.6.1 Fratura da articulação

As fraturas são provocadas por qualquer traumatismo ou movimento brusco que exerça sobre um osso uma força superior à que o mesmo pode suportar. Embora os ossos sejam estruturas sólidas, com um certo grau de flexibilidade, a ruptura só ocorre perante a produção de uma força mecânica que ultrapasse a sua resistência [35]. As fraturas ósseas podem ser completas ou incompletas, simples ou cominutivas, fechadas ou abertas. As fraturas cominutivas compreendem mais do que dois fragmentos ósseos e as fraturas abertas estão associadas a uma ferida exposta. Muitas fraturas são tratadas sem recurso a tratamento cirúrgico. No entanto, um grande número de fraturas requer intervenção cirúrgica. Se uma fratura que exige tratamento cirúrgico não for tratada, o próprio corpo tenta estabilizar os fragmentos móveis por dor induzida pela contração dos músculos circundantes, o que pode levar ao encurtamento do osso. O resultado final deste processo é frequentemente a falta de alinhamento adequado dos ossos e a função prejudicada [36].

Dados apontam que 10% das fraturas ocorridas no membro superior correspondem às dos ossos metacarpais, sendo o metacarpo envolvido na articulação trapézio-metacárpica, o osso de maior incidência deste traumatismo. A traumatologia do metacarpo do polegar é devido ao trauma direto, ou seja, acontece quando se sujeita a mão a atividades físicas extremas.

As fraturas do primeiro metacarpo não têm uma classificação específica, pelo que são diferenciadas pela zona anatómica fraturada do osso, contudo, as lesões do primeiro metacarpo são classificadas como intra-articulares 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 26) [37].

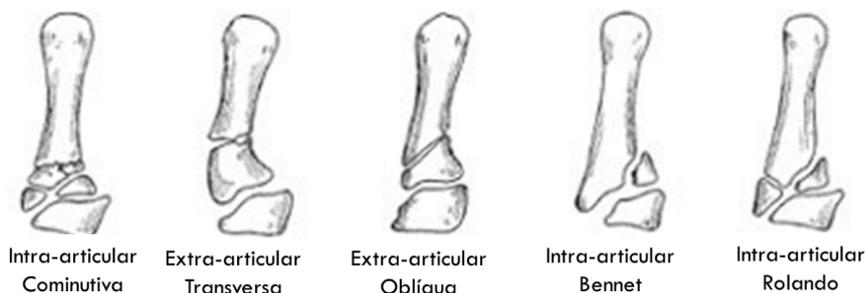


Figura 26: Fraturas metacárpicas. Adaptado de [37].

Fraturas de Bennett

A fratura de Bennett é a fratura mais comum que ocorre no polegar. A sua origem é devido a uma força externa, exercida no sentido axial do metacarpo, quando este se encontra parcialmente flexionado levando à luxação do polegar. Descrita por Edward Bennett, pela primeira vez em 1882, como uma fratura intra-articular oblíqua da base do primeiro metacarpo que divide o metacarpo em dois fragmentos: um de formato pequeno aproximadamente triangular e outro maior que corresponde ao restante osso metacárpico que se mantém intacto. Os fragmentos resultantes deste tipo de fraturas, normalmente mantêm-se na sua posição anatómica correta devido à ação dos ligamentos oblíquos anteriores e do ligamento dorsal [37, 38].

Os sintomas para este tipo de fratura são a dor, edema na base do primeiro dedo, movimentos reduzidos e pouca estabilidade na articulação trapézio-metacárpica. O tratamento destas fraturas de pequena dimensão passa pela imobilização com gesso durante 6 semanas e posteriormente, prescrição de fisioterapia. Caso haja instabilidade na articulação, poderá ser necessário a intervenção cirúrgica. A cirurgia mais executada para o tratamento deste tipo de

fraturas consiste em fixar os fragmentos resultantes recorrendo a fios de Kirschner intra-articulares ou extra-articulares, ou, em casos mais complexos, utilizando os fios de Kirchner juntamente com parafusos. O período pós-cirúrgico requer a imobilização total entre 2 a 6 semanas, consoante o nível de instabilidade na articulação. É necessária a utilização de dispositivos biomecânicos que permitam apenas uma mobilização condicionada do polegar até à cura completa da patologia. Contudo, o tratamento deste tipo de fraturas pode levar a complicações posteriores, tais como: redução de movimentos do carpo devido à imobilização prolongada exigida, a subluxação e instabilidade articular da articulação trapézio-metacárpica, infeção pós-operatória e a lesão do nervo radial para casos mais graves [38].

Fratura de Rolando

Estas fraturas consistem em três ou mais fragmentos, da base do primeiro metacárpico, com um formato aproximado a T ou Y. É uma fratura intra-articular, uma vez que envolve a articulação trapézio-metacárpica, sendo de complexidade superior à fratura de Bennett. Esta fratura origina-se de igual modo que fratura de Bennett, porém, a carga externa no sentido axial é tão elevada que provoca lesões de esmagamento na base do primeiro metacarpo.

No tratamento deste tipo de fraturas, e tal como as fraturas anteriores, para além da imobilização, é comum a necessidade de intervenção cirúrgica. A técnica cirúrgica pode ser realizada de igual forma para a fratura de Bennett, ou em casos mais complicados, quando a congruência articular não esteja garantida, podendo ser necessário recorrer à fixação externa ou a um enxerto ósseo. Quando não tratadas de forma correta, as fraturas de Rolando podem ter resultados negativos, tais como: infeção nos nervos que envolvem a articulação trapézio-metacárpica ou ainda a rigidez articular [39, 40].

Fratura do trapézio

Este tipo de fraturas é o mais raro, ocorrendo apenas em 3% a 5% das fraturas dos ossos do carpo, e raramente surgindo de forma isolada no trapézio. Estas surgem quando a força externa imposta que leva à fratura do metacarpo é demasiadamente intensa, podendo estender-se a fratura ao trapézio e até mesmo ao osso trapezóide [41].

2.6.2 Rizartrose

O polegar é responsável por 50% da função preensora da mão. A articulação entre o primeiro metacarpo e o trapézio está constantemente sujeita a patologias, nomeadamente a osteoartrite. A osteoartrose é uma doença degenerativa progressiva da cartilagem, levando à dor, redução da amplitude de movimento, perda de qualidade de vida e incapacidade geral. Pode ser classificada como primária ou secundária, tendo em conta o conhecimento ou não dos fatores que levaram à sua existência, e pode ser considerada como localizada ou generalizada, segundo o número de grupos articulares afetados, isto é, se envolver três ou mais grupos articulares [42].

A rizartrose, osteoartrose trapézio-metacárpica, classificada como osteoartrose primária localizada, é a mais comum da mão. É uma doença degenerativa, limitando a qualidade de vida dos indivíduos, quando se encontra num estado muito avançado. Em alguns casos, esta patologia é bilateral, isto é, desenvolve-se nos polegares das duas mãos (Figura 27 a). A rizartrose é caracterizada pela fibrilação da cartilagem articular entre o trapézio e o primeiro metacarpo, levando a fissuras e erosão na mesma. Num estado mais crítico, o osso subcondral, porção óssea que fica imediatamente abaixo da cartilagem, pode ficar exposto. O aparecimento das deformações ósseas, como por exemplo osteófitos, são secundárias à libertação intra-articular de fragmentos da cartilagem. Problemas de reumatismo, fraturas tratadas incorretamente, deformações anatómicas dos ossos intervenientes na articulação ou predisposição genética a doenças reumáticas são vistas como possíveis causas que contribuem para o desenvolvimento desta patologia. A incidência desta patologia é de cerca de

22% nas mulheres com 50 anos numa fase pós-menopausa e aproximadamente 5% nos homens em que a atividade diária seja repetitiva [42, 43].

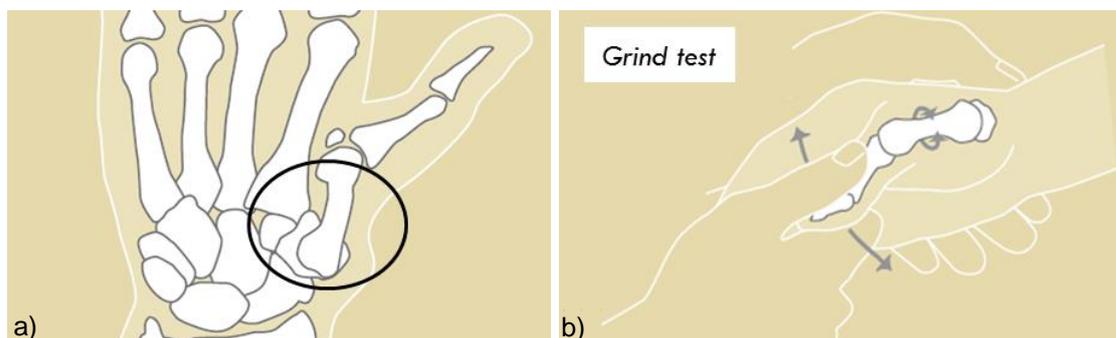


Figura 27: a) deformação articular do polegar; b) exame *Grind test*. Adaptado de [44].

Os sintomas mais comuns deste tipo de doenças são a dor ligeira no movimento de garra e limitação de movimentos do polegar e, para casos mais graves, a deformação articular da base do polegar levando à perda de mobilidade deste, conjuntamente com dor e edema. Os pacientes em que esta doença se diagnostique tendem a realizar uma adução do primeiro metacarpo e uma hiperextensão da articulação metacarpo-falângica a fim de compensar a limitação imposta pela rizartrose.

O diagnóstico da rizartrose pode ser feito através dos exames de *Cranck test* ou do *Grind test*. O *Cranck test* é a compressão do polegar com uma força ligeira, no sentido radial, até provocar dor. O *Grind test* consiste em provocar a dor recorrendo à compressão do polegar e a um ligeiro movimento de rotação da articulação trapézio-metacárpica (Figura 27 b) [4, 44, 45]. O avanço do estado da doença também deve ser avaliado, quer pela experiência do médico quer por exames de Raio-X ou TAC. O exame radiográfico deve ser feito em três planos da articulação trapézio-metacárpica ou ainda segundo um dos dois métodos: método de *Eaton e Littler* ou método de *Robert's view*. O exame pelo método de *Eaton e Littler* permite radiografar as duas mãos do indivíduo numa posição postero-anterior com 30° de obliquidade, com centro na base dos polegares que se encontram em contacto, fazendo força um contra o outro (Figura 28 a). O método de *Robert's view* permite a visualização das quatro faces do trapézio. É fundamental que haja a rotação interna do ombro do paciente e que o antebraço esteja numa posição de pronação completa, de modo a que a superfície dorsal do polegar fique em contacto com a base do Raio-X (Figura 28 b) [45].

A análise radiológica vulgarmente utilizada é a classificação de Eaton e Littler. A avaliação das radiografias permite fazer uma classificação em quatro estágios, correspondendo cada estágio a um grau de gravidade da doença. Assim poder-se-á decidir qual o melhor tratamento a aplicar em cada doente (Tabela 12) [46, 47].

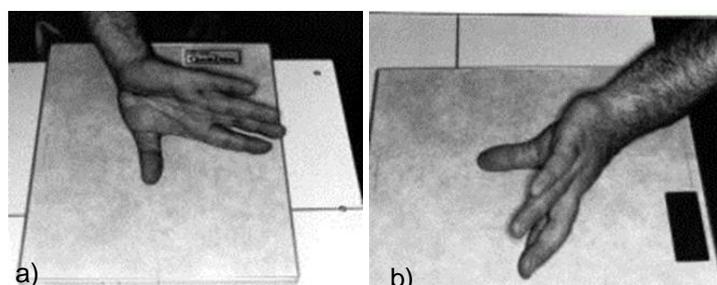
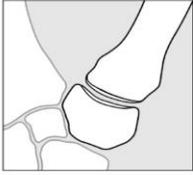
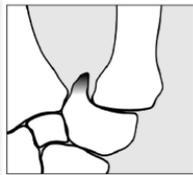


Figura 28: Exame de Raio-X: a) método *Eaton e Littler*; b) método de *Robert's View*. Retirado de [48, 49].

Tabela 12: Classificação de Eaton e Littler. Adaptado de [46, 47].

Estágio	Características
<p data-bbox="284 259 371 286">Normal</p> 	
<p data-bbox="316 488 339 515">I</p> 	<p data-bbox="456 488 1362 568">Articulação trapézio-metacárpica normal ou ligeiramente alargada; Contornos articulares normais; Subluxação trapézio-metacárpica (se presente, até um terço da superfície articular);</p>
<p data-bbox="316 705 339 732">II</p> 	<p data-bbox="456 705 1362 786">Estreitamento do espaço articular; Subluxação trapézio-metacárpica (se presente até um terço da superfície articular); Aparecimento de osteófitos com 2 mm de diâmetro;</p>
<p data-bbox="316 922 339 949">III</p> 	<p data-bbox="456 922 1150 1025">Diminuição do espaço articular; Esclerose subcondral; Osteófitos de tamanho superior a 2 mm; Subluxação articular de um terço ou mais da superfície articular;</p>
<p data-bbox="316 1140 339 1167">IV</p> 	<p data-bbox="456 1140 1337 1198">Perda total do contorno das superfícies articulares. Por vezes a linha interarticular desaparece totalmente.</p>

Tratamento conservador

O tratamento conservador deve ser a primeira linha de tratamento do doente com sintomas de rizartrose, quando a patologia ainda se encontra num nível onde é possível recuperar sem que haja intervenção cirúrgica. Assim, educar o doente a viver com a doença ajuda, muitas vezes, a controlar a sintomatologia e a atrasar a necessidade de tratamento cirúrgico.

A terapia do paciente inclui o repouso, a imobilização, fisioterapia, fármacos anti-inflamatórios e ainda, em casos mais avançados da patologia, infiltrações locais com corticoesteróides, por um período aconselhado de três meses. O repouso do doente, ou até mesmo a troca de atividades deve ser o primeiro passo da recuperação. O tratamento inicial da artrose da base do polegar passa pela redução da inflamação através do repouso da articulação. O doente modifica as suas atividades para se proteger da dor, sendo que a imobilização através de órteses - talas amovíveis - permite um repouso mais eficaz e consequentemente maior alívio. Esta terapia estabiliza a base do polegar, evitando, dessa forma, que haja a progressão da deformação articular nesta articulação, quer na metacarpo-falângica. A imobilização é bem conseguida e igualmente eficaz em todos os estádios de degeneração, sendo esperada uma diminuição da dor, mas não a resolução completa dos sintomas da rizartrose. Deverá ser temporário com um limite máximo de 6 semanas [46, 50, 51].

A fisioterapia que compreende a colocação de calor local e massagens tende a melhorar a estrutura muscular que envolve a base do polegar. Este controlo dinâmico da articulação promove o reforço dos músculos, responsáveis pelos movimentos de oposição, reeduca o doente para alterar os movimentos de preensão, e ainda evita o avanço da doença. Um estudo [52] com 33 doentes acompanhados por um período de 7 anos reporta que a fisioterapia associada à imobilização ajuda a evitar cirurgia em 70% dos doentes.

Os fármacos anti-inflamatórios também são fulcrais 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 [46]. O tratamento com infiltrações intra-articulares com corticoesteróides tendem a aumentar o ritmo da desinflamação local bem como a atenuação da dor. Vários estudos apontam a inexistência de benefício clínico das injeções intra-articulares com corticoesteróides na doença moderada e avançada. Somente os pacientes no estágio I da classificação de *Eaton e Littler* podem ser tratados com sucesso, através da conjugação do regime corticóide e imobilização, sendo que à medida que se desenvolvem alterações degenerativas da articulação (estádios II e III), os resultados tornam-se menos perceptíveis [50, 53].

Tratamento invasivo

O tratamento invasivo ou cirúrgico revela-se crucial, e deverá ser colocado como uma opção quando há evidências de dor e/ou incapacidade funcional do polegar que persistem após o tratamento conservador. O tratamento cirúrgico tem por isso o objetivo de melhorar a qualidade de vida do paciente. A escolha do procedimento cirúrgico que se adequa a cada doente relaciona-se tanto com a idade do doente e no estágio radiográfico examinado, como nos requisitos da atividade do doente. Na generalidade, e dada a existência de uma grande diversidade 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 esta só deverá ser uma solução quando o doente se encontre num nível igual ou superior ao II, uma vez que no nível I ainda não são evidentes deformações articulares que justifiquem a necessidade de um tratamento cirúrgico [4, 43, 45].

2.6.3 Técnicas cirúrgicas

Ligamentoplastia

No estágio I da classificação de *Eaton e Littler* não há evidências que exijam a necessidade de uma intervenção cirúrgica uma vez que não se verifica degeneração articular a nível radiológico, existindo apenas a necessidade de fortalecer a articulação. Procedimentos de reconstrução ligamentar – ligamentoplastia - têm sido indicados com o objetivo de aliviar a dor, melhorar a estabilidade e prevenir a progressão para a artrose. No estágio II inicial, e apesar deste evidenciar alterações degenerativas neste estágio, alguns autores defendem que casos sem gravidade são passíveis de tratamento apenas com ligamentoplastia. Neste estágio, se ocorrer avanço da artrose, pode propor-se a revisão cirúrgica por artroplastia ou por osteotomia [4, 43, 45, 46, 53].

As técnicas cirúrgicas de ligamentoplastia [46] visam criar uma articulação estável, diminuir a dor, o edema e evitar a evolução da artrose (Figura 29). A ligamentoplastia é indicada apenas para os estádios I e II (fase inicial) uma vez que as superfícies articulares devem estar intactas. Esta pode ser feita recorrendo ao tendão do músculo flexor radial do carpo, assim como com o músculo abdutor longo do polegar e extensor radial longo do carpo. Estudos recentes advogam que esta técnica se tem revelado eficaz em aproximadamente dois terços dos casos clínicos em que é aplicada, cujo objetivo é interromper a progressão da rizartrrose [45].

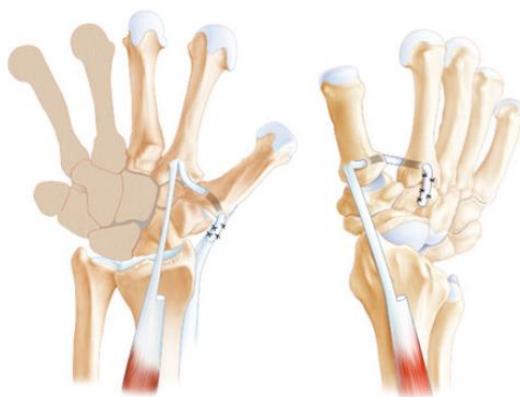


Figura 29: Ligamentoplastia. Retirado de [45].

Osteotomia

Esta técnica cirúrgica, Figura 30, é geralmente utilizada em casos de doença avançada para correção de deformidade do polegar em adução, atualmente recomendada para os estádios I e II. Consiste em desviar as forças de corte da zona dorsal, que destroem a articulação, causadas pela lassidão do ligamento oblíquo anterior profundo (*beak ligament*), fazendo uma pequena incisão no metacarpo. Este corte no osso reduz a tendência de subluxação, aumentando dessa forma a estabilidade e congruência da articulação metacárpica, melhorando assim a sua relação biomecânica. Indicada para doentes com elevadas exigências funcionais e jovens, esta intervenção obtém resultados mais duradouros que a artroplastia e com menor restrição da amplitude de movimentos que a artrodese. Contudo não é uma técnica amplamente utilizada, sendo os critérios de exclusão para a sua realização a subluxação dorsal rígida, instabilidade da articulação e hiperextensão da articulação trapézio-metacárpica [45].



Figura 30: Osteotomia. Retirada de [45].

Trapezectomia

O tratamento cirúrgico da rizartrose avançada, nomeadamente no estágio II e III, tem evoluído nas últimas décadas, desde a trapezectomia por Gervis em 1949, com a adição da interposição de tecidos moles de Froimson de 1970 e finalmente a adição de ligamentoplastia Burton e Pellegrini (1986). Doentes no estágio III apresentam deformações articulares avançadas e um deslocamento do trapézio face aos restantes ossos do carpo, comparativamente com os restantes doentes nos estádios I e II. Entre os procedimentos recomendados constam a trapezectomia com ou sem ligamentoplastia, artroplastia com material de interposição, hemiartroplastia, artroplastia total e artrodese [45].

Iniciada por Gervis no ano de 1949, esta técnica cirúrgica simples, Figura 31, com indicação para os estádios II (fase avançada) a IV da rizartrose, consiste na remoção total ou parcial do

trapézio e destina-se sobretudo a doentes com funcionalidade de movimentos reduzidos e idosos. Na remoção simples do trapézio - trapezectomia simples – ocorrerá instabilidade na articulação, proporcionando um espaço adicional para que os restantes ossos do carpo se movam ou até mesmo o 1º metacarpo, com subsequente encurtamento do polegar e diminuição da força de preensão e pinça. Tendo vindo a evoluir ao longo das últimas décadas, várias derivações da mesma foram desenvolvidas, como por exemplo, a trapezectomia com interposição tendinosa, pesquisada por Froimson em 1970, ou a associação da ligamentoplastia à trapezectomia praticada por Burton e Pellegrini em 1986. Apesar do aparecimento de técnicas reconstrutivas mais evoluídas, estas ainda não demonstraram superioridade, fazendo com que a trapezectomia isolada continue a ser uma técnica válida e de fácil execução [45, 54].

Na técnica trapezectomia, com interposição de material autólogo ou não autólogo (artroplastia de interposição tendinosa), a adição de material de interposição à técnica de excisão simples foi realizada na tentativa de prevenir a migração do 1º metacarpo. No entanto, os estudos mais recentes não mostram diferença no resultado a longo-prazo entre as duas intervenções. Neste procedimento, a base do polegar permanece estável uma vez que, na interposição de material autólogo, há a colocação de uma almofada ligamentar que substitui a parte da articulação que contém artrose, e no caso de interposição de material não-autólogo, há a colocação de um implante de interposição, por exemplo, de pirocarbono, silicone, polipropileno ou cerâmica [45, 54].



Figura 31: Trapezectomia: interposição com material autólogo. Retirado de [45]

A trapezectomia associada à ligamentoplastia com interposição de material autólogo ou não autólogo (LRTI – Trapezectomia com ligamentoplastia e material e interposição) foi exposta por Burton e Pellegrini e integra três procedimentos: remoção das superfícies atingidas por artrose, interposição com tecido mole e reconstrução do ligamento oblíquo anterior profundo (*beak ligament*). Este procedimento é apenas uma opção para a doença, limitado à articulação trapézio-metacárpica e não para as articulações periféricas. Tornou-se um procedimento de escolha e tem-se revelado eficiente, tanto na redução da dor como na força de preensão que os pacientes conseguem executar depois da intervenção [45, 54].

Artrodese

A artrodese é indicada para os estágios II e III, em pacientes jovens cuja artrose tenha origem traumática. Esta técnica consiste, após os elementos articulares com artrose terem sido removidos, em fixar rigidamente a articulação trapézio-metacárpica, recorrendo a grampos ou parafusos à compressão, reduzindo a dor e mantendo a força de preensão do primeiro dedo. Uma consequência desta técnica é a redução das amplitudes de movimento do polegar. A imobilização do polegar é realizada na posição funcional de 20° de abdução radial, de 40° de abdução palmar e com a extremidade distal do polegar sensivelmente ao mesmo nível da falange média do 2º dedo. As contraindicações da realização desta técnica cirúrgica são: longo período de imobilização e a possível evolução de artrose nas outras articulações em redor [45].

Artroplastia

A artroplastia é um procedimento cirúrgico que tem como objetivo substituir a articulação natural doente ou fraturada, por uma articulação artificial constituída por materiais não orgânicos chamados implantes protésicos, devolvendo ao paciente a total mobilidade da articulação. A hemiartroplastia (artroplastia parcial) propõe a colocação de um implante, substituindo apenas parte da articulação lesada. Na articulação trapézio-metacárpica, a hemiartroplastia é realizada retirando a superfície articular do metacarpo que apresenta artrose e substituindo-a por um implante intramedular que se articulará com o trapézio [45].

Em 1984, Swanson apresentou uma prótese de titânio como opção aos implantes de silicone; contudo não conseguiu solucionar os posteriores problemas de descelagem. Os implantes de pirocarbono revelaram melhores resultados sobre as outras próteses, uma vez que apresentam boa biocompatibilidade a longo prazo e conseguem uma melhor distribuição de forças no osso [55].

A artroplastia total de uma articulação é a colocação de uma prótese após remoção completa das superfícies articulares lesadas. No caso da articulação entre o 1º metacarpo e o trapézio, há a remoção parcial, de modo a restituir ao paciente a capacidade de oposição do polegar e a total ausência de dor [45].

Capítulo 3

Artroplastia Trapézio-Metacárpica

3 Artroplastia Trapézio-Metacárpica

3.1 Introdução

A artroplastia trapézio-metacárpica é uma técnica cirúrgica onde há a remoção parcial do trapézio e do metacarpo, de modo a restituir ao paciente a capacidade de oponência do polegar e a total ausência de dor. Recomendada para os estádios II e III de *Eaton e Littler*.

No presente capítulo será descrito a técnica cirúrgica da artroplastia da articulação trapézio-metacárpica, bem como alguns dos implantes utilizados.

3.2 Técnica cirúrgica

A técnica cirúrgica da artroplastia utilizando implantes, independentemente do implante colocado, tem por base três diretrizes: fase pré-operatória, intra-operatória e pós-operatória. As fases pré-operatórias e pós-operatórias são comuns a qualquer procedimento cirúrgico.

A primeira fase, a do diagnóstico, inicia-se com o método de palpação, exames de Raio-X e TACs. É nesta fase, após reunir toda a informação acerca da patologia, que o médico determina qual a 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 abranger três momentos: imediato, mediato, e tardio. A observação atenta do paciente durante as primeiras 24 horas após a intervenção refere-se ao momento imediato. O momento mediato é onde se vigia a cicatrização e se orienta o paciente para os cuidados a ter futuramente. Refere-se ao período de tempo entre as primeiras 24 horas e o momento da alta hospitalar. Por fim, no momento tardio do pós-operatório, acompanha-se a evolução do paciente recorrendo a exames e a tratamentos complementares [46].

Várias técnicas têm sido descritas na literatura para corrigir o problema da articulação trapézio-metacárpica. As diversas opções disponíveis vão depender da educação do cirurgião, nível de conforto e frequência de correção. A técnica cirúrgica que é escolhida deve abordar a dor gerada pelo contacto dos ossos, mas também restaurar a tensão normal dos ligamentos inerentes a esta articulação [46].

A fase intra-operatória difere de cirurgia para cirurgia. Relativamente à articulação trapézio-metacárpica, o procedimento cirúrgico para a colocação de um implante que substitua esta articulação pode dividir-se em cinco etapas. Inicialmente o acesso à articulação trapézio-metacarpo deve ser feito através de um corte longitudinal na zona posterior ou póstero-lateral da mão, na junção entre a zona palmar e dorsal da pele. A proximidade do nervo radial superficial com a zona onde se efetua o corte torna-o vulnerável. Este, quando danificado, pode deixar o braço e a mão lesados permanentemente (Figura 32) [56].

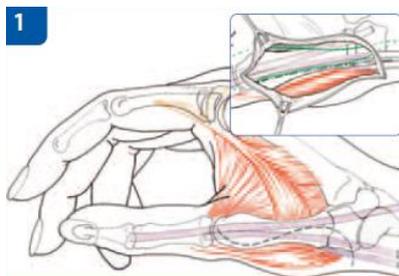


Figura 32: Acesso à articulação trapézio-metacárpica. Retirada de [56].

Na fase do metacarpo, faz-se auxílio a uma pinça e a uma serra oscilante, onde é efetuado um corte numa secção perpendicular ao eixo do metacarpo a cerca de 4 mm da base deste

osso (Figura 33 a). Em alguns casos pode ser necessário, nesta fase, inserir o tendão adutor longo do polegar. Seguidamente prepara-se o canal onde será inserida a haste do implante: recorre-se a um instrumento de ponta fina que localiza o canal medular do metacarpo e seguidamente é inserida uma ponta grossa que dará ao canal o diâmetro necessário para a inserção da haste intramedular (Figura 33 b) [56].

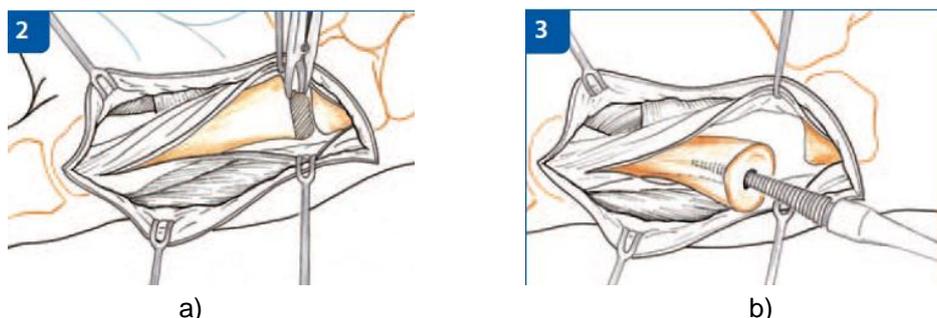


Figura 33: Preparação do metacarpo: a) corte da base do metacarpo; b) preparação do canal medular do metacarpo. Retirado de [56].

Na fase do trapézio, inicialmente há a remoção dos osteófitos criados pela artrose. Seguidamente recorre-se a um guia, onde é feita uma abertura com uma broca ou uma ferramenta manual, onde será colocada a base do implante (Figura 34 a). A base do implante é então posicionada no trapézio através da guia e, quando colocada corretamente é aparafusada ao osso até que se sinta o aperto, caso sejam bases do tipo *screw-fit* (Figura 34 b e c, respetivamente). Caso a base seja do tipo *press-fit* é colocada por pressão (Figura 34 d). Há ainda outro tipo de bases, as bases do tipo cimentado. A sua implantação passa pela criação de um orifício com as dimensões necessárias para a colocação do cimento ósseo e a respetiva base do implante [56].

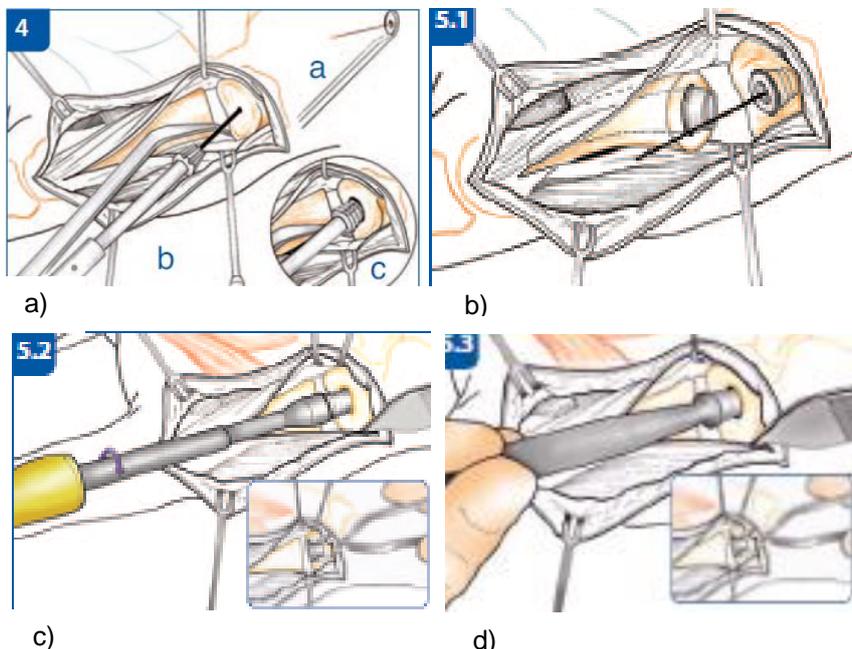


Figura 34: Preparação do trapézio: a) local de inserção da base; b) colocação da base no trapézio; c) colocação de uma base do tipo *screw-fit*; d) colocação de uma base do tipo *press-fit*. Retirado de [56].

A última fase passa por escolher o tamanho correto do elemento de ligação do implante. Seguidamente fazem-se testes que comprovem que a prótese tem as dimensões ideais e que não originam excessos de pressão. Após isto, a peça deve ser então colocada (Figura 35 a). Finalmente deve-se testar a mobilidade e a estabilidade da prótese (Figura 35 b). Após a

conclusão da cirurgia, imobiliza-se a mão com gesso durante o tempo que garanta a boa atividade do polegar [56].

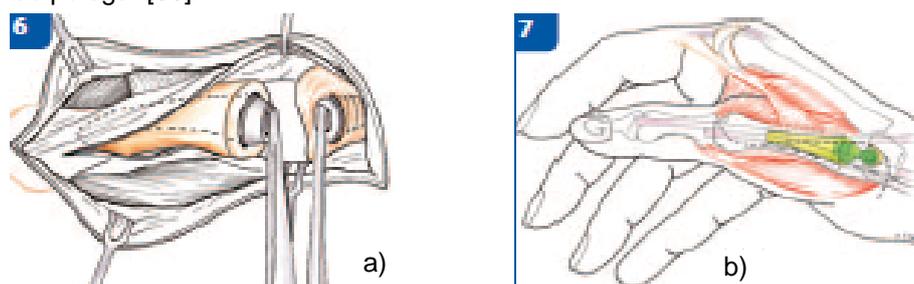


Figura 35: a) colocação do elemento de ligação do implante; b) testar o implante. Retirado de [56]

3.3 Tipos de implantes

Atualmente existe uma enorme gama de implantes a serem utilizados na artroplastia trapézio-metacárpica com formas, materiais e tamanhos distintos. De acordo com alguns autores, e na tentativa de organizar os vários tipos de implantes disponíveis, a Tabela 13 está organizada de acordo com os implantes mais recomendados nas variantes da artroplastia. Na Tabela 14 as próteses estão classificadas de acordo com seu tipo mecânico e modo de fixação (cimentada ou não) [33, 57].

Tabela 13: Tipos de implantes. Adaptada de [57].

Artroplastia total da articulação
Componentes trapezoidais e metacárpicos separados <ul style="list-style-type: none"> • Prótese <i>de la Caffinière</i> (Benoist Girard et Cye, Baguaux, France) • Prótese <i>Ledoux</i> (Dimso S.A., Marmande, France) • Prótese <i>Braun-Cutter</i> (Small Bone Innovations/ Avanta Orthopaedics, San Diego, California) • Prótese <i>Avanta</i> (Avanta Orthopaedics)
Hemiarthroplastia
Anatômica <ul style="list-style-type: none"> • Prótese <i>PyroCarbon Saddle</i> (Integra Life Sciences, Plansboro, NJ)
Não-anatômica <ul style="list-style-type: none"> • Prótese <i>CMI Carpometacarpal Implant</i> (BioProfile/Tornier, Edina, Minnesota) • Prótese <i>NuGrip</i> (Integra Life Sciences, Plansboro, NJ) • Prótese <i>PyroHemiSphere</i> (Integra Life Sciences, Plansboro, NJ)
Artroplastia com material de interposição
Ressecção parcial trapezoidal <ul style="list-style-type: none"> • Não estrangida: Prótese <i>PyroSphere</i> (Integra Life Sciences, Plansboro, NJ); Prótese <i>Pyrocardan</i> (BioProfile/Tornier) • Estrangida: Prótese <i>Artelon</i> (Small Bone Innovations, Morrisville, Pensilvânia); Prótese <i>PyroDisk</i> (Integra Life Sciences, Plansboro, NJ)
Substituição total trapezoidal <ul style="list-style-type: none"> • Silicose : Prótese <i>Swanson</i> (Wright Medical Technology, Arlington, Tennessee) • Metálica: Prótese <i>TrapEZX</i> (Extremity Medical, Parsippany, New Jersey) • Pirocarbono: Prótese <i>Pi2</i> (BioProfile/Tornier); <i>Modified PyroDisk</i> (Integra Life Sciences, Plansboro, NJ)

A fixação dos implantes utilizados na artroplastia pode ser realizada através da utilização de um cimento ósseo ou através do método de *press-fit*. Os diferentes tipos de fixação têm como objetivo a eliminação dos movimentos relativos entre o implante e as estruturas ósseas envolventes. A artroplastia cimentada é um método que consiste em colocar na interface osso-implante uma camada de cimento ósseo para fixar o implante à estrutura óssea. É um método 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, sendo por isso uma causa de insucesso num número elevado de artroplastias. O cimento de ligação é um material

polimérico, o PMMA (polimetacrilato de metilo), que permite a estabilidade necessária à ligação, fazendo com que haja transferência de carga da prótese para o osso. O método de fixação *press-fit* é um método biológico por osteointegração. Consiste em colocar, sob pressão, a prótese intramedular no osso e, conseqüentemente a fixação da prótese é devido aos processos de osteointegração na interface osso-implante. As próteses são normalmente revestidas por um material que proporcione a osteointegração do implante, normalmente por hidroxiapatite [58].

Tabela 14: Tipos de implantes de acordo com o seu tipo mecânico. Adaptada de [33].

	Próteses do tipo “rótula”	Próteses de <i>resurfacing</i>
Cimentada	<ul style="list-style-type: none"> • <i>de la Caffinière</i> • <i>Guepar</i> • <i>Swanson</i> 	<i>Avanta</i>
Não cimentada	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Arpe</i> • <i>Carat</i> • <i>Roseland</i> • <i>Rubis II</i> • <i>Elektra</i> 	

Seguidamente irão ser explicadas, de forma sucinta, algumas das próteses existentes.

Prótese *de la Caffinière*

Em 1973, *de la Caffinière* [59] concebeu uma prótese cimentada, semelhante à prótese da anca, constituída por uma haste intramedular em liga de titânio (TA6V), que se instala no metacarpo e cuja base esférica assenta numa cúpula de polietileno cimentada ao trapézio (Figura 36). A técnica cirúrgica para a sua colocação consiste em fazer uma incisão linear na zona dorso-radial da mão, imediatamente por cima da articulação trapézio-metacárpica, dissecar a cápsula articular que envolve a articulação e preparar ambos os ossos que darão suporte ao implante. Seguidamente, são efetuados três furos no trapézio de modo a posicionar a prótese e, depois de testado o correto posicionamento, é colocado o cimento ósseo. Finalmente, depois de suturada a cápsula ligamentar, sutura-se também a pele. O período de imobilização da mão do paciente é de cerca de 3 semanas.

Esta prótese, utilizada especialmente na Europa, é recomendada por especialistas para o sexo feminino a partir dos 50 anos de idade, em que a mobilidade funcional do polegar tenha sido total ou parcialmente perdida e o seu futuro não exija grande mobilidade do primeiro dedo e/ou cuja artrose dolorosa pertença ao estágio III da classificação de *Eaton e Littler*.

Este implante tem vindo a demonstrar resultados positivos relativamente a outros implantes testados. Vários estudos apontam uma taxa de sucesso na ordem dos 82% em 8 anos de acompanhamento pós-operatório. Alguns autores [59] comprovaram que 80% de 20 casos estudados foram resultados positivos a 5 anos; outro estudo [60] aponta para 82% de 22 casos a 9 anos com resultados positivos; outra experiência [61] constatou 78% de casos positivos nos 15 pacientes em que foi realizada a artroplastia com este implante num período de 8 anos de acompanhamento.

A prótese *de la Caffinière* ostenta alguma estabilidade na esfera que tende a deslocar-se, sendo o principal fator de desestabilização articular. Apresenta também problemas associados à descelagem, infeções, luxação, desgaste do polietileno com desenvolvimento posterior de sinovite e fraturas que levam ao insucesso desta prótese, e perda de mobilidade secundária. Este implante apresenta o período de acompanhamento mais prolongado e apesar de alguns cirurgiões apresentarem bons resultados, aproximadamente 10% necessitam de revisões cirúrgicas. Alguns autores [60] referem que, nos casos de artroplastia com o implante *de la Caffinière*, apenas 6 a 12% necessitaram de cirurgia de revisão.

A fim de contornar alguns problemas associados a este tipo de prótese, em 1990, *Ledoux* introduziu a primeira prótese total não cimentada. O implante *Ledoux* é um dispositivo, tal como a prótese *de la Caffinière*, *ball and socket*, em que o componente trapezoidal é um anel de titânio, cónico no interior e cilíndrico exteriormente, com uma incrustação cilíndrica de polietileno. Tem seis asas longitudinais que se expandem e o elemento de polietileno é

introduzido na cúpula, permitindo a imediata fixação no trapézio. A haste de titânio reproduz a forma anatômica do espaço medular do primeiro metacarpo.

Foi realizado um estudo comparativo da prótese *de la Caffinière* cimentada e da *Ledoux* não-cimentada, onde foram feitas 88 artroplastias em 84 pacientes (69 mulheres e 15 homens), com idade média de 61 anos. É relatado que das 61 próteses que permaneceram *in situ*, 51 foram sujeitas a revisão com um tempo médio de acompanhamento de 25 meses para as próteses *Ledoux* e 63 meses para o implante *de la Caffinière*. A taxa de sucesso para a prótese *Ledoux* foi de 58,9% em 16 meses, e para o implante *de la Caffinière* foi de 66,4% em 68 meses [62].

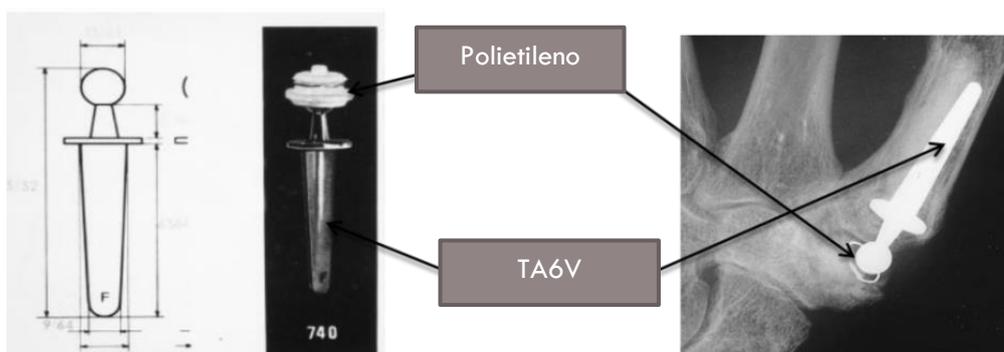


Figura 36: Prótese *de la Caffinière*. Adaptada de [59]

Prótese *Guepar*

A prótese *Guepar* [63] é composta por uma haste e uma cabeça esférica em cromo-cobalto (CrCo) e por uma base esférica de polietileno que é cimentada ao trapézio através de cimento ósseo, formando assim uma ligação polietileno-metal (Figura 37). O procedimento cirúrgico é aproximadamente igual ao da prótese anterior, apenas diferindo no espaço necessário para a colocação da base do trapézio, dada a maior dimensão desta base relativamente à dos outros implantes. Vários estudos provam que esta prótese pode solucionar a artrose na articulação trapézio-metacárpica requerendo, no entanto, que os pacientes tenham um trapézio cujas dimensões sejam suficientemente grandes. Assim, autores [63] apontam resultados positivos na ordem dos 92% num espaço de 6 anos de acompanhamento, em oposição aos 3.8% de casos em que foi necessária uma revisão. Outros estudos realizados [64] referem 89% de bons resultados, em 32 casos de artroplastia total com a prótese *Guepar*. A percentagem de insucesso esteve relacionada com a descolagem da base de polietileno, originando fratura do trapézio.

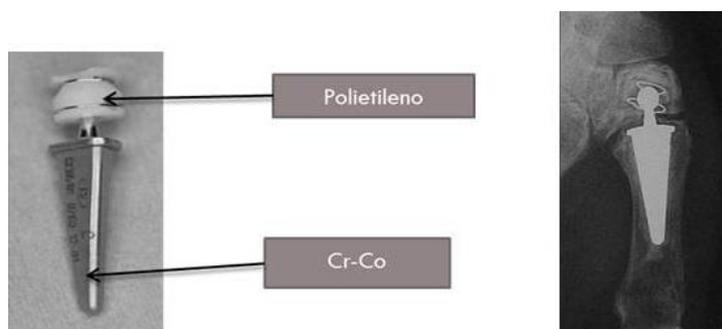


Figura 37: Prótese *Guepar*. Adaptado de [63, 65].

Prótese de *Swanson*

Em 1965, Swanson [55] desenvolveu um implante em silicone para ser utilizado na artroplastia total da articulação trapézio-metacárpica (Figura 38). A prótese de *Swanson* é um implante feito de silicone, composta por uma única peça e por isso é uma haste intramedular flexível, que tem como principal objetivo a substituição do trapézio de forma a devolver ao

polegar todas as suas funcionalidades. O insucesso desta prótese é devido ao rápido desgaste, ao aparecimento de sinovite e osteólise e à descelagem [55].



Figura 38: Implante Tie-IN®. Retirado de [66].

Prótese ARPE

A prótese ARPE [67] é uma prótese caracteriza-se por ser do tipo rótula, cujo centro de rotação articular está localizado no trapézio, permitindo assim três graus de liberdade de movimento. Este implante é inserido através do método de *press-fit* e é revestido por hidroxiapatite (Figura 39).

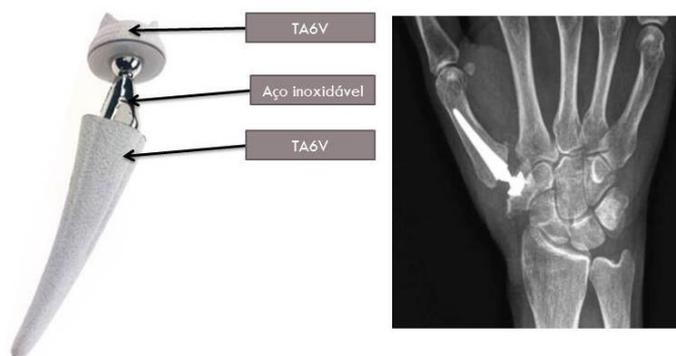


Figura 39: Prótese ARPE. Adaptado de [67].

A técnica cirúrgica é semelhante à dos implantes descritos anteriormente, em que, a haste de titânio, revestida por hidroxiapatite, com um formato anatómico de secção triangular, é colocada por *press-fit*. A cúpula que assenta no trapézio é composta por titânio no exterior, permitindo a maior integração óssea e evitando a descelagem do polietileno no interior, de forma a reduzir o atrito através da ligação metal-polietileno. A cúpula, colocada por *press-fit*, é dotada de três picos, de forma a garantir a sua maior fixação ao osso. A cabeça esférica, feita de aço inoxidável, e cujo formato físico permite uma grande estabilidade no movimento de rotação, é o elemento de ligação entre a haste e a base [67].

Na realização da artroplastia, recorrendo ao uso da prótese ARPE, alguns autores [67] constataam que, passados cinco anos, a prótese permanece em 33 dos 34 pacientes que foram submetidos à cirurgia. Os resultados globais a médio prazo da prótese ARPE foram considerados satisfatórios. Os autores afirmam estes resultados dependem da condição da articulação e do estilo de vida do paciente. Assim, o sucesso desta prótese evidencia-se em indivíduos que não tenham osteoartrose ou em que esta seja insignificante, e em indivíduos que apresentem osteoartrite de ordem primária [67].

Num estudo [68] em que foram avaliadas 37 artroplastias com a prótese ARPE, com um período de acompanhamento de 7 anos, foram constatados problemas graves nos primeiros cinco anos após a colocação dos implantes, ocorrendo casos de rigidez assintomática que danificaram a articulação, deslocamento da prótese e descelagem. As conclusões deste estudo foram que a prótese ARPE, apesar de proporcionar elevada amplitude de movimentos, apresenta uma instabilidade facilmente atingida, conduzindo ao incorreto funcionamento da articulação.

Prótese *Rubis II*

A *Rubis II* é uma prótese de rótula inversa de formato anatómico [33], distinguindo-se dos outros implantes para articulação trapézio-metacárpica pelo seu ponto de rotação no metacarpo (Figura 40). A prótese *Rubis II* não-cimentada é do tipo contacto metal-metal, constituindo os seus elementos: haste metacárpica em titânio (TA6V) anatomicamente inversa e uma base circular em platina [69].

Um estudo [70] em que foram realizadas 118 artroplastias, refere que em 93% dos casos esta prótese funcionou como expectável, no entanto, apenas 76,6% dos pacientes viram a dor totalmente eliminada. O facto de a prótese ter design inverso justifica a não existência de perda óssea. A deslocação da prótese observada nos dois primeiros anos após a cirurgia, causadora de lesões pós-traumáticas, coloca em causa a sua viabilidade. Na generalidade, a prótese *Rubis II* confere bons resultados clínicos.

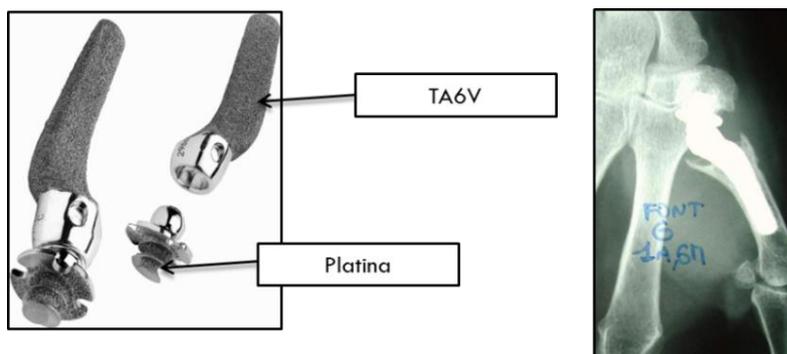


Figura 40: Prótese *Rubis II*. Adaptado de [70].

Prótese *Roseland*

A prótese *Roseland* [71] é composta por uma haste intramedular e uma cúpula que constituirá a base da articulação no trapézio. Uma característica que distingue esta prótese das restantes consiste no formato da haste metacárpica ser em forma de T, conferindo estabilidade e uma melhor fixação à prótese, devido a uma maior superfície de contacto entre a haste e a zona intramedular do metacarpo (Figura 41).

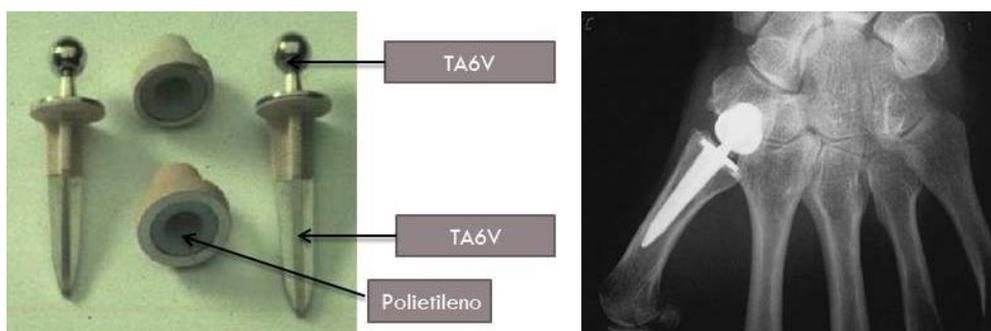


Figura 41: Prótese *Roseland*. Adaptado de [71].

Os constituintes deste implante são de titânio (TA6V) e a cúpula do trapézio tem incrustada no seu interior uma cúpula em polietileno. É um implante totalmente revestido a hidroxiapatite, classificado como sendo não-cimentado.

Alguns autores [71] mencionaram que esta prótese proporciona uma ótima fixação óssea, resultado da excelente osteointegração. A primeira geração de próteses *Roseland*, onde apenas a haste metacárpica era revestida por hidroxiapatite, revelou resultados mais positivos do que a segunda geração, em que todos os elementos da prótese (haste e cúpula) eram revestidos por esse biomaterial. O insucesso da segunda geração foi devido a uma maior taxa

de descelagem num período de três anos após a artroplastia. Os autores deste estudo afirmam ainda que este implante será mais indicado para pessoas cuja rotina após a artroplastia não exija força extrema do polegar nem necessidade de elevada hiperextensão.

Prótese *Elektra*

A prótese *Elektra* [72] foi desenvolvida por Fixano, em 1996. É um implante de última geração, produzido pela Small Bone Innovations [56]. A *Elektra* é uma prótese não-cimentada do tipo *ball and socket*, constituída por uma base colocada no trapézio, uma haste intramedular que acompanha a curvatura do metacarpo e por um elemento que faz a ligação das duas partes anteriores. As superfícies de contacto entre os componentes da prótese são de contacto metal-metal. Os componentes constituintes da *Elektra* estão disponíveis no mercado em vários tamanhos, onde há a sua possível conjugação (Figura 42).



Figura 42: Prótese *Elektra*. Diferentes dimensões da prótese. Adaptado de [56].

A cúpula do implante (base) está disponível em dois tamanhos distintos. A base de tamanho menor ($\phi = 6.5\text{mm}$), composta por dois materiais, liga de cromo-cobalto (CrCo) e liga de titânio (TA6V) é colocada no trapézio pelo método de *press-fit*. No tamanho, cujo diâmetro é de 8 mm ($\phi = 8\text{mm}$), o implante é aparafusado ao trapézio (método de fixação *screw-fit*). Para este tamanho, a base pode ser construída em ligas de cromo-cobalto (CrCo) e titânio (TA6V), ou unicamente em ligas de cromo-cobalto (CrCo). Todos os tipos de cúpula têm um revestimento de hidroxiapatite para facilitar o processo de osteointegração do implante. A haste é feita em titânio (TA6V) e com um revestimento de hidroxiapatite para facilitar o processo de osteointegração. Insere-se no metacarpo e possui um formato que acompanha a curvatura natural do primeiro metacárpico. Está disponível em quatro tamanhos distintos. O elemento de ligação ou pescoço do implante está disponível também em quatro tamanhos distintos de modo a auxiliar o tamanho da haste metacárpica. A grande vantagem da prótese *Elektra* comparativamente com as outras próteses existentes consiste no revestimento de todos os seus componentes com hidroxiapatite, permitindo uma melhor osteointegração [56].

O primeiro estudo [72] relativo a esta prótese surgiu em 2006, 10 anos após a inserção do implante no mercado. O autor deste estudo obteve resultados positivos, nomeadamente no que se refere à rápida recuperação pós-cirúrgica, força de prensão e mobilidade da articulação. Relativamente à necessidade de uma possível cirurgia de revisão, o autor observou que apenas 15% de casos precisavam de uma cirurgia de revisão após 53 meses.

Noutro estudo [73] foram identificadas situações de descolamento asséptico em 29% das 17 próteses implantadas e 41% dos casos necessitaram de uma revisão 35 meses após a cirurgia. Em 2012, autores de uma investigação de 2 anos de acompanhamento a pacientes [74], relataram osteólise radiográfica em 9 casos e 4 cirurgias de revisão. Em outro estudo [75], também em 2012, relativo à implantação de 39 próteses *Elektra*, os autores concluíram que a prótese é de pouca durabilidade pois, em 39 casos, 17 implantes foram removidos. As causas de insucesso para esta prótese relacionaram-se com o descolamento asséptico da base do implante, luxação dolorosa, osteoartrite na articulação escafo-trapézio-trapezoidal, edema e

sensibilidade. Os autores mencionam que 24% de casos foram sujeitos a cirurgia de revisão após 36 meses, 34% após 48 meses e 44% após 72 meses. Concluíram que a prótese *Elektra* apresenta algumas falhas a curto prazo, principalmente no elemento base da prótese que é inserido no trapézio.

Prótese *Avanta*

A prótese *Avanta* [57] substitui as superfícies articulares, tanto do metacarpo como do trapézio. Este implante é composto por dois componentes em forma de sela para reproduzir a configuração anatômica normal. O termo " substituição de superfície " é utilizado para descrever este implante. O componente que substitui a superfície do metacarpo é feito de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMW), enquanto o componente do osso trapézio é feito de uma liga de cromo-cobalto (CrCo) (Figura 43). Em contraste com as outras próteses de *ball and socket*, este implante mostrou significativa diminuição do quadro da dor durante os movimentos, significativa melhoria da função da mão após a cirurgia e não houve libertação do implante após a cirurgia.

Um estudo comparativo [76], utilizando a prótese *Avanta* foi realizado por J.van Rijn et al. entre 2004 e 2007. Estes autores comparam os seus resultados com os resultados obtidos por Perez-Ubeda et al. Em ambos os estudos foram avaliados dados funcionais como: dor, mobilidade, força, deformidade e instabilidade. Estes estudos utilizaram os mesmos métodos para medir os resultados funcionais de mobilidade e força. O estudo de J.van Rijn et al não demonstrou melhoria na força e na amplitude de movimento. Os níveis de dor durante as atividades diminuíram significativamente. Por outro lado, no estudo de Perez-Ubeda et al. a força e amplitude de movimentos medidos melhorou significativamente.

Durante um período de acompanhamento médio de 36 meses, o estudo de J.van Rijn et al. não mostrou sinais de descelagem do implante. Em comparação, e utilizando a mesmo método de análise, o estudo de Perez-Ubeda et al. apresentou uma taxa de descelagem em que 55% e 20% dos pacientes (4 pacientes) necessitaram de uma cirurgia de revisão com a reconstrução do ligamento. O estudo de J.van Rijn et al. conclui que a prótese *Avanta* é uma alternativa cirúrgica razoável para o tratamento da artrite do polegar que não envolva a articulação escafóide- trapézio.



Figura 43: Prótese *Avanta*. Adaptado de [76].

Capítulo 4

**Modelos numéricos da articulação trapézio-
metacárpica intacta e implantada**

4 Modelos numéricos da articulação Trapézio-Metacárpica intacta e implantada

4.1 Introdução

Neste capítulo, procedeu-se ao desenvolvimento de modelos de elementos finitos da articulação trapézio-metacárpica, que procura replicar da forma mais aproximada possível as condições estruturais da situação intacta e implantada com o implante comercial *Elektra*.

Estes modelos numéricos foram desenvolvidos com base em geometrias de dois ossos em material compósito *Sawbones* que apresentam na zona articular geometrias semelhantes aos encontrados na articulação trapézio-metacárpica, objetivo do presente estudo. Estes ossos em material compósito, assim como os componentes do implante comercial, foram convertidos por um processo de engenharia inversa e, com recursos a ferramentas de digitalização e CAD, em modelos geométricos virtuais que posteriormente foram utilizados para a geração das malhas de elementos finitos.

Estes modelos numéricos foram parametrizados com as propriedades mecânicas dos materiais utilizados e submetidos a condições de carga representativas de atividades fisiológicas diárias.

Os mesmos permitiram a avaliação de parâmetros biomecânicos não passíveis de avaliação *in-vivo* ou mesmo com recurso aos modelos experimentais *in-vitro*, tais como a avaliação do estado de deformação no osso intacto e implantado na zona adjacente ao implante, a estabilidade do implante quantificado através dos micromovimentos na interface osso-implante assim como os níveis de tensão no próprio implante. Estes parâmetros biomecânicos foram avaliados para duas condições de contato da interface entre o implante e o osso representativas de duas condições clínicas bem distintas. Assim, numa primeira fase a interface osso-implante foi apenas considerada em contacto com atrito, representativa de uma condição clínica imediatamente após a artroplastia. Numa segunda fase a interface osso-implante foi considerada rigidamente ligada, sendo esta representativa de uma condição clínica de mais longo termo em que ocorreu a completa osteointegração da superfície do implante ao osso.

Os parâmetros biomecânicos analisados foram relacionados com alguns fatores clínicos, tais como o efeito de reabsorção óssea por efeito de *stress-shielding* ou mesmo o risco de fratura óssea de fadiga, por efeito das elevadas cargas cíclicas localizadas. Igualmente, outro fator clínico associado ao insucesso da artroplastia é a osteólise que origina instabilidade do implante por efeito do tecido fibroso que se gera em torno deste. Este tecido fibroso resulta de uma ação inflamatória gerado por as micropartículas que se soltam/arrancam dos materiais envolvidos na artroplastia devido aos micromovimentos entre as estruturas envolvidas. Outro motivo de falha da artroplastia está relacionado com a fratura e desgaste dos próprios implantes sendo, neste caso, útil a avaliação do seu estado de tensão e comparação com os limites dos materiais.

4.2 Materiais e Métodos

4.2.1 Modelos geométricos

- Processo de obtenção dos modelos geométricos

Para o desenvolvimento dos modelos numéricos da articulação trapézio-metacárpica foi necessário, numa primeira fase, proceder-se à obtenção dos modelos geométricos das estruturas ósseas e implantes envolvidas nesta articulação.

Para a realização da modelação geométrica da articulação foram utilizados ossos artificiais, ou seja, o terceiro metacarpo e a falange proximal disponível comercialmente na *Sawbones* (Figura 44). Estes dois ossos em material compósito apesar de não serem na realidade o

trapézio e o metacarpo da articulação em estudo, já que estes não se encontram disponíveis comercialmente, apresentam fortes semelhanças geométricas aos ossos da articulação trapézio-metacárpica na região das superfícies articulares.

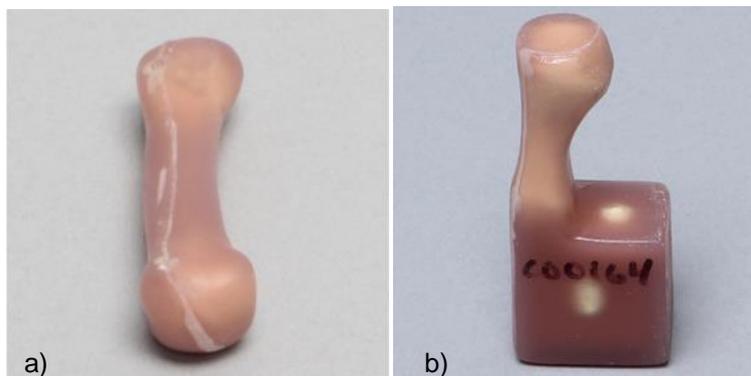


Figura 44: Ossos artificiais: a) metacarpo (3º); b) falange proximal (polegar), Sawbones ®. Retirado de [77].

A modelação geométrica dos ossos intactos foi dividida em três fases distintas. A primeira fase consistiu na digitalização dos ossos artificiais, do qual se obteve os ficheiros STL (*Stereolithography Tessellation Language*) que, numa etapa posterior, servem para a criação da superfície dos modelos físicos. A fase seguinte consistiu na criação dos modelos sólidos, depois da geração das superfícies. A última fase passou por, através do modelo sólido, se obter as duas estruturas básicas do osso, osso cortical e osso esponjoso. Seguidamente serão descritas as três fases para a obtenção do modelo geométrico, bem como parte do processo de levantamento de forma e das ferramentas utilizadas. Para a criação do modelo implantado, foi utilizado o modelo geométrico da prótese *Elektra*, previamente modelado no âmbito de um trabalho anterior [78]. Para a obtenção dos modelos digitais de cada um dos ossos intervenientes na articulação trapézio-metacarpo efetuou-se a digitalização dos ossos artificiais. Este processo consiste na passagem de um modelo físico para um modelo digital, que posteriormente passa a ser manipulável.

O equipamento de varrimento 3D por laser, Roland Picza Laser Scanner 3D da Roland DG Ltd, United Kingdom (Figura 45 a), em conjunto com o *software*, Dr. Picza 3 da Roland Dg Corporation, permite obter com grande fidelidade, e alguma riqueza nos detalhes, as superfícies dos modelos sólidos. Para este efeito é necessário recorrer-se às técnicas de digitalização tridimensional a laser.

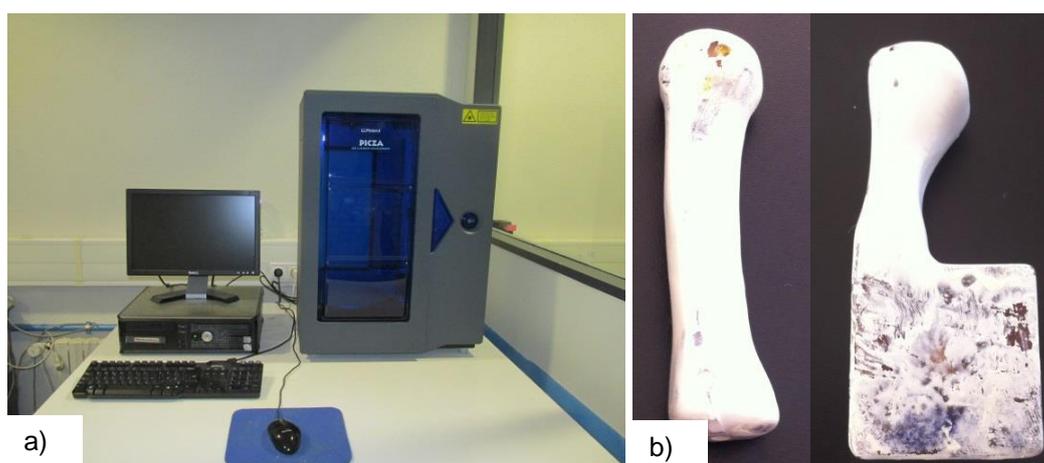


Figura 45: a) Roland Picza 3D Laser Scanner; b) ossos artificiais após colocação do spray: metacarpo (3º) e falange proximal (polegar), respetivamente. Sawbones ®.

O conjunto, equipamento de varrimento 3D por laser e a aplicação informática, apesar de versátil na estratégia de varrimento, pois permite realizar scans planares e rotacionais, demonstrou algumas limitações. Salienta-se que na fase de aquisição da imagem, esta

demonstrou ser limitada pela cor dos objetos ou pela reflexão dos mesmos, ou ainda, o problema das zonas de sombra, que acontece quando as superfícies estão alinhadas ou encobertas em relação ao feixe do laser.

Para solucionar estes problemas, utilizou-se, na fase inicial, e antes do varrimento, um spray especial para ensaios não destrutivo e controlo de qualidade, CGM produzido pela END. Este spray serviu para cobrir a peça com uma fina camada de pó branco para que assim o laser consiga ler o objeto (Figura 45 b). Depois da digitalização dos ossos, o spray foi retirado com um solvente orgânico.

Para contornar o problema das zonas de sombras, foram realizados vários scans, quer planares, quer rotacionais, com diferentes posições dos ossos, como é evidenciada na Figura 46. Só assim se conseguiu eliminar, quase totalmente, as zonas de sombra de um scan com a realização de um outro complementar.

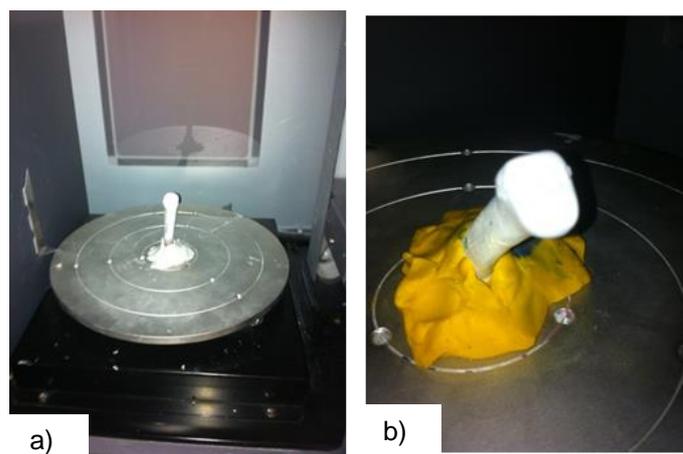


Figura 46: Osso artificial metacarpo (3º) sujeito ao equipamento de varrimento 3D por laser: a) vista frontal; b) vista de cima.

Cada superfície obtida no scan é formada por uma malha de triângulos. Seguidamente, através do *software* Dr. Picza 3, foi possível eliminar algum ruído e verificar se a malha de triângulos está de acordo com o desejado. Após a obtenção de vários scans para cada modelo físico, cada um foi gravado em formato STL. Este formato, produzido pela *3D Systems*, refere-se à estereolitografia – método de manufatura por camadas.

Para a obtenção da superfície óssea, foram importados os vários ficheiros STL, um a um, para o *software* CATIA. Cada ficheiro apenas continha uma parte da superfície de interesse. O *software* utilizado não reconhece a superfície como tal mas sim como objeto, e esse objeto, segundo o CATIA, pode ser constituído por uma malha de triângulos ou uma nuvem de pontos. A nuvem de pontos permite reconstruir a geometria de um objeto a partir da mesma, da mesma forma que uma malha. O objeto proveniente do ficheiro STL raramente foi perfeito, apresentando alguns defeitos, como é evidente na Figura 47 a. Estes defeitos são devido às zonas de sombras, assim como, o efeito “casca de laranja”.

Com o objetivo de tratar esses defeitos, inicialmente realizou-se um tratamento da malha a fim de eliminar as falhas. O tratamento da malha passa por uma análise pormenorizada de cada parte da malha, para que a reparação ou até mesmo a eliminação das zonas não representativas da superfície física seja efetuada com sucesso. Contudo, e após este tratamento, o efeito “casca de laranja” era evidente. Assim, e de forma a minimizá-lo ou suavizá-lo, utilizaram-se algumas ferramentas do *software* e o resultado foi um objeto STL otimizado (Figura 47 b). Depois da obtenção do objeto STL otimizado, gerou-se uma superfície representativa do mesmo, (Figura 47 c). Na Figura 47 d é evidente a semelhança entre o objeto STL e a superfície correspondente, pelo que se conclui que a superfície gerada é uma representação fiel do objeto. Este processo foi realizado para cada modelo ósseo e progressivamente foram-se obtendo as várias superfícies representativas do modelo físico. De forma a adaptar cada superfície à superfície vizinha foi necessário, para que posteriormente fosse possível uni-las, efetuar alguns cortes nas mesmas, uma vez que estas se apresentavam sobrepostas.

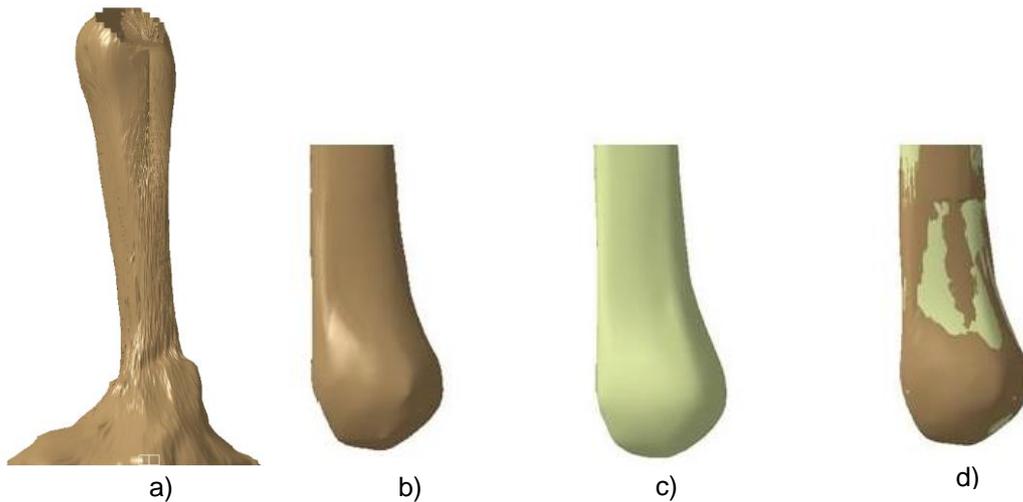


Figura 47: a) ficheiro STL importado do Roland Picza 3D Laser Scanner; b) representação do objeto STL otimizado; c) representação da superfície gerada com base no objeto STL otimizado; d) comparação entre o objeto STL otimizado e a superfície gerada.

Para a união entre as superfícies vizinhas foram criadas, primeiramente, superfícies de fusão e posteriormente a união das mesmas. O resultado final foi uma única superfície, superfície fechada, representativa de todo modelo físico (Figura 48 a). Após a criação da superfície fechada seguiu-se a obtenção do modelo sólido (Figura 48 b).

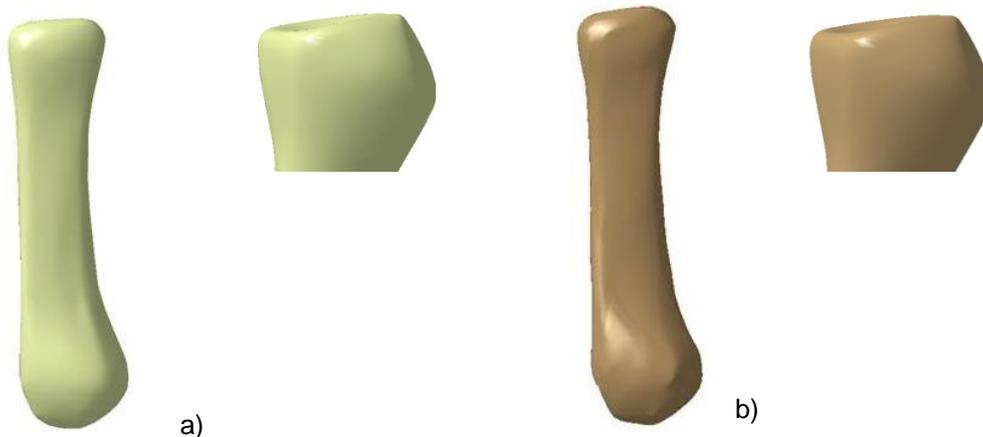


Figura 48: Representação do modelo final: a) superfície fechada: osso metacarpo e trapézio, respetivamente; b) modelo sólido gerado: osso metacarpo e trapézio, respetivamente.

A última fase deste processo passa por reproduzir os ossos naturais na sua integridade. Para isso foi necessário dividir o modelo sólido estruturas básicas do osso: osso cortical, osso esponjoso e cartilagem.

Para a obtenção do modelo sólido final, houve uma etapa de montagem (*assembly*) dos três modelos sólidos, um do osso cortical, outro do osso esponjoso e um da cartilagem. Para tal, juntaram-se os três ficheiros CATIA *Part* no sub-módulo *Assembly Design*, dando origem a um ficheiro CATIA *Product*.

A geração do modelo sólido do osso esponjoso passou por diversas etapas. Inicialmente gravou-se o modelo sólido, obtido anteriormente, em formato STL. Seguidamente importou-se o mesmo e após esta etapa, utilizou-se uma ferramenta para se efetuar o *offset* do objeto STL. Gerou-se, posteriormente, de forma automática a superfície representativa do objeto. A superfície obtida foi uma superfície fechada, equivalente à superfície do osso esponjoso. Finalmente gerou-se o modelo sólido final, representativo do osso esponjoso.

Para gerar o modelo sólido, representativo do osso cortical, utilizou-se uma ferramenta de “remoção”. Esta ferramenta é uma operação booleana de subtração. Assim, ao modelo sólido inicial retirou-se o modelo sólido do osso esponjoso. No final, obteve-se um osso oco, que é equivalente ao osso cortical.

Para a obtenção do modelo sólido da cartilagem, primeiramente utilizou-se efetuou-se o *offset* do modelo sólido do osso cortical, obtido da etapa anterior. Em seguida, gerou-se automaticamente a superfície representativa do objeto. A superfície obtida foi uma superfície fechada, equivalente à superfície da cartilagem. Posteriormente, realizou-se novamente um *offset* da superfície criada anteriormente, de forma a criar o modelo sólido final. Após este processo, seguiu-se a etapa de união das duas superfícies. Para isso, foram criadas, primeiramente, superfícies de fusão, e posteriormente houve a união das mesmas. O resultado final foi uma única superfície, superfície fechada, representativa do modelo físico. Após a criação da superfície fechada seguiu-se a obtenção do modelo sólido da cartilagem.

- Modelo nativo

O modelo geométrico no estado nativo de cada osso pertencente à articulação trapézio-metacárpica é, e como referido anteriormente, constituído pelo osso cortical, osso esponjoso e cartilagem. Assim, os modelos geométricos finais da articulação foram obtidos através da montagem (*assembly*) do osso cortical, do osso esponjoso e da cartilagem, no sub-módulo *Assembly Design* do módulo *Mechanical Design*. Para garantir a correta posição do modelo sólido relativamente ao outro, foram estabelecidas relações - entre os eixos, arestas, vértices e faces - do tipo coincidência, perpendicularidade, paralelismo, distância, dos componentes. Assim, impôs-se que a distância entre as superfícies cartilaginosas do metacarpo e do trapézio fosse 0 mm. Seguidamente, realizou-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. Os modelos sólidos finais da estrutura óssea referente à articulação trapézio-metacarpo podem ser visualizados na Figura 49.

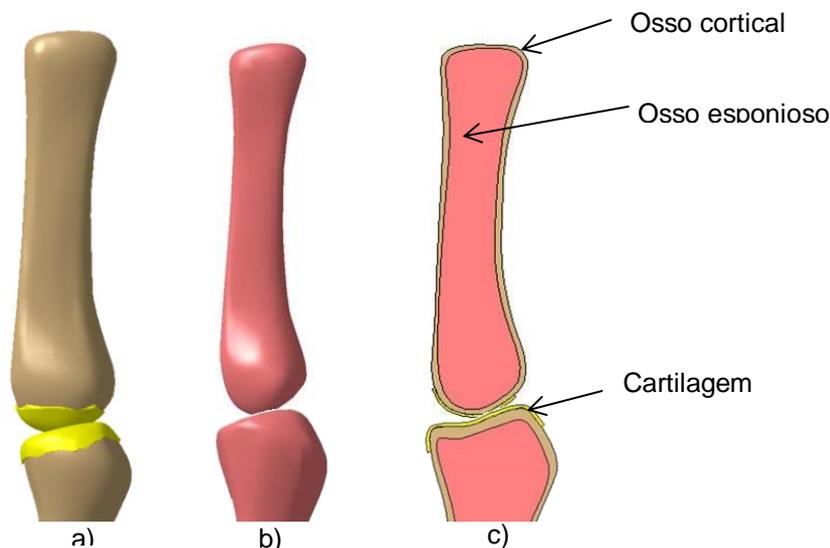


Figura 49: Representação do modelo sólido da estrutura óssea da articulação trapézio-metacarpo: a) osso cortical e cartilagem; b) osso esponjoso; c) corte realizado na montagem dos modelos anteriores.

- Modelo implantado

O modelo implantado teve por base o modelo nativo descrito na secção anterior. O modelo geométrico da prótese *Elektra* foi obtido através de um trabalho realizado anteriormente [78] (Figura 50). A obtenção dos modelos geométricos da articulação trapézio-metacárpica para aplicação da prótese *Elektra* foi realizada, passo a passo, recorrendo-se às várias fases da

técnica cirúrgica para colocação da mesma. Para esse efeito recorreu-se ao documento, descrito na secção 3.2 desta tese. Foi com base neste documento que se realizaram os cortes nos modelos nativos do metacarpo e do trapézio, de maneira a que os componentes do implante ficassem na posição correta relativamente ao eixo anatómico e ao plano de movimento articular.

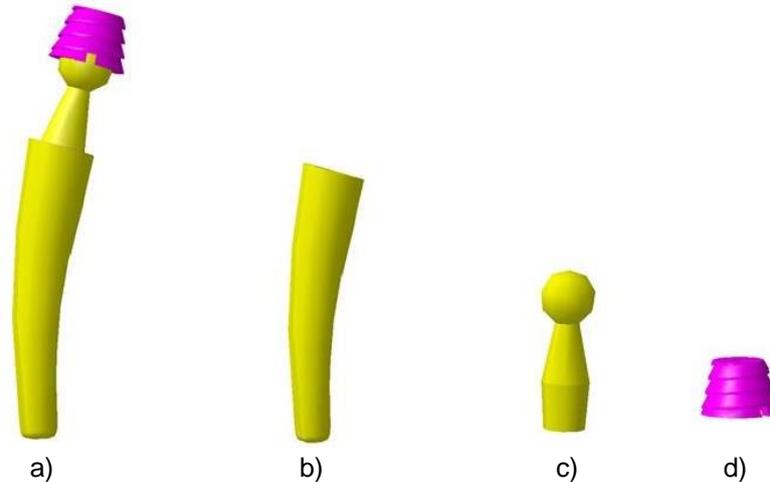


Figura 50: Prótese *Elektra* - Modelo geométrico: a) Prótese total; b) Haste; c) Pescoço; d) Cúpula. Modelo cedido [78].

Inicialmente, a haste da prótese foi colocada lado-a-lado com o metacarpo para que se pudesse definir o local exato onde serão feitos os cortes, tendo sido também determinada a posição correta que o componente deve tomar na diáfise, quando implantado na articulação. Esta montagem foi realizada através do estabelecimento de relações do tipo coincidência, perpendicularidade, paralelismo, distância, entre os eixos, arestas, vértices e faces da haste e do metacarpo.

A preparação do metacarpo, para receber a haste, começou pelo corte do osso. O resultado final foi um corte feito numa secção perpendicular ao eixo do metacarpo a cerca de 60 mm da base deste osso. O passo seguinte foi a colocação da haste no osso esponjoso. Nesta fase foi realizada a operação booleana de subtração que permitiu a colocação definitiva do componente, isto é, com recurso à subtração de máscaras foi possível remover perfeitamente o osso que necessitava de ser cortado. Após esta etapa, verificou-se que ainda existia osso esponjoso excedente em algumas áreas da haste. Neste contexto, e relativamente ao modelo CAD, realizaram-se esboços das partes que se pretendiam retirar. É importante salientar, que por limitações de *software* e também para facilitar todo o processo de simulação, considerou-se a haste e o pescoço do implante como sendo uma peça única. Nas Figura 51 é possível visualizar o modelo geométrico representativo do metacarpo implantado.

No que concerne o osso trapézio, os passos para a colocação do componente da prótese *Elektra*, particularmente a cúpula, foi semelhante aos passos anteriormente descritos. Salienta-se que foi realizado um corte feito numa secção perpendicular ao eixo do trapézio a cerca de 40 mm da base deste osso. Na Figura 52 é possível visualizar o modelo geométrico representativo do trapézio após a colocação do componente cúpula da prótese. Após a implantação de todos os componentes da prótese *Elektra*, o modelo geométrico final da articulação trapézio-metacarpo implantado é mostrado na Figura 53.

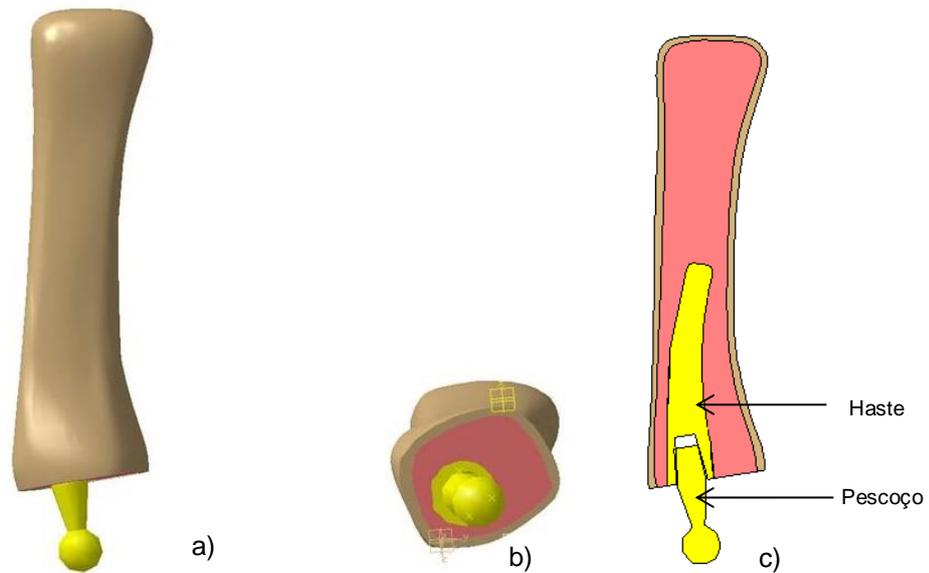


Figura 51: Representação do modelo geométrico do metacarpo implantado: a) vista medial-lateral; b) vista frontal; corte na vista medial-lateral.

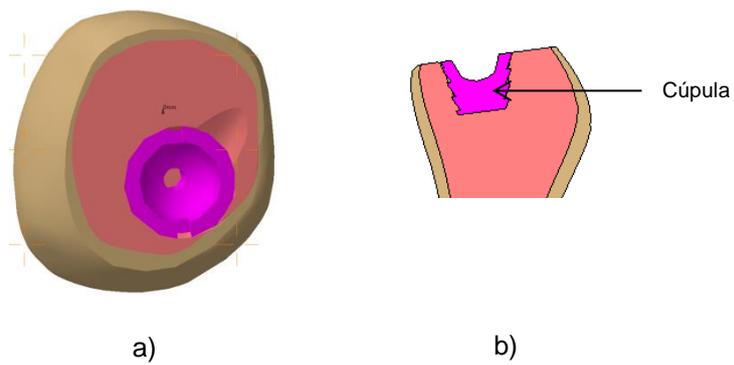


Figura 52: Representação do modelo geométrico do trapézio implantado: a) vista frontal; corte na vista medial-lateral.

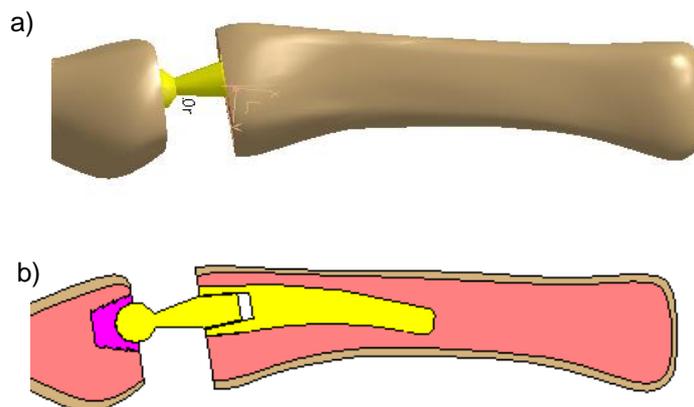


Figura 53: Representação do modelo geométrico final da articulação trapézio-metacarpo implantado: a) vista medial-lateral; b) corte na vista medial-lateral.

Para o modelo implantado foram analisados dois casos distintos da vida do implante após a sua implantação. O primeiro caso - modelo implantado não-osteointegrado - será ilustrativo do período pós-operatório imediato na fase de imobilização, onde o implante está em atrito com o

osso, isto é, há possibilidade de deslocamento do implante relativamente ao osso. O segundo caso de estudo - modelo de perfeita osteointegração - representa o período clínico a longo termo, ou seja, considerou-se a interface osso-implante rigidamente ligada entre os diferentes materiais.

4.2.2 Modelos numéricos

- Geração da malha

Baseado na geometria tridimensional do metacarpo e do trapézio, gerou-se a malha de elementos finitos com elementos tetraédricos de 4 nós. O passo inicial foi a criação da malha de superfície com elementos triangulares com uma definição do tamanho médio de 0.4 mm [78]. A vantagem da criação da malha tridimensional a partir de uma malha de superfície é que este método permite a criação de linhas de orientação segundo planos previamente pré-definidos que foram utilizadas como alinhamento para apresentação de alguns resultados. Para a concretização destas linhas, foi inicialmente feito um plano e seguidamente uma intersecção entre o plano e o sólido, neste caso no sólido osso cortical e no osso esponjoso. Na Figura 54 é evidenciada a malha de superfície, para a articulação no estado nativo e implantado, respetivamente.

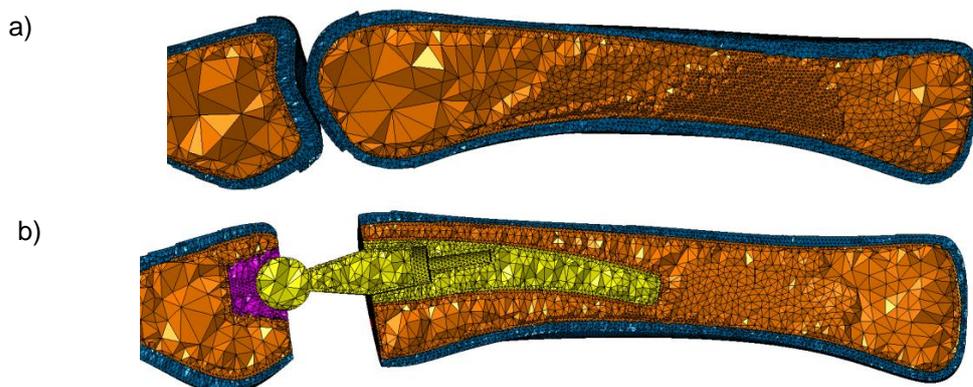


Figura 54: Representação da malha de superfície da articulação trapézio-metacárpica: no modelo nativo; b) modelo implantado.

No caso da cartilagem, no modelo nativo, foi utilizado um método idêntico ao descrito anteriormente com a geração de uma malha de superfície numa fase inicial sobre os modelos geométricos de cartilagem, sendo de seguida gerada a malha sólida a partir da malha de superfície. Na Tabela 15 estão representados o número de nós e de elementos de cada componente dos modelos nativos e implantados.

Tabela 15: Número de nós e elementos dos modelos numéricos.

Designação do componente		Modelo nativo		Modelo implantado	
		Número de nós	Número de elementos	Número de nós	Número de elementos
Metacarpo	Osso esponjoso	30747	126926	37518	161907
	Osso cortical	40517	164793	61286	268337
Cartilagem do metacarpo		5157	19683	-	-
Trapézio	Osso esponjoso	21246	87725	24645	106229
	Osso cortical	48321	210337	44631	196144
Cartilagem do trapézio		7725	29704		
Total		153713	639168	168080	732617

- Propriedades dos materiais, condições de fronteira e de contacto

O passo seguinte passou pela definição das propriedades dos materiais, condições de fronteira e de contacto (interface) nos modelos numéricos. Neste sentido, e após consultada a literatura [9, 78], todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e com comportamento linear elástico. As propriedades assumidas estão descritas Tabela 16. Sendo que estas propriedades estão de acordo com os materiais utilizados nos modelos que serviram de base à geração dos modelos geométricos das estruturas ósseas e implante.

Tabela 16: Propriedades mecânicas dos materiais utilizados nos modelos numéricos. Retirado de [9, 78]

Designação do Componente	Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Metacarpo e Trapézio	Osso cortical	16.7	0.3
	Osso esponjoso	0.155	0.3
	Cartilagem	0.024	0.3
Prótese Elektra	Haste (titânio)	110	0.3
	Pescoço (CrCo)	210	0.3
	Cúpula (CrCo)	210	0.3

No modelo nativo e no modelo implantado as condições de interface entre o osso cortical e o osso esponjoso e osso cortical e a cartilagem, foram consideradas ligações rigidamente fixas entre si, em que não é possível qualquer movimento relativo entre as superfícies nestas interfaces.

Para o modelo implantado não-osteointegrado, representativo de uma situação clínica do período pós-operatório, foi considerada uma condição de contacto com atrito entre o osso esponjoso e as superfícies do implante no trapézio e metacarpo. O coeficiente de atrito considerado nestas interfaces foi de 0.3 [80].

Para o modelo implantado osteointegrado, representativo de uma situação clínica de longo termo, onde é presumido uma total osteointegração da superfície do implante pelo osso, foram consideradas todas as superfícies do osso esponjoso e do implante rigidamente ligadas entre si, sem qualquer movimento relativo entre estas.

Relativamente às forças a aplicar na articulação, são as mesmas para as três condições estudadas: nativo, implantado não-osteointegrado e implantado osteointegrado. As intensidades das forças foram definidas de acordo com os dados da Tabela 9 e Tabela 10, em função de um caso de carga: preensão de garra. Para esta análise, teve-se em consideração o diagrama de forças evidenciado na Figura 24. Este, também designado de diagrama de corpo livre na posição de equilíbrio estático, em que estão representadas as forças de reação nas diversas articulações referentes ao polegar. O ângulo (θ) da força de reação na articulação trapézio-metacarpo, relativamente ao eixo horizontal (segundo "x"), pode ser determinado pela Equação 1: Foram utilizadas as médias dos valores das intensidades da força de reação na articulação trapézio-metacarpo (CMC) da Tabela 10. Tem-se que:

$$\overline{XC}_x = \frac{164.2 + 85.4}{2} = \frac{249.2}{2} = 124.8 \text{ kgf}$$

$$\overline{XC}_y = \frac{1.70 + 21.5}{2} = \frac{23.2}{2} = 11.6 \text{ kgf}$$

$$\theta = \arctan \left(\frac{C_y}{C_x} \right) \Leftrightarrow \theta = \arctan \left(\frac{11.6}{124.8} \right) = 5.3^\circ \approx 5^\circ$$

Equação 1: Ângulo θ da força de reação na articulação trapézio-metacarpo.

Assim sendo, orientou-se o osso metacarpo com um ângulo de 5° relativamente ao trapézio. Esta operação foi realizada para todos os modelos – nativo, implantado não-osteointegrado e

implantado osteointegrado. Na Figura 55 é possível visualizar a orientação realizada no metacarpo.

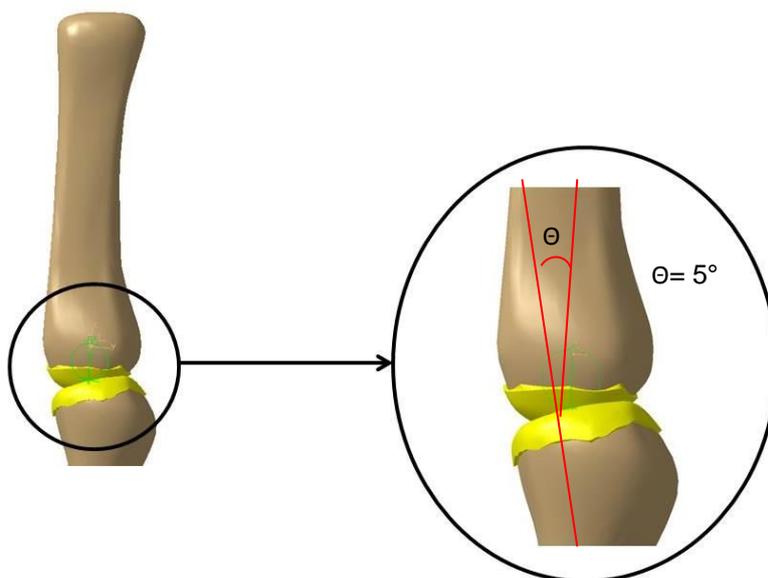


Figura 55: Representação do osso metacarpo relativamente ao trapézio: ângulo de 5°.

Seguidamente calcularam-se as forças resultantes aplicadas, nos tendões da articulação trapézio-metacarpo, durante o movimento de preensão de garra. Para isso consideraram-se, e de acordo com a informação da Tabela 8, os tendões OPP e APL. Na Figura 24, e segundo [32] estas forças nos tendões seriam na direção da coordenada “x” e “z”, respetivamente. Nestas condições e considerando a média do valor das intensidades, tem-se que:

$$\begin{aligned} \overline{X}F_x &= \frac{26.2 + 9.3}{2} \Leftrightarrow F_x = \frac{35.5}{2} \Leftrightarrow F_x = 17,75\text{kgf} \Leftrightarrow F_x = 177.5\text{N} \approx 170\text{N} \\ \overline{X}F_z &= \frac{50.7 + 5.3}{2} \Leftrightarrow F_z = \frac{56}{2} \Leftrightarrow F_z = 28\text{kgf} \Leftrightarrow F_z = 280\text{N} \end{aligned}$$

Equação 2: Forças resultantes aplicadas nos tendões durante o movimento de preensão de garra: F_x - força resultante aplicada em OPP; F_z - força aplicada em APL.

Conclui-se que o valor da intensidade da força resultante aplicada no tendão OPP e na APL, durante o movimento de preensão de garra, seria aproximadamente 170N e 280N, respetivamente. Salienta-se o facto de na direção “z”, a força no tendão APL teria sentido contrário ao lido no referencial, por isso considerou-se -280N.

A última etapa foi calcular a força de reação a aplicar na articulação, considerando o equilíbrio estático da força. Utilizaram-se os dados da Tabela 10 relativamente à articulação metacarpo-falângica (MCP), pois será esta articulação que criará a reação na articulação trapézio-metacarpo durante o movimento de preensão de garra. Nestas condições, considerou-se a média dos valores das intensidades de C_z , C_y e de C_x . Na direção “y”, o valor obtido para a intensidade foi de 40N. Na direção “x” e na direção “z”, o valor obtido para a intensidade da força de reação foi de 204N e 590N, respetivamente.

$$\overline{X}R_y = \frac{1.9 + 6.1}{2} \Leftrightarrow R_y = \frac{8}{2} \Leftrightarrow R_y = 4\text{kgf} \Leftrightarrow R_y = 40\text{N}$$

Equação 3: Força de reação aplicada na articulação metacarpo-falângica (MCP): segundo a direção da coordenada “y”.

$$\overline{XR_x} = \frac{16.4 + 24.4}{2} \Leftrightarrow R_x = \frac{40.8}{2} \Leftrightarrow R_x = 20.4\text{kgf} \Leftrightarrow R_x = 204\text{N}$$

Equação 4: Força de reação aplicada na articulação metacarpo-falângica (MCP): segundo a direção da coordenada "x".

$$\overline{XR_z} = \frac{71.1 + 47.8}{2} \Leftrightarrow R_z = \frac{118.9}{2} \Leftrightarrow R_z = 59.45\text{kgf} \Leftrightarrow R_z = 594.5\text{N} \approx 590\text{N}$$

Equação 5: Força de reação aplicada na articulação metacarpo-falângica (MCP): segundo a direção da coordenada "z".

As forças foram aplicadas em todos os modelos numéricos em estudo, nomeadamente para o caso nativo, implantado não-osteointegrado e implantado osteointegrado.

Na Figura 56 é visualizado o ponto de aplicação das forças resultantes a aplicar durante o movimento de apreensão de garra nos tendões OPP, APL, bem como o ponto de aplicação da força de reação aplicada na articulação trapézio-metacarpo. De modo a garantir que não ocorresse movimento de translação do osso metacarpo relativamente ao osso trapézio, foi imposta uma restrição no movimento translação segundo a direção da coordenada "x" e da coordenada "y".

Os parâmetros biomecânicos analisados e comparados entre os modelos intacto e implantado (não-osteointegrado e osteointegrado) foram as deformações principais mínimas e máximas no osso adjacente ao implante. Estes níveis de deformação relacionam-se com alguns fatores clínicos tais como o efeito de reabsorção óssea por efeito de *stress-shielding* ou mesmo o risco de fratura óssea de fadiga, por efeito das elevadas cargas cíclicas localizadas. Esta análise procedeu-se nos planos medial-lateral e anterior-posterior (Figura 57).

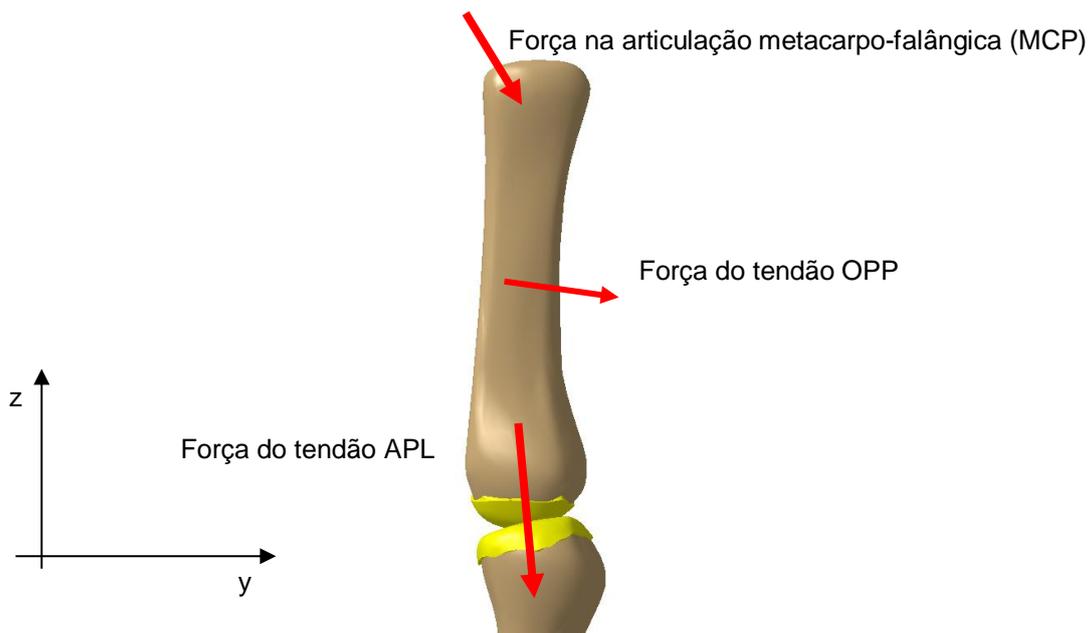


Figura 56: Representação das forças e condição de encastramento aplicada a articulação trapézio-metacarpo.

Outro parâmetro biomecânico analisado para o caso do modelo implantado na condição não osteointegrado foram os micromovimentos relativos entre o osso e o implante. Estes micromovimentos entre as estruturas implantadas originam a libertação de micropartículas por ação de desgaste/abrasão que podem originar reações inflamatórias no tecido ósseo, dando origem a um tecido fibroso que se forma em torno do implante contribuindo para a sua instabilidade e possível perda a termo.

Além dos parâmetros analisados anteriormente foi também avaliado o estado de tensão nos componentes do implante por forma a avaliar o risco de fratura destes, comparando os valores obtidos com os limites dos materiais utilizados.

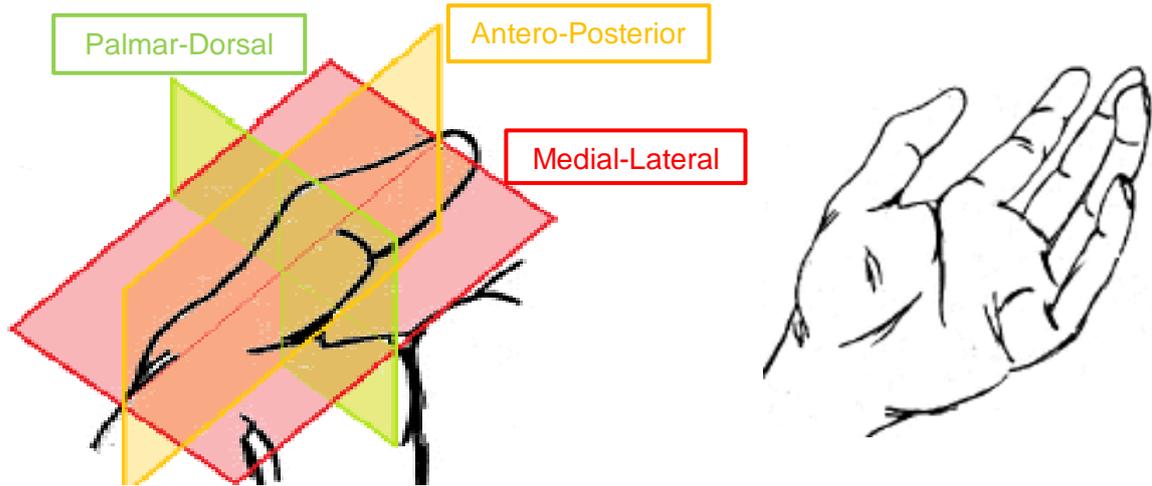


Figura 57: Planos anatômicos do polegar. Adaptado de [78].

4.3 Resultados

4.3.1 Avaliação das Deformações Principais nos ossos

Os resultados decorrentes das deformações principais máximas (ϵ_1) e deformações principais mínimas (ϵ_2) vão ser analisados individualmente, primeiramente para o osso metacarpo e em seguida para o osso trapézio para as três condições: modelo nativo, implantado não-osteointegrado e implantado osteointegrado.

- Deformações principais máximas (ϵ_1)

As deformações principais máximas ϵ_1 para o osso metacarpo nas vistas medial-lateral e antero-posterior, encontram-se representadas na Figura 58 e na Figura 59, respectivamente. A linha a tracejado representa o local físico do implante no modelo nativo.

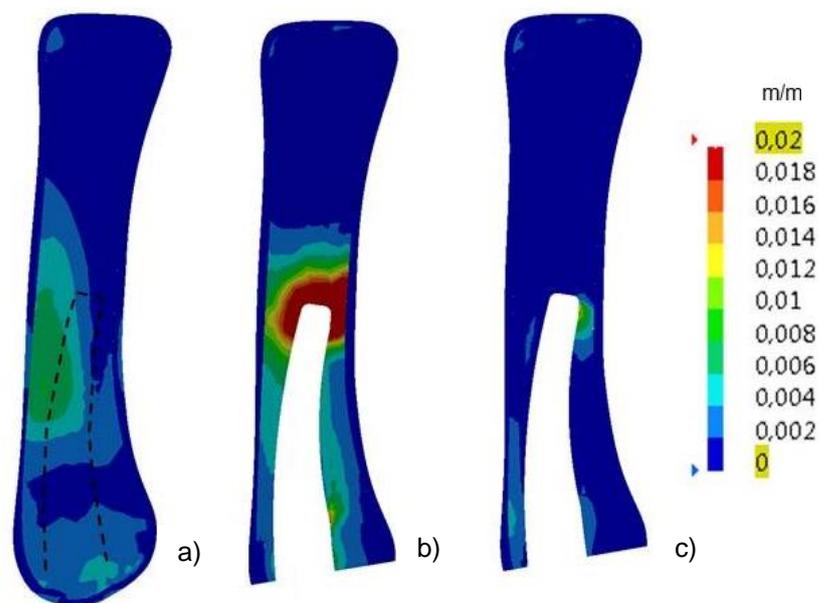


Figura 58: Osso Metacarpo: Deformações principais máximas, ϵ_1 – Vista medial-lateral: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.

Como evidenciado para o caso do modelo nativo, é na zona medial-lateral do metacarpo que se verificaram as deformações principais máximas mais elevadas, em média cerca de 0.006 m/m. Na região distal do osso, as deformações observadas corresponderam, em média, a valores inferiores a 0.001 m/m. Na região proximal, é visível uma pequena área onde as deformações apresentam, em média, valores entre os 0.004 m/m e os 0.002 m/m.

O modelo implantado não-osteointegrado apresentou os maiores valores de deformação na zona distal da cavidade de colocação da haste metacárpica, com valor nominal superior a 0.018 m/m. Este valor representa um aumento de aproximadamente 73% relativamente ao modelo nativo. Ainda neste modelo, foi possível observar um aumento médio das deformações principais máximas na zona lateral-proximal direita da zona de inserção do implante de 35% face ao nativo.

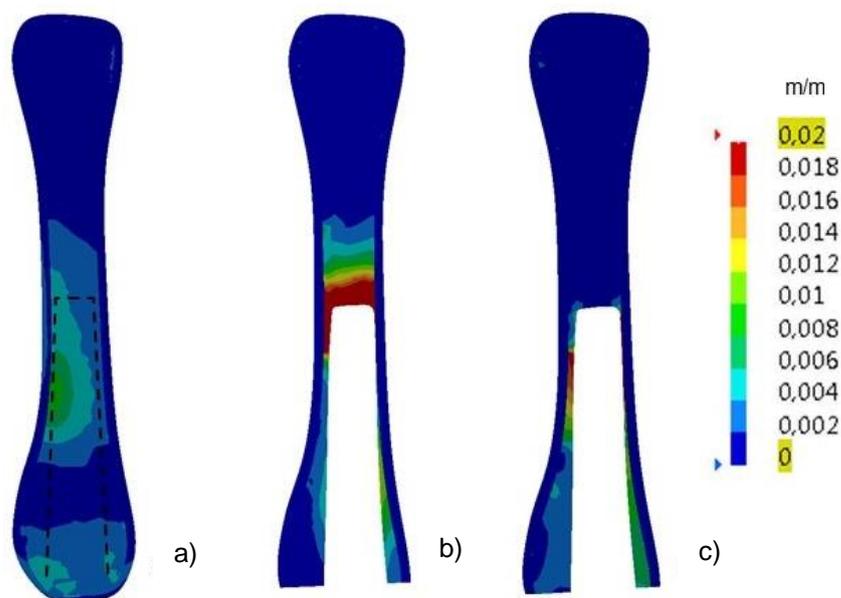


Figura 59: Osso Metacarpo: Deformações principais máximas, ϵ_1 – Vista antero-posterior: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.

No modelo implantado osteointegrado é evidente que o pico máximo de deformações principais se encontra numa pequena área na cavidade de colocação da haste, na zona medial-lateral esquerda no plano antero-posterior. Este aumento foi superior ao nativo cerca de 55%. Em comparação com o modelo implantado não-osteointegrado, esta deformação foi cerca de 70% superior. Na zona distal da cavidade do implante, o valor das deformações representam uma diminuição de aproximadamente 0.018 m/m relativamente ao modelo implantado não-osteointegrado e um decréscimo de 0.002 m/m face à mesma zona do modelo nativo.

As deformações principais máximas ϵ_1 para o osso trapézio nas vistas medial-lateral e antero-posterior, encontram-se representadas na Figura 60 e na Figura 61, respetivamente.

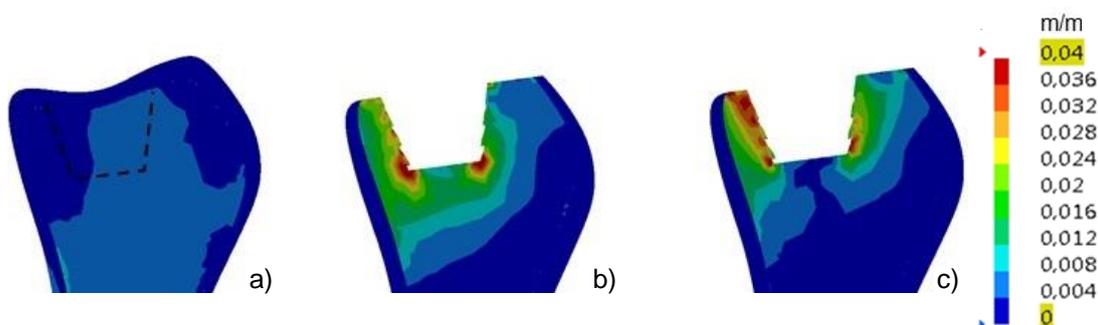


Figura 60: Osso Trapézio: Deformações principais máximas, ϵ_1 – Vista medial-lateral: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.

No modelo nativo constata-se que as deformações principais máximas não excederam o valor médio de 0.008 m/m.

No modelo implantado não-osteointegrado observou-se que os picos de deformação se encontravam nas zonas laterais-distais da cavidade do implante. Relativamente ao modelo nativo observou-se, nestas zonas, um aumento médio dos valores das deformações em cerca 90%. Nesta zona, verificam-se deformações superiores a 0.036 m/m.

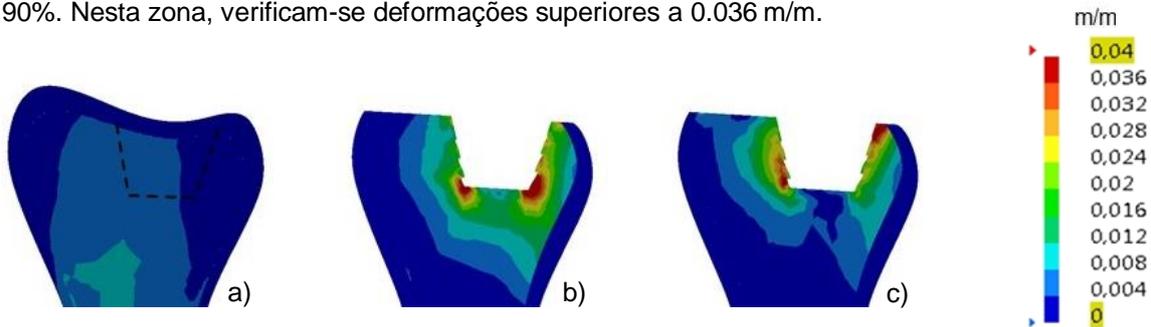


Figura 61: Osso Trapézio: Deformações principais máximas, ϵ_1 – Vista antero-posterior: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.

Relativamente ao modelo implantado osteointegrado, foi nas zonas laterais esquerda e direita da cavidade da cúpula onde se observaram os picos de deformação principal máxima. Nestas zonas os valores registados foram superiores a 0.036 m/m. Comparativamente com o modelo nativo, este incremento significou um aumento de cerca de 90% e em termos médios, os valores nestas zonas apresentaram-se semelhantes ao do modelo implantado não-osteointegrado. Na zona distal da cavidade, registaram-se valores médios de deformações de 0.0045 m/m, o que representa um decréscimo de aproximadamente 40% face ao modelo implantado não-osteointegrado.

- Deformações principais mínimas (ϵ_2)

As deformações principais mínimas ϵ_2 para o osso metacarpo nas vistas medial-lateral e antero-posterior, encontram-se representadas na Figura 62 e Figura 63, respetivamente. A linha a tracejado representa o local físico do implante.

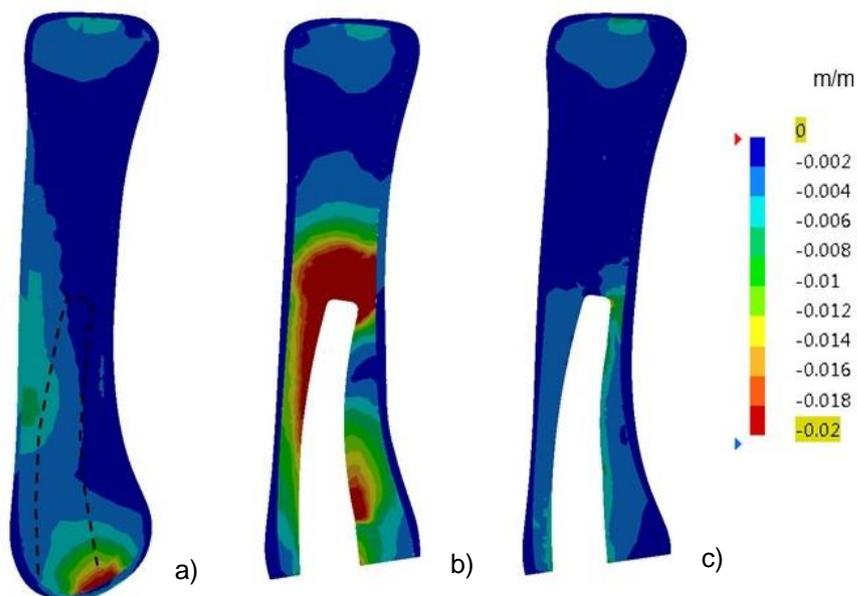


Figura 62: Osso Metacarpo: Deformações principais mínimas, ϵ_2 – Vista medial-lateral: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.

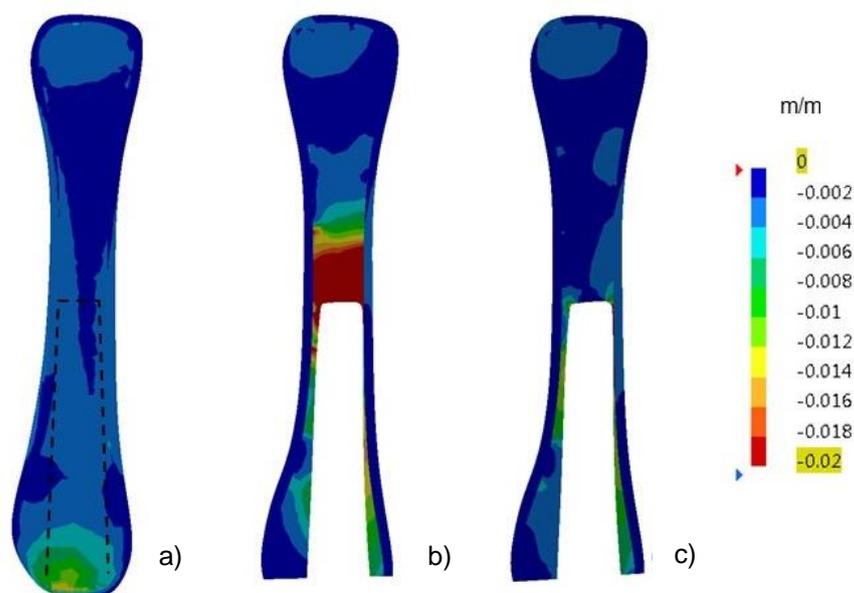


Figura 63: Osso Metacarpo: Deformações principais mínimas, ϵ_2 – Vista antero-posterior: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.

No modelo que representa o estado nativo do metacarpo é possível verificar que as deformações principais mínimas mais elevadas se encontram na zona proximal do osso junto à superfície de contacto com o trapézio. Nesta zona, os valores médios nominais das deformações são cerca de -0.015 m/m. Na zona medial também é possível observar uma pequena área em que os valores médios das deformações não excedem os -0.007 m/m. Verifica-se que, para a restante área do osso, as deformações principais mínimas foram inferiores, em valor nominal, a -0.003 m/m.

No modelo implantado não-osteointegrado representativo do momento pós-operatório, foram observadas grandes alterações dos níveis de deformações na cavidade de inserção da haste. Na zona distal, os valores médios das deformações principais mínimas foram de -0.02 m/m, aproximadamente 85% superior relativamente ao modelo nativo. Na zona lateral direita, observou-se um aumento médio das deformações principais mínimas em cerca de 75% face ao modelo nativo.

No modelo implantado osteointegrado, ou seja, situação de longo termo, foi notório um decréscimo de aproximadamente 68% das deformações na zona distal da cavidade da haste, face ao modelo não-osteointegrado e um acréscimo de aproximadamente 18% relativamente ao modelo nativo na referente zona. As deformações exibidas na zona lateral direita foram inferiores às do modelo implantado não-osteointegrado, onde se verificou uma diminuição média de cerca de -0.01 m/m, que corresponde a 50% de decréscimo e a um aumento cerca de 35% face ao modelo nativo. Na zona proximal do osso, registaram-se deformações com valores médios de 0.003 m/m, isto é, uma diminuição de 40% dos valores face à mesma zona do modelo nativo.

As variações das deformações principais mínimas (ϵ_2) no osso trapézio nas vistas medial-lateral e antero-posterior encontram-se representadas nas Figura 64 e Figura 65, respetivamente.

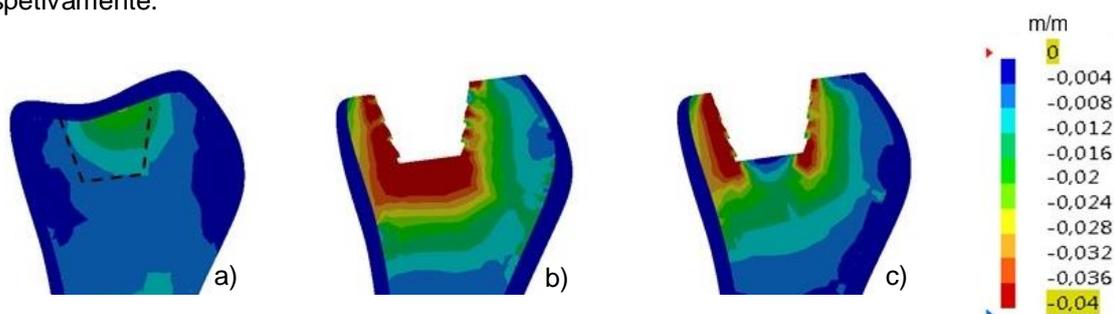


Figura 64: Osso Trapézio: Deformações principais mínimas, ϵ_2 – Vista medial-lateral: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.

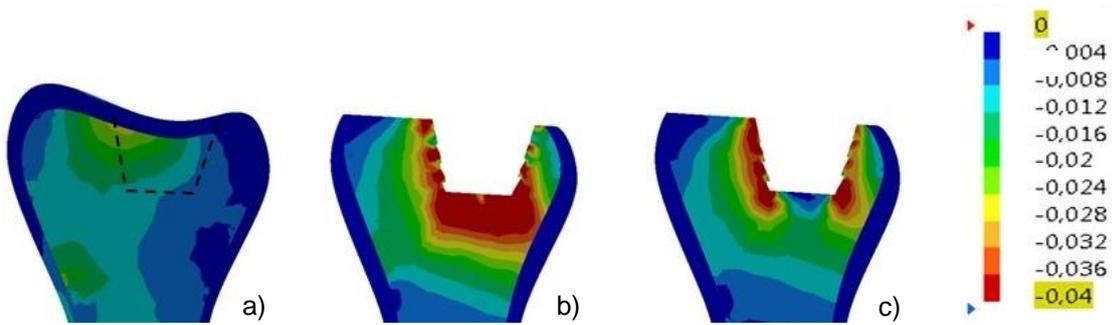


Figura 65: Osso Trapézio: Deformações principais mínimas, ϵ_2 – Vista antero-posterior: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado.

Na análise ao modelo nativo, podemos constatar que foi em duas pequenas áreas da zona proximal e medial que se observaram os valores nominais de deformação mais elevados. O pico de deformação principal mínima ocorreu na zona proximal do osso com um valor médio aproximado de -0.024 m/m. Em média, foram exibidas deformações de -0.016 m/m na pequena área medial do trapézio.

No modelo implantado não-osteointegrado, verificou-se que os valores mais elevados das deformações principais mínimas se localizavam nas zonas de contacto osso-implante da cavidade da cúpula. Na zona distal da cavidade, a média dos valores foi de -0.04 m/m, o que corresponde a um aumento aproximado de 70% face à mesma zona do modelo nativo. As zonas de interface osso-implante lateral esquerda e direita exibiram padrões de deformações principais mínimas superiores a -0.036 m/m, o que em média correspondeu a um acréscimo de cerca de 60% relativamente ao modelo nativo.

No modelo a longo termo, isto é, modelo rigidamente ligado, as deformações mais elevadas ocorreram nas áreas laterais de contacto osso-implante, onde se registaram picos de deformação com valores médios nominais superiores a -0.04 m/m. Este valor corresponde a um aumento de cerca de 70% face aos valores de deformação observados na mesma zona do trapézio nativo e apresentaram-se semelhantes relativamente ao modelo implantado não-osteointegrado. Numa pequena área da zona distal da cavidade do implante ocorreram deformações médias de cerca de 65% inferiores às que se observaram no modelo implantado não-osteointegrado e 5% superiores quando comparadas à condição nativa.

4.3.2 Estabilidade na interface osso-implante (modelo não-osteointegrado)

Relativamente à interface de contacto entre o osso e o implante, também se analisaram, e em complemento, no modelo não-osteointegrado, os micromovimentos (deslocamentos relativos) entre o osso e o implante, para o caso de carga estudado. Estes micromovimentos foram analisados ao longo da periferia dos componentes do implante no plano medial-lateral, onde se considerou a zona proximal e distal relativamente ao osso metacarpo e ao trapézio. Esta análise dos micromovimentos irá permitir avaliar a capacidade de osteointegração, isto é, adesão do osso à superfície do implante, sob a ação da força de preensão de garra.

Nas Figura 66 e Figura 67 são evidenciados os valores para o deslocamento relativo ao longo do alinhamento considerado para o metacarpo e para o trapézio, respetivamente.

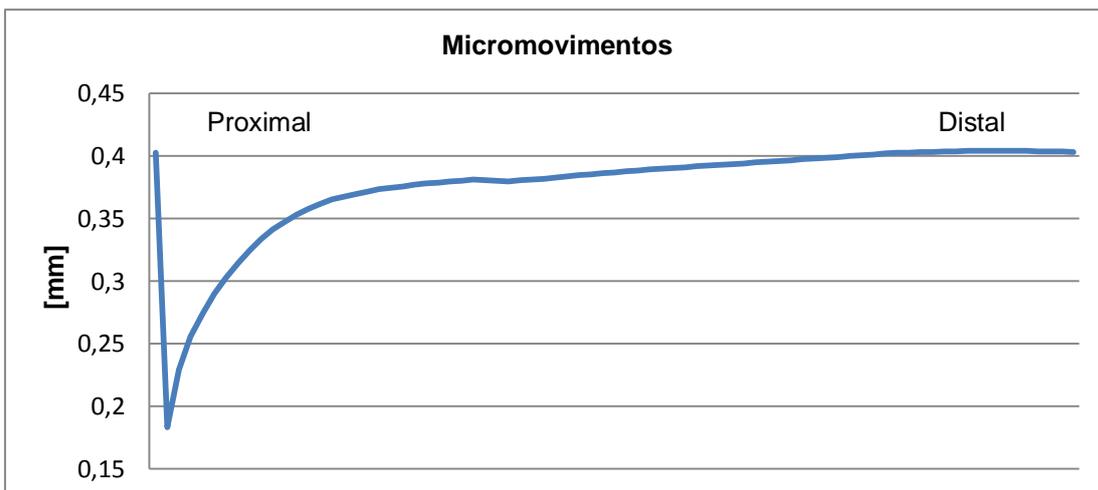


Figura 66: Micromovimentos na interface osso esponjoso do metacarpo-haste: modelo implantado não-osteointegrado.

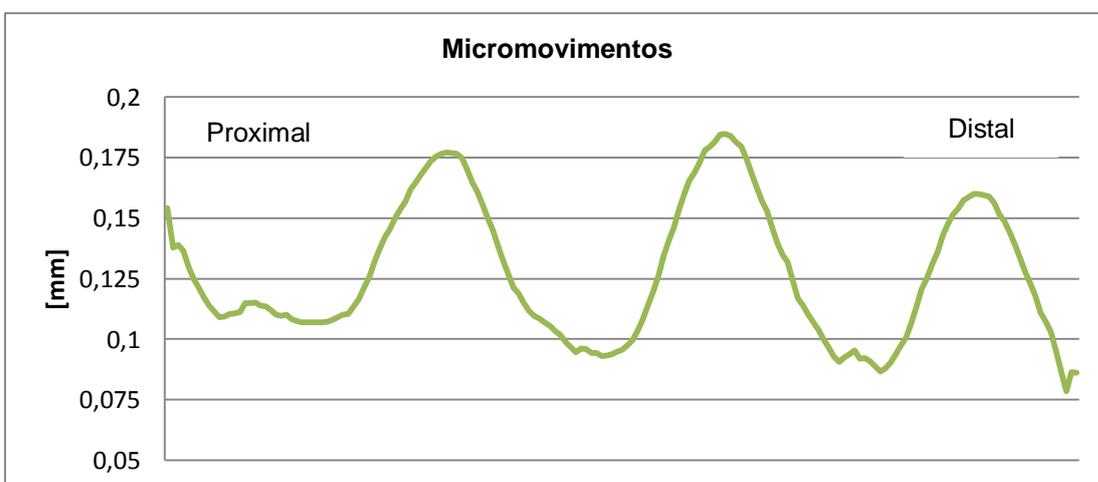


Figura 67: Micromovimentos na interface osso esponjoso do trapézio-cúpula: modelo implantado não-osteointegrado.

Analisando os valores dos micromovimentos da Figura 66, verifica-se que é na zona proximal que se observam os valores máximo e mínimo de deslocamento relativo, variando entre 0,4 mm e 0,18 mm, respetivamente. Na zona distal, os valores para os micromovimentos apresentam pouca variação, sendo o máximo atingido de 0,4 mm. Em média, o valor para o deslocamento da haste relativamente ao osso metacarpo foi cerca de 0,38 mm.

Na análise à linha de deslocamentos relativos entre a prótese e o osso do trapézio (Figura 67) constata-se que os valores variaram entre 0,15 mm na zona proximal e 0,09 mm na zona distal do trapézio. Em média, os valores para o deslocamento relativo foram 0,13 mm. É evidente que os valores dos deslocamentos relativos não são constantes ao longo do alinhamento, pelo que se verificam valores máximos e mínimos. O valor máximo para os micromovimentos é cerca de 0,18 mm e encontra-se na zona medial do alinhamento.

4.3.3 Tensões de von Mises no implante

Os níveis da tensão de von Mises na haste e na cúpula do implante foram analisadas para as duas condições distintas de ligação desta ao osso. Nas Figura 68 e Figura 69 estão representadas as tensões de von Mises para a haste metacárpica para o modelo implantado não-osteointegrado e implantado osteointegrado, respetivamente.

Analisando a tensão de von Mises na haste no modelo em que o implante foi considerado em atrito – modelo implantado não-osteointegrado – constata-se que o lado mais solicitado foi o lateral direito no plano anterior da haste. Verificou-se que o valor máximo da tensão de von

Mises se localiza na zona lateral direita da extremidade proximal da haste, com valor médio de 80 MPa.

Para o caso de o implante estar rigidamente ligado ao osso – modelo implantado osteointegrado- as tensões de von Mises mais elevadas foram semelhantes ao modelo implantado não-osteointegrado, isto é, com valores médios de 100 MPa. Pela visualização da Figura 69, verificamos que o lado mais solicitado foi o lateral direito no plano anterior da haste e foi aí que se registou o valor máximo de tensão.

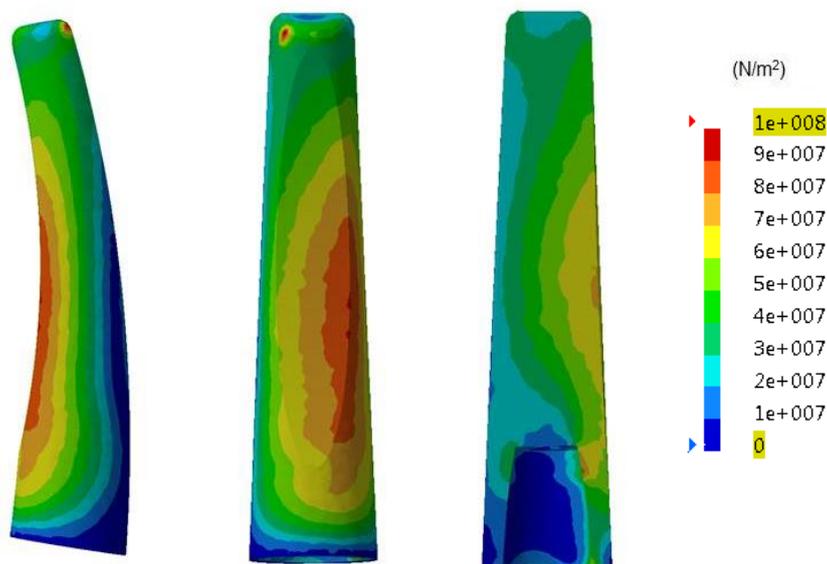


Figura 68: Níveis de tensão de von Mises na haste metacárpica (liga de titânio): modelo implantado não-osteointegrado.

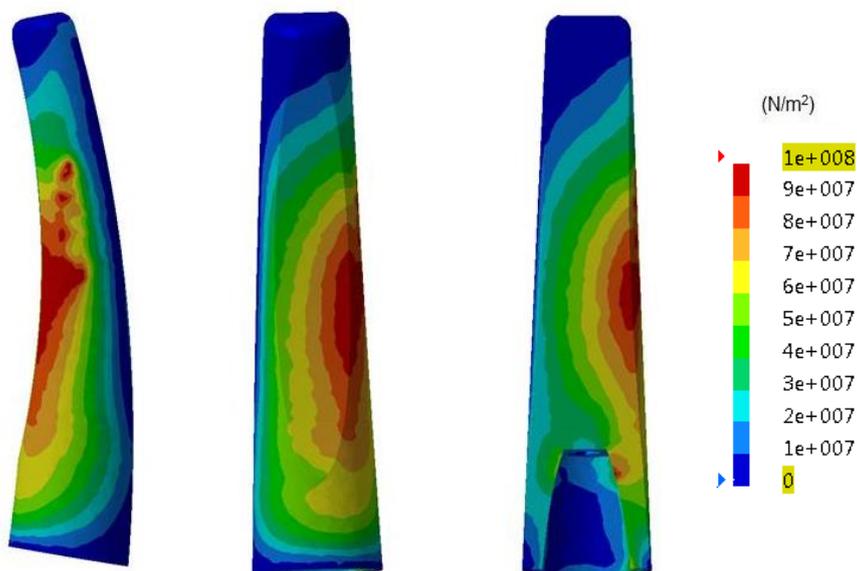


Figura 69: Níveis de tensão de von Mises na haste metacárpica (liga de titânio): modelo implantado osteointegrado.

Nas Figura 70 e na Figura 71 são apresentados os níveis de tensões de von Mises a que a cúpula está sujeita no modelo implantado não-osteointegrado e implantado osteointegrado, respetivamente.

Relativamente ao modelo implantado não-osteointegrado, podemos constatar na Figura 70, que o lado mais solicitado foi o lateral direito da extremidade proximal da cúpula e a sua base interna, com valor máximo da tensão de von Mises superior a 90 MPa. Verifica-se que no restante modelo, as tensões de von Mises registam valores inferiores a 90 MPa.

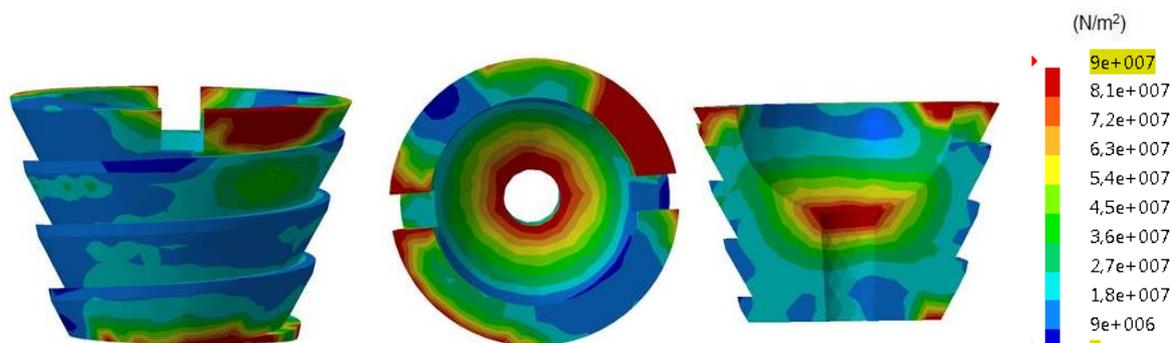


Figura 70: Níveis de tensão de von Mises na cúpula (liga CrCo): modelo implantado não-osteointegrado.

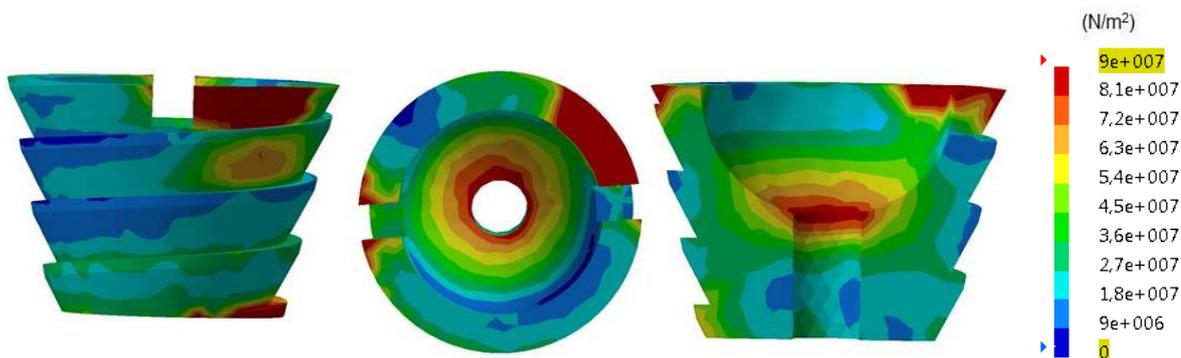


Figura 71: Níveis de tensão de von Mises na cúpula (liga CrCo): modelo implantado osteointegrado.

Analisando o modelo implantado osteointegrado, verifica-se que o lado mais solicitado foi semelhante ao do modelo em não-osteointegrado, com valor máximo da tensão de von Mises igualmente superior a 90 MPa. Verifica-se que no restante modelo, as tensões de von Mises registaram valores inferiores a 90 MPa.

4.4 Discussão

A análise comparativa entre os modelos nativos e os modelos implantados foi realizada tendo em consideração o período temporal após a artroplastia para o caso de carga fisiológica de apreensão de garra. Este facto temporal relaciona-se com a condição mecânica da interface implante - osso.

Para além da análise ao modelo representativo da condição nativa da articulação, consideraram-se mais dois casos: um primeiro referente ao período imediatamente após a cirurgia, referente a uma condição de interface osso-implante não rigidamente ligada e em atrito (modelo implantado não-osteointegrado); e um segundo, onde se considerou outra condição, mas para o período representativo de longo termo após a artroplastia, onde é suposto a interface osso-implante estar rigidamente ligada, representando uma osteointegração completa do implante (modelo implantado osteointegrado).

O estudo das deformações principais no osso metacarpo e trapézio nos modelos numéricos permitiram verificar e quantificar a alteração da transferência e repartição de carga nas estruturas ósseas adjacentes ao implante entre o estado intacto e implantado.

Através da análise aos resultados obtidos para o osso metacarpo e trapézio, conclui-se que, o comportamento, nas duas condições fisiológicas, foi bastante diferente. Os resultados das deformações principais obtidas ao longo da interface com o implante demonstram que a introdução do implante tem uma tendência para aumentar localmente as deformações sobre o osso relativamente à condição nativa, tendo sido este aumento localizado de forma mais relevante na condição do implante não-osteointegrado, representativo de uma condição imediatamente após a cirurgia. Constatou-se também que no modelo representativo da condição intacta obteve deformações principais mais homogêneas que as obtidas no modelo na condição implantado, onde a variação das deformações principais foram mais elevadas.

Esta homogeneidade das deformações na estrutura óssea observada no modelo intacto evidencia bem como a forma óssea nativa está perfeitamente adaptada às cargas fisiológicas a que está solicitada, evidenciando a contínua validade da Lei de Wolff [8].

Relativamente à análise das deformações principais do osso metacarpo, comparando o modelo nativo com o modelo implantado não-osteointegrado, verificou-se um aumento de 73% das deformações principais máximas e cerca de 85% das deformações principais mínimas na zona distal da cavidade de inserção da haste, aquando a solicitação de carga. Para o modelo implantado osteointegrado comparativamente à condição nativa, o aumento das deformações principais máximas, numa zona medial-lateral esquerda da cavidade de colocação da haste, foi cerca de 55%. Relativamente às deformações principais mínimas, registou-se, numa zona distal da cavidade do implante, um aumento de cerca de 18% face ao modelo nativo para valores médios máximos.

O facto das deformações no metacarpo implantado não-osteointegrado terem sido bastante mais elevadas na extremidade distal da cavidade 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 fisiológicas aplicadas à extremidade haste metacárpica. Este mesmo efeito também originou um aumento das deformações na zona lateral do metacarpo, no entanto, estes aumentos foram inferiores aos observados na zona da extremidade distal da haste. Este efeito que se observou no osso metacarpo pode ser comparável com o ocorrido em outras artroplastias que utilizam hastes intramedulares, como por exemplo, no caso da artroplastia da anca ou da revisão da artroplastia do joelho. Este aumento localizado das deformações na zona distal da haste conduzirá por certo a um risco forte de falência óssea desta região, por ação das cargas cíclicas que podem originar uma fratura de fadiga no osso. Este comportamento estrutural do metacarpo evidencia claramente que numa situação pós-cirúrgica a articulação implantada trapézio-metacárpica não pode ser sujeita a níveis de carga tão elevados, sendo necessário o paciente proteger a articulação de cargas elevadas durante o período em que o implante não se encontra osteointegrado. Os resultados indicam que para os níveis de deformação se aproximarem dos fisiológicos na região da extremidade da haste as cargas na articulação deviam ser no mínimo 3 vezes inferiores às aplicadas neste estudo.

Relativamente ao metacarpo implantado osteointegrado, observou-se um ligeiro aumento das deformações principais mínimas na região distal da extremidade da haste metacárpica, relativamente à situação nativa. Contudo, este aumento foi inferior comparativamente ao observado no caso do modelo representativo da situação pós-cirúrgica. Este facto faz com que o risco de falência por fadiga óssea nesta região seja bastante inferior ao risco identificado no modelo implantado não-osteointegrado. No entanto, o que se observa nesta situação clínica de longo termo é que existe uma redução dos níveis de deformação na zona proximal do metacarpo relativamente ao estado intacto. Como descrito anteriormente esta redução do estímulo mecânico no osso proximal adjacente ao implante pode potencializar o risco de reabsorção óssea por este efeito de *stress-shielding*. No entanto, no presente caso a redução dos níveis de deformação é inferior a 40% relativamente ao modelo intacto, pelo que este potencial efeito será um risco menor a considerar no presente caso.

Ao nível do trapézio, para o caso de carga estudado, as deformações mais elevadas ocorreram nos modelos implantados na zona distal e lateral da cavidade da cúpula. O aumento médio das deformações principais máximas do modelo não-osteointegrado relativamente ao modelo nativo foi de aproximadamente 90% e cerca de 70% das deformações principais mínimas. Este aumento, relativamente ao modelo nativo, representa um sério risco de falência por fratura de fadiga do osso nesta região, tal como o previamente descrito para o caso do metacarpo. Este comportamento estrutural do trapézio vem reforçar o já descrito e que numa situação pós-cirúrgica a articulação implantada trapézio-metacárpica não pode ser sujeita a níveis de carga tão elevados, sendo necessário o paciente proteger a articulação de cargas elevadas durante o período em que o implante não se encontra osteointegrado.

Para o modelo implantado osteointegrado do osso trapézio e comparando-o ao modelo nativo, o aumento dos valores das deformações principais máximas foram em média cerca de 90% superiores e as principais mínimas cerca de 70% superiores. As deformações mais elevadas ocorreram nas zonas laterais e distal da cavidade do implante. Ao contrário do metacarpo na situação implantado osteointegrado, a magnitude destes aumentos de deformação na situação de cúpula osteointegrado no trapézio relativamente à situação nativa, representam um sério risco de falência da estrutura óssea de suporte, por ação das cargas

cíclicas que podem conduzir a uma situação de fratura óssea de fadiga no trapézio. Este risco certamente está relacionado por uma lado com as reduzidas dimensões da cúpula, e da sua geometria com a superfície roscada que age como um fator de concentração de deformação no osso, e com o facto de o trapézio ser composto maioritariamente por osso esponjoso, fazendo com que se torne o osso mais frágil aquando da artroplastia. Assim, tendo em conta este comportamento do implante *Elektra* no trapézio na situação clínica em que a cúpula se encontra completamente osteointegrada com o osso adjacente, e por forma a diminuir o risco de falência identificado para o caso de carga analisado neste trabalho, torna-se evidente que um paciente implantado com este implante não poderá desenvolver atividades que originem esforços elevado sobre a articulação artroplástica, ficando assim limitado no nível de esforço que pode desenvolver por forma a nunca colocar em causa a própria artroplastia.

Para além das deformações ósseas induzidas pelo implante, que como descrito anteriormente podem ser decisivas para a longevidade da artroplastia, os micromovimentos desenvolvidos nesta interface, ou seja, o deslocamento relativo entre o implante e o osso durante o período pós cirúrgico, também constituem um fator determinante para o sucesso da artroplastia. Nesse sentido foram analisados em ambas as estruturas ósseas na situação imediata à cirurgia (implante não osteointegrado), os deslocamentos relativos entre o implante e o osso para a condição de carga estudada.

Na literatura [9, 11, 79-83] é mencionado que a falta de estabilidade inicial dos implantes é um importante fator para a promoção do deslocamento asséptico destes. As cargas fisiológicas originam micromovimentos relativos na interface osso-implante na ordem dos 0.05 mm a 0.150 mm e podem inibir o crescimento ósseo e a formação de tecido fibroso em torno do implante.

Num estudo realizado em cães [81] foi observado que micromovimentos de amplitude inferior a 0.028 mm permitem o processo de crescimento do tecido ósseo e respetiva osteointegração. Inversamente, micromovimentos com valores superiores a 0.150 mm de amplitude, na zona da interface, induzem a formação de tecido fibroso.

Estudos de simulações de cargas fisiológicas [84], exercidas sobre próteses femorais, confirmaram que micromovimentos com amplitude de 0.150 mm impediam o crescimento do tecido ósseo, enquanto nos micromovimentos até 0.040 mm, havia evidência de crescimento ósseo.

Na análise à estabilidade da haste metacárpica na condição não-osteointegrado, isto é, situação clínica após a artroplastia, os resultados obtidos evidenciam que os valores médios dos deslocamentos relativos foram cerca de 0.380 mm, o que se verifica que é bastante superior ao limite máximo considerado aceitável, colocando assim em causa o sucesso da artroplastia. A análise dos micromovimentos da cúpula relativamente ao osso trapézio não-osteointegrado, evidenciou deslocamentos relativos médios na ordem dos 0.130 mm, constando-se que apesar de ser pouco significativo, é superior ao limite mínimo considerado aceitável. Tal como o já anteriormente descrito para os níveis de deformação na situação implantada não-osteointegrada (situação pós cirúrgica), o paciente terá de evitar a realização de esforços fisiológicos elevados até que ocorra a osteointegração completa do implante.

De acordo com alguns estudos clínicos [72-75] em que foi utilizado o mesmo tipo de prótese que no presente estudo, foi comprovado que houve recuperação cirúrgica relativamente rápida, um alívio do quadro de dor e edema num reduzido espaço de tempo e uma boa recuperação da força de preensão e dos movimentos da articulação. Contudo verificou-se que houve necessidade de revisão desta artroplastia, num curto período de tempo. Um dos estudos clínicos [72] considerou que dos 100 casos estudados 83 tiveram resultados positivos. O autor também refere alguns dos problemas que ocorreram, sendo que cinco casos foram de fratura no trapézio durante a colocação da cúpula do implante e dois casos de fratura no metacarpo durante a colocação da haste. No período pós-operatório, verificou-se que a principal causa de insucesso da artroplastia foi devida essencialmente à luxação do componente trapezoidal, com possível migração do implante. Igualmente este mesmo estudo refere alguns casos de migração da cúpula no trapézio a medio prazo.

Estes factos evidenciados clinicamente não contradizem os resultados e observações realizadas neste estudo, em particular relacionados com os elevados níveis de deformação induzidos no trapézio na condição implantada osteointegrado para a condição de carga fisiológica analisada, que podem originar fratura óssea de fadiga e conduzir ao afundamento/migração da cúpula no trapézio por falha da capacidade de suporte do osso, como descrito anteriormente. Assim, entende-se o facto de ser o trapézio a principal causa de falência da artroplastia trapézio-metacárpica.

Para além da falha do componente trapezoidal, o autor [72] refere igualmente um afundamento da haste do implante no metacarpo. Este autor mencionou ainda que, nos casos de pacientes com osteoporose, existia maior probabilidade de se registar esta consequência que conduz ao insucesso da artroplastia. Os modelos estudados nesta tese revelaram deformações no metacarpo muito elevadas na zona distal da cavidade de inserção do implante, em particular na condição de implante não-osteointegrado. Os níveis de deformações verificados podem originar dano por fadiga e consequente fratura do osso metacárpico, conduzindo ao afundamento da haste tal como no estudo clínico.

Relativamente, às tensões geradas no implante, foram analisadas as tensões de von Mises na haste e na cúpula do implante que evidenciam valores médios de tensão entre os 100 MPa. Estes valores são inferiores ao limite a partir do qual pode existir risco de fratura do implante por efeito das cargas cíclicas (fadiga), que é cerca de 400MPa para a liga de titânio e 496MPa para a liga de cromo-cobalto [9].

Capítulo 5

Conclusões finais e trabalhos futuros

5 Conclusões e trabalhos futuros

5.1 Conclusões

A articulação da base do polegar é a articulação de maior importância na mão e sendo a mais requisitada está sujeita a uma forte instabilidade, levando à ocorrência de diversas patologias. Atualmente, vários modelos de próteses têm sido utilizados e muitos destes modelos têm sido clinicamente estudados, mas a heterogeneidade dos resultados obtidos fazem com que as conclusões não sejam claras e muitas das vezes promovam discórdia. Estudos revelam que as razões para o insucesso destas próteses se relacionam com o descolamento asséptico, denominado de *loosening*, com conseqüente deslocamento do implante, criando sintomas de dor e edema no paciente. Estes estudos revelam também que a taxa de revisão da artroplastia é, na generalidade, muito elevada num curto período de tempo após a cirurgia. Devido aos resultados dos estudos clínicos e ao reduzido número de estudos biomecânicos sobre a articulação trapézio-metacárpica implantada, torna-se pertinente uma avaliação do comportamento estrutural da articulação no seu estado nativo e implantado. É neste contexto que surge este trabalho.

A análise numérica do comportamento biomecânico da articulação trapézio-metacárpica na condição de carga fisiológica preensão de garra permitiu constatar uma forte alteração do comportamento mecânico das estruturas ósseas adjacentes ao implante entre a condição intacta e implantada. Os níveis de alteração deste comportamento mecânico, relativamente à situação intacta, foram mais relevantes na condição pós-cirúrgica em que o implante ainda não se encontra osteointegrado, do que na situação de longo termo onde é suposto o implante se encontrar já totalmente osteointegrado na estrutura óssea adjacente.

As alterações do comportamento mecânico do osso adjacente ao implante na situação pós cirúrgica, ou seja com o implante ainda não osteointegrado, foram no sentido de provocar um aumento significativo dos níveis de deformação no osso adjacente ao implante relativamente à situação intacta, estando assim presente o risco de fratura óssea por efeito das cargas cíclicas no metacarpo e no trapézio, colocando assim em risco a capacidade de suporte e estabilidade do próprio implante. Igualmente nesta condição de carga e condição de implante não osteointegrado os níveis de estabilidade do implante são reduzidos, sendo os micromovimentos na interface osso-implante bem superiores aos limites necessários para possibilitar uma osteointegração do implante. Assim, estes resultados permitem indicar que numa situação pós-cirúrgica será de todo conveniente e aconselhável que a articulação seja protegida de níveis de cargas fisiológicas ou de qualquer tipo de sobrecarga, sendo que neste período o paciente pouco ou nenhum esforço deverá fazer com o polegar, sendo esta uma situação controlável pelo paciente com eventual ajuda de sistemas auxiliares de proteção à articulação.

Na condição clínica de longo termo, em que é suposto o implante encontre-se já osteointegrado, o comportamento mecânico relativamente à situação intacta foi bem distinto entre o metacarpo e o trapézio. Pois nesta condição o metacarpo apresenta algum risco de reabsorção óssea na zona proximal por ação da redução dos níveis de deformação nesta região ou seja por efeito de *stress-shielding* da haste. No entanto, este efeito a ocorrer será somente a muito longo termo, já que a redução observada é ligeira. Para o trapézio, na condição de a cúpula se encontrar completamente osteointegrada, os níveis de deformação induzidos no osso adjacente leva a um possível risco de fratura por fadiga do trapézio por ação das cargas cíclicas que podem conduzir à falha de suporte da cúpula com a conseqüente migração e luxação do implante, como referido em alguns estudos clínicos. Assim, mesmo para condição de longo termo em que é suposto um perfeita ancoragem da cúpula ao trapézio, deve ser evitada pelo paciente a realização de atividades fisiológicas que envolvam grandes esforços sobre o polegar como é o caso da preensão de garra utilizada no presente estudo.

Tendo em consideração o presente estudo, a artroplastia da base do polegar com o implante *Elektra* implica que o paciente limite os níveis de esforços fisiológicos sobre o dedo polegar por forma a não colocar em causa a longevidade desta.

5.2 Trabalhos futuros

Neste âmbito, e tendo em consideração os aspetos contraindicados mencionados, um dos trabalhos a desenvolver poderia passar por propor um novo modelo de prótese com evoluções ao nível do design e materiais, na zona distal da haste metacárpica, assim como modificações na geometria do componente trapezoidal. A alteração dos materiais do implante, de forma a minimizar ou mesmo eliminar o efeito de *stress-shielding*, e assim aumentar a taxa de sucesso da artroplastia trapézio-metacárpica.

De modo a complementar este trabalho, dever-se-iam realizar ensaios mecânicos do implante, quer em posições diferentes quer com cargas fisiológicas diferentes, de modo a complementar e a validar os resultados obtidos neste trabalho. Em complemento, seria também vantajoso a realização de ensaios experimentais com a utilização de ossos cadavéricos metacárpicos e trapézios, para analisar possíveis diferenças.

Capítulo 6

Referências

6 Referências

- [1] R. Seeley, T. Stephens, and P. Tate, *Essentials of Anatomy & Physiology*, McGraw-Hill Education, 2006.
- [2] E. Santos, *Dinamômetro biomédico para avaliação funcional das mãos*, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual Paulista, 2009.
- [3] A. Terrono and L. Millender, *Surgical treatment of the boutonniere rheumatoid thumb deformity*, *Hand Clinics*, vol. 5, pp. 239-248, 1989.
- [4] C. Swigart, *Arthritis of the base of the thumb*, *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, vol. 1, pp. 142-146, 2008.
- [5] R. P. Artroplastias, 2º Relatório Anual 2010-2011. <http://www.rpa.spot.pt/>
- [6] W. M. Albertoni, *Prótese total de la caffinière no tratamento da rizartrose do polegar*, Escola Paulista de Medicina, 1991.
- [7] A. B. Swanson, *Disabling arthritis at the base of the thumb: treatment by resection of the trapezium and flexible (silicone) implant arthroplasty*, *The Journal of bone and joint surgery*, vol. 54, pp. 456-471, 1972.
- [8] J. Wolff, P. Maquet, and R. Furlong, *The Law of Bone Remodelling*, Springer-Verlag, 1986.
- [9] A. Completo and F. Fonseca, *Fundamentos da Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*, Publindústria, 2011.
- [10] J. Nagels, M. Stokdijk, and P. M. Rozing, *Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty*, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 12, pp. 35-39, 2003.
- [11] A. S. Afonso, *Interacção entre biomateriais e tecido ósseo*, Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, 1998.
- [12] K. L. Moore and A. F. Dalley, *Anatomia Orientada Para a Clínica 5 ed.*, Guanabara Koogan, 2006.
- [13] A. I. Kapandji and M. T. Lacombe, *Fisiologia articular Membro Superior 5 ed.*, vol. 1, Editorial Médica Panamericana, 1998.
- [14] F. H. Netter, *Netter - Atlas de Anatomia Humana*, Elsevier, 2008.
- [15] L. S. Lippert, *Clinical Kinesiology and Anatomy*, F.A. Davis, 2006.
- [16] L. S. Lippert, *Cinesiologia clínica para fisioterapeutas*, Guanabara, 2003.
- [17] J. FitzGordon, *The Wrist And Carpal Tunnel*. <http://blog.corewalking.com/wrist-carpal-tunnel/>
- [18] S. Standring, *Gray's Anatomy: The Anatomical Basics of Clinical Practice 40th Edition*, Elsevier Health Sciences, 2008.
- [19] A. E. Van Heest and P. Kallemeier, *Thumb Carpal Metacarpal Arthritis*, *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 16, pp. 140-151, 2008.
- [20] L. Y. Chang and N. S. Pollard, *Method for Determining Kinematic Parameters of the Thumb Carpometacarpal Joint*, *Biomedical Engineering, IEEE*, vol. 55, pp. 1897-1906, 2008.

- [21] P. C. Bettinger, R. L. Linscheid, R. A. Berger, W. P. Cooney Iii, and K.-N. An, An Anatomic Study of the Stabilizing Ligaments of the Trapezium and Trapeziometacarpal Joint, *The Journal of Hand Surgery*, vol. 24, pp. 786-798, 1999.
- [22] S. Mohanty, Differential diagnosis of Anatomic (Radial) snuffbox pain. <http://physioindia.blogspot.pt/2012/05/differential-diagnosis-of-anatomic.html>
- [23] B. A. Winkelstein, *Orthopaedic Biomechanics*, CRC Press, 2012.
- [24] R. Padula, V. Souza, and C. H. Gil, Tipos de preensão e movimentos do punho durante atividade de manuseio de carga, *Revista Brasileira de Fisioterapia*, vol. 10, pp. 29-34, 2006.
- [25] D. Magee, *Orthopaedic physical assessment 4 ed.*, Elsevier Health Sciences, 2000.
- [26] T. Jurimae, T. Hurbo, and J. Jurimae, Relationship of handgrip strength with anthropometric and body composition variables in prepubertal children, *Homo - Journal of Comparative Human Biology*, vol. 60, pp. 225-238, 2009.
- [27] A. E. Wind, T. Takken, P. J. Helders, and R. 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, 2010.
- [28] P. Moura, *Estudo da força de preensão palmar em diferentes faixas etárias do desenvolvimento humano*, Universidade de Brasília, 2008.
- [29] W. D. McArdle, F. I. Katch, and V. L. Katch, *Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano 7 ed.*, Guanabara Koogan, 2008.
- [30] A. B. Swanson, I. B. Matev, and G. De Groot, The strength of the hand, *Bulletin of Prosthetics Research*, vol. 10, pp. 145-153, 1970.
- [31] E. A. Zancolli, The trapeziometacarpal joint. Tenotomy of the accessory tendons in early osteoarthritis, *Hand Clinics*, vol. 17, pp. 13-43, 2001.
- [32] W. P. Cooney and E. Y. Chao, Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 59, pp. 27-36, 1977.
- [33] J. J. Comtet and C. Rumelhart, Prothèses totales trapézométacarpiennes : concepts et essai de classification, *Chirurgie de la Main*, vol. 20, pp. 48-54, 2001.
- [34] E. A. Zancolli, C. Ziadenberg, and E. Zancolli, Jr., Biomechanics of the trapeziometacarpal joint, *Clinical orthopaedics and related research*, pp. 14-26, 1987.
- [35] Medipédia, Fractura óssea. <http://www.medipedia.pt/home/home.php?module=artigoEnc&id=419>
- [36] M. S. Taljanovic, M. D. Jones, J. T. Ruth, J. B. Benjamin, J. E. Sheppard, and T. B. Hunter, Fracture fixation, *Radiographics*, vol. 23, pp. 1569-1590, 2003.
- [37] A. D. Soyer, Fractures of the base of the first metacarpal: current treatment options, *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 7, pp. 403-412, 1999.
- [38] A. F. Antunovic, M. G. Alvarez, P. A. S. Bruzzo, and G. E. Salmoral, Fratura de Bennett, *Revista de Posgrado de la Via Cátedra de Medicina*, vol. 176, 2007.
- [39] S. Niempoog and T. Waitayawinyu, Comminuted Rolando's fractures: treatment with modified wrist external fixator and transmetacarpal pinning, *Journal of the Medical Association of Thailand*, vol. 90, pp. 182-187, 2007.

- [40] O. Langhoff, K. Andersen, and K. Kjær-Petersen, Rolando's fracture, *The Journal of Hand Surgery: British & European Volume*, vol. 16, pp. 454-459, 1991.
- [41] N. Bousselmame, H. Kasmaoui, F. Galuia, K. Lazrak, H. Taobane, and I. Moulay, Les fractures du trapèze, *Acta Orthopaedica Belgica*, vol. 66, pp. 154-162, 2000.
- [42] C. K. Yamaguchi, M. C. Guimarães, F. S. E. Gomes, and A. Yui, Estudo por Imagem da Articulação Carpometacarpal do Polegar, *Revista Brasileira de Reumatologia*, vol. 48, pp. 297-300, 2008.
- [43] A. G. Pardini Jr and E. A. Villela, Osteoartrite carpometacárpica do polegar: estudo comparativo entre artroplastia de interposição tendinosa, artrodese e ligamentoplastia, *Revista Brasileira de Ortopedia*, vol. 30, pp. 219-226, 1995.
- [44] American Society for Sugery of the Hand, Arthritis of the Base of the Thumb, 2009. <http://www.assh.org/Public/HandConditions/Documents/ThumbArthritis.pdf>
- [45] D. M. Coimbra, O Tratamento da Rizartrrose : Estado da Arte, Instituto de Ciências Abel Salazar, Universidade do Porto, 2010.
- [46] K. Matullo, A. Ilyas, and J. Thoder, CMC Arthroplasty of the Thumb: A Review, *HAND*, vol. 2, pp. 232-239, 2007.
- [47] M. Khan, M. Waseem, A. Raza, and D. Derham, Quantitative Assessment of Improvement with Single Corticosteroid Injection in Thumb CMC Joint Osteoarthritis?, *The open orthopaedics journal*, vol. 3, p. 48, 2009.
- [48] 4Photos, Xray of Hands. http://4photos.net/en/image:160-93982-Xray_of_Hands_images
- [49] X. I. h. page, Roberts thumb Xray view. <http://www.eatonhand.com/ray/ray012.html>
- [50] C. S. Day, R. Gelberman, A. A. Patel, M. T. Vogt, K. Ditsios, and M. I. Boyer, Basal joint osteoarthritis of the thumb: a prospective trial of steroid injection and splinting, *The Journal of Hand Surgery*, vol. 29, pp. 247-251, 2004.
- [51] M. Y. Egan and L. Brousseau, Splinting for Osteoarthritis of the Carpometacarpal Joint: A Review of the Evidence, *The American Journal of Occupational Therapy*, vol. 61, pp. 70-78, 2007.
- [52] M. Berggren, A. Joost-Davidsson, J. Lindstrand, G. Nylander, and B. Povlsen, Reduction in the need for operation after conservative treatment of osteoarthritis of the first carpometacarpal joint: a seven year prospective study, *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery and hand surgery*, vol. 35, pp. 415-417, 2001.
- [53] G. K. Meenagh, J. Patton, C. Kynes, and G. D. Wright, A randomised controlled trial of intra-articular corticosteroid injection of the carpometacarpal joint of the thumb in osteoarthritis, *Annals of the rheumatic diseases*, vol. 63, pp. 1260-1263, 2004.
- [54] B. J. Yuan, S. L. Moran, S. C. Tay, and R. A. Berger, Trapeziectomy and Carpal Collapse, *The Journal of Hand Surgery*, vol. 34, pp. 219-227, 2009.
- [55] H. G. van Cappelle, R. Deutman, and J. R. van Horn, Use of the Swanson silicone trapezium implant for treatment of primary osteoarthritis : long-term results, *The Journal of bone and joint surgery*, vol. 83-A, pp. 999-1004, 2001.
- [56] S. B. Innovations, Elektra: Trapezio-metacarpal prosthesis, 2009.

- [57] M. A. Vitale, F. Taylor, M. Ross, and S. L. Moran, Trapezium Prosthetic Arthroplasty (Silicone, Artelon, Metal, and Pyrocarbon, *Hand Clinics*, vol. 29, pp. 37-55, 2013.
- [58] A. Ramos, Estudo numérico e experimental de uma nova componente femoral da prótese de anca cimentada, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, 2006.
- [59] R. Nicholas and J. Calderwood, De la Caffiniere arthroplasty for basal thumb joint osteoarthritis, *Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 74-B, pp. 309-312, 1992.
- [60] S. Amillo, A. Samper, and J. Illescas, Resultados a largo plazo de la artroplastia total de la articulación trapeziometacarpiana mediante la prótesis cementada de la Caffinière, *Revista de medicina de la Universidad de Navarra* vol. 46, pp. 17-20, 2002.
- [61] L. R. Muñoz and S. A. Garayoa, Artroplastia de la Caffinière en pacientes afectos de artrosis trapecio-metacarpiana. Seguimiento a 15 años, *Revista Española de Cirugía Osteoarticular*, vol. 47, 2009.
- [62] S. W. Wachtl, P. R. Guggenheim, and G. R. Sennwald, Cemented and non-cemented replacements of the trapeziometacarpal joint, *Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 80-B, pp. 121-125, 1998.
- [63] E. Masméjean, J. Y. Alnot, C. Chantelot, and R. Beccari, La prothèse trapèzométacarpienne anatomique Guepar, *Chirurgie de la Main*, vol. 22, pp. 30-36, 2003.
- [64] A. Badia and S. N. Sambandam, Total joint arthroplasty in the treatment of advanced stages of thumb carpometacarpal joint osteoarthritis, *The Journal of Hand Surgery*, vol. 31, pp. 1605, 2006.
- [65] S. Lemoine, G. Wavreille, J. Y. Alnot, C. Fontaine, C. Chantelot, and G. groupe, Second generation GUEPAR total arthroplasty of the thumb basal joint: 50 months follow-up in 84 cases, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, vol. 95, pp. 63-69, 2009.
- [66] CROSMED, *Swanson*. <http://crosmmed.com/extremidades-mano-pie/70-swanson-trapecio.html>
- [67] S. V. Eecken, W. Vanhove, and N. Hollevoet, Trapeziometacarpal joint replacement with the Arpe prosthesis, *Acta orthopaedica Belgica*, vol. 78, pp. 724-729, 2012.
- [68] P. Jacoulet, Résultats de la prothèse trapèzométacarpienne ARPE : à propos de 37 implantations, *Chirurgie de la Main*, vol. 24, pp. 24-28, 2005.
- [69] J. L. Dunaud, M. Moughabghab, S. Benaïssa, E. Vimont, and A. Degandt, Prothèse trapèzométacarpienne Rubis 2 : concept, technique opératoire, *Chirurgie de la Main*, vol. 20, pp. 85-88, 2001.
- [70] C. Maes, J. L. Dunaud, M. Moughabghab, S. Benaïssa, L. Henry, and F. Guériat, Résultats à plus de cinq ans du traitement de la rhizarthrose par la prothèse Rubis II. À propos de 118 implantations, *Chirurgie de la Main*, vol. 29, pp. 360-365, 2010.
- [71] F. Moutet, C. Lebrun, P. Massart, and C. Sartorius, La prothèse Roseland, *Chirurgie de la Main*, vol. 20, pp. 79-84, 2001.
- [72] P. J. Regnard, Electra trapezio metacarpal prosthesis: results of the first 100 cases, *The Journal of Hand Surgery*, vol. 31, pp. 621-628, 2006.

- [73] T. B. Hansen and L. Snerum, Elektra trapeziometacarpal prosthesis for treatment of osteoarthritis of the basal joint of the thumb, *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery and hand surgery*, vol. 42, pp. 316-319, 2008.
- [74] P. Hernandez-Cortes, M. Pajares-Lopez, M. J. Robles-Molina, R. Gomez-Sanchez, M. A. Toledo-Romero, and J. De Torres-Urrea, Two-year outcomes of Elektra prosthesis for trapeziometacarpal osteoarthritis: a longitudinal cohort study, *The Journal of Hand Surgery*, vol. 37, pp. 130-137, 2012.
- [75] A. Klahn, M. Nygaard, R. Gvozdenovic, and M. E. Boeckstyns, Elektra prosthesis for trapeziometacarpal osteoarthritis: a follow-up of 39 consecutive cases, *The Journal of Hand Surgery*, vol. 37, pp. 605-609, 2012.
- [76] J. van Rijn and T. Gosens, A Cemented Surface Replacement Prosthesis in the Basal Thumb Joint, *The Journal of Hand Surgery*, vol. 35, pp. 572-579, 2010.
- [77] Sawbones, Composite Bones. <http://www.sawbones.com/>
- [78] A. Matos, Estudo numérico da artroplastia da articulação trapeziometacárpica, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, 2012.
- [79] W. J. Maloney, M. Jasty, D. W. Burke, D. O. O'Connor, E. B. Zalenski, C. Bragdon, and W. H. Harris, Biomechanical and histologic investigation of cemented total hip arthroplasties. A study of autopsy-retrieved femurs after in vivo cycling, *Clinical orthopaedics and related research*, pp. 129-140, 1989.
- [80] T. W. Phillips, S. S. Messieh, and P. D. McDonald, Femoral stem fixation in hip replacement. A biomechanical comparison of cementless and cemented prostheses, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 72, pp. 431-434, 1990.
- [81] R. M. Pilliar, J. M. Lee, and C. Maniopoulos, Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants, *Clinical orthopaedics and related research*, pp. 108-113, 1986.
- [82] K. Soballe, Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant fixation, Mechanical and histological studies in dogs, *Acta orthopaedica Scandinavica*, vol. 255, pp. 1-58, 1993.
- [83] H. Sugiyama, L. A. Whiteside, and A. D. Kaiser, Examination of rotational fixation of the femoral component in total hip arthroplasty. A mechanical study of micromovement and acoustic emission, *Clinical orthopaedics and related research*, pp. 122-128, 1989.
- [84] C. A. Engh, D. O'Connor, M. Jasty, T. F. McGovern, J. D. Bobyn, and W. H. Harris, Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses, *Clinical orthopaedics and related research*, pp. 13-29, 1992.