



Universidade de Aveiro
2021

Daniela Alves Jesus
Ferreira

Análise biomecânica da artroplastia radiocarpal
com implante não cimentado



**Daniela Alves Jesus
Ferreira**

**Análise biomecânica da artroplastia radiocarpal
com implante não cimentado**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob orientação científica de Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor Associado c/ Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

The authors acknowledge the financial support through project POCI-01-0145-FEDER-028424-PTDC/EME-SIS/28424/2017, which was funded by the Operational Program for Competitiveness and Internationalization (COMPETE 2020) in its component FEDER and by Science and Technology Foundation (FCT) through the OE budget.

The authors also thank to FCT for the PhD grant SFRH/BD/133129/2017.

O júri / The jury

Presidente / President

Professor Doutor João Paulo Davim Tavares da Silva
Professor Catedrático da Universidade de Aveiro

Vogais / Committee

Professor Doutor António Manuel Godinho Completo
Professor Associado c/ Agregação da Universidade de Aveiro

Doutor Jorge Américo de Oliveira Pinto Belinha
Professor Adjunto da Isep - Instituto Superior de Engenharia do Porto

Agradecimentos / Acknowledgements

Quem me conhece sabe o quanto ansiava poder escrever estes agradecimentos.

Em primeiro lugar à minha família por todo o apoio, amor e carinho e não terem desistido de mim, mesmo quando eu já tinha desistido de mim própria. Pais, avós madrinha - este trabalho não seria possível sem vocês.

Gostaria também de agradecer ao meu orientador por toda a paciência, conhecimento e prontidão para me ajudar em todas as minhas dúvidas e momentos de maior incerteza.

Tenho também de agradecer às pessoas que marcaram o meu percurso académico, em especial aquelas que se tornaram família. Joana e Sérgio muito obrigado. Viajar de comboio nunca mais será o mesmo.

Por último tenho de agradecer às pessoas que surgiram quando tudo parecia perdido, quando a minha vida me fugia, mas que a mudaram radicalmente e me fizeram parte do que sou hoje.

Dona Conceição, sabe aquilo que representa para mim. Obrigada pelos conselhos, amor carinho, apoio e colinho que me deu. Sem si este trabalho não estaria feito.

À Isabel, a minha Belinha, a minha pessoa. Agradeço, por tudo. Um agradecimento final a Deus por, apesar das dificuldades e experiências de vida, me ter providenciado a esperança e força para continuar.

Palavras-chave

Biomecânica; Articulação Radiocarpal; Artoplastia; Método dos Elementos Finitos; Implante Remotion; Avaliação experimental de tensões

Resumo

A artoplastia do pulso ainda continua a ser uma alternativa secundária à artodese em casos avançados de artrite e outras patologias, muito pelas complicações que lhes estão associadas. Actualmente, esforços tem sido feitos para reduzir os problemas de estabilização e *loosening*. Neste trabalho o principal objectivo é analisar as diferenças nas estruturas ósseas da articulação radiocarpal, no estado intacto e implantado usando um implante não cimentado REMOTION.

Numa primeira fase, foram analisadas a anatomia e biomecânica da articulação, tal como as patologias e tratamentos, para assim se compreender o funcionamento da articulação.

Seguidamente, foram desenvolvidos modelos numéricos de elementos finitos representativos da articulação (mais concretamente o rádio) no estado intacto e implantado, de onde derivaram três modelos: intacto, implantado não osteointegrado - representativo da situação pós-operatória - e implantado osteointegrado, representativo da condição a longo termo, aos quais foram simulados três condições de carga e contacto.

As condições de carga são representativas de três actividades fisiológicas do pulso: Neutra, Abdução e Adução, segundo um ângulo de 0° , 15° e 45° , medidas segundo o eixo maior do rádio. Em cada um destes, foram avaliadas as deformações principais máximas e mínimas no osso cortical e esponjoso, as tensões de von Mises no implante e os micromovimentos na interface entre o implante e o osso.

Simultaneamente foi efectuado um estudo experimental da articulação, em osso de material sintético, onde foram colocados extensómetros na superfície do cortéx do rádio, para avaliar as extensões no osso cortical, em três movimentos tipo da articulação. Posteriormente, os dados obtidos foram comparados entre o estado nativo e implantado, servindo também para validação e comparação nos modelos numéricos desenvolvidos. Os resultados mostram uma alteração do campo de deformação entre o estado intacto e implantado, evidenciando-se regiões onde o estado de deformação no modelo implantado aumenta significativamente comparado com o modelo intacto, potenciando o risco de falência por efeito de fadiga. No entanto, também revela regiões onde a deformação diminui significativamente comparado com o modelo intacto, podendo levar ao efeito de stress-shielding e a um risco acrescido para a reabsorção óssea.

Keywords

Biomechanics, Radiocarpal Joint, Arthroplasty, Finite Elements

Abstract

Wrist arthroplasty is still a secondary alternative to arthrodesis in advanced cases of arthritis and other pathologies, largely because of the complications associated with it. Currently, efforts are being made to reduce stabilization and *loosening* problems. In this work the main objective is to analyze the differences in the bony structures of the radiocarpal joint, in the intact and implanted state using a cementless REMOTION implant.

In the first phase, the anatomy and biomechanics of the joint were analyzed, as well as the pathologies and treatments, in order to understand the functioning of the joint.

Next, finite elements' numerical models representative of the joint (more specifically the radius) in the intact and implanted state were developed, from which resulted three different models: intact, implanted not osseointegrated - representative of the postoperative situation - and osseointegrated, representative of the condition in the long term., in which were simulated three different load and contact conditions.

The loading conditions are representative of three physiological activities of the Wrist: Neutral, Abduction and Adduction, according to an angle of 0° , 15° and 45° , measured along the long axis of the radius. In each of these, were evaluated the maximum and minimum main strains in the cortical and cancellous bone, the von Mises stresses in the implant and the micromovements in the interface between the implant and the bone.

Simultaneously, an experimental study of the joint was carried out, in bone made of synthetic material, where strain gauges were placed on the surface of the radial cortex, to assess the extensions in the cortical bone for the same three joint-type movements simulated in the numerical models. Subsequently, the obtained data were compared between the intact and implanted state, also serving for validation and comparison of the numerical models previously generated. The results show changes in the strain field between the intact and implanted state, showing regions where the strains in the implanted model significantly increases compared to the intact model, strengthening the risk of failure due to fatigue effect. On the other hand, it was visible regions where the strains were significantly decreased compared to the intact model, which can lead to the stress-shielding effect and an increased risk for bone resorption.

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Objectivos	1
1.2	Motivação	2
1.3	Organização	2
2	Anatomia e Biomecânica da articulação Radiocarpal	5
2.1	Anatomia da articulação	5
2.1.1	Sistema Ósseo	6
2.1.2	Sistema Ligamentar	8
2.1.3	Sistema Muscular	9
2.1.4	Outras estruturas	12
2.1.5	Amplitudes	14
2.1.6	Amplitude Funcional	17
2.1.7	Forças na Articulação	19
2.1.8	Revisão dos estudos de biomecânica na articulação	21
3	Patologias e Tratamentos da articulação	29
3.1	Patologias	29
3.2	Tratamentos	32
3.3	Artoplastia Radiocarpal	33
3.3.1	Evolução histórica da artoplastia	33
3.3.2	Implantes Comerciais	39
3.3.3	Técnica Cirúrgica usando Implante Remotion	44
4	Modelos numéricos da articulação na condição intacta e implantada	49
4.1	Introdução	49
4.2	Materiais e Métodos	49
4.2.1	Modelos Geométricos	49
4.2.2	Modelos Numéricos	52
4.2.3	Condições de Fronteira e Contacto	53
4.2.4	Propriedades mecânicas dos materiais	55
4.3	Resultados	55
4.3.1	Deformações no Osso Esponjoso	55
4.3.2	Deformações no Osso Cortical	61
4.4	Tensão de Von Mises no Implante	67
4.5	Micromovimentos na interface Osso Esponjoso - Implante	69
4.6	Discussão	72

5	Métodos experimentais na articulação na condição intacta e implantada	75
5.1	Introdução	75
5.2	Materiais e Métodos	75
5.2.1	Modelos Experimentais	75
5.3	Resultados	79
5.3.1	Comparação entre experimental nativo e implantado	79
5.3.2	Comparação entre resultados experimentais usando diferentes implantes e condição nativa	82
5.3.3	Comparação entre resultados experimentais e numéricos para condição nativa e implantado	85
5.4	Discussão	89
6	Conclusões Finais e Trabalhos Futuros	93
6.1	Conclusões Finais	93
6.2	Trabalhos Futuros	94

Lista de Tabelas

2.1	Arco de movimento (em graus °) para actividades de cuidado pessoal e higiene	18
2.2	Arcos de movimento (em graus °) para actividades de preparação alimentar	18
2.3	Arco de movimento (em graus °) em actividades diversas	18
2.4	Valores (em graus °) considerados como amplitude funcional	18
2.5	Valores médios da tensão desenvolvida em cada músculo	21
4.1	Número de Nós e Elementos de cada parte do modelo numérico - Modelo intacto	53
4.2	Tabela-resumo dos contactos entre os componentes	54
4.3	Propriedades mecânicas dos materiais	55
5.1	Amplitude das cargas aplicadas no ensaio	77
5.2	Extensões principais máximas e mínimas na condição Intacto ($\mu strain$)	79
5.3	Extensões principais máximas e mínimas na condição implantado ($\mu strain$)	80
5.4	Diferenças Nominais entre a condição nativa e implantado ($\mu strain$)	82
5.5	Extensões principais na condição intacta e implantada - Caso 1(Neutra)	84
5.6	Extensões principais na condição intacta e implantada - Caso 2(Adução)	84
5.7	Extensões principais na condição intacta e implantada - Caso 3 (Adução)	85
5.8	Extensões e deformações principais no modelo experimental e numérico intacto e diferenças para o caso de carga Neutro	86
5.9	Extensões e deformações principais no modelo experimental e numérico implantado e diferenças para o caso de carga Neutro $\mu strain$	86
5.10	Extensões principais máximas e mínimas experimentais e numéricos para o caso de carga 2 nativo $\mu strain$	87
5.11	Extensões principais máximas e mínimas experimentais e numéricos para o caso de carga 2 implantado $\mu strain$	87
5.12	Extensões principais máximas e mínimas experimentais e numéricos para o caso de carga 3 nativo $\mu strain$	88
5.13	Extensões principais máximas e mínimas experimentais e numéricos para o caso de carga 3 implantado $\mu strain$	88

Lista de Figuras

2.1	As diferentes partes que constituem o pulso (<i>adaptado de</i> ⁵⁴)	6
2.2	Oito ossos carpais nas duas fileiras (<i>adaptado de</i> ³⁵)	7
2.3	Principais Ligamentos do Pulso, na Vista Anterior (esq.) e Posterior (dir.). (<i>adaptado de</i> ²⁹)	9
2.4	Músculos do Compartimento Anterior Flexor Radial do Carpo, Flexor Ulnar do Carpo, Palmar Longo e Pronador Quadrado (<i>adaptado de</i> ³¹)	11
2.5	Músculos do Compartimento Posterior Extensor Ulnar do Carpo, Extensor Radial Longo do Carpo, Extensor Radial Curto do Carpo (<i>adaptado de</i> ³¹)	11
2.6	Representação das Estruturas Complexo Triangular de Fibrocartilagem (<i>adaptado de</i> ¹⁰⁵)	13
2.7	Representação do Túnel do Carpo (<i>adaptado de</i> ⁵⁴)	13
2.8	Movimento de Flexão-Extensão do Pulso ⁴⁹	14
2.9	Posicionamento do escafoide, semilunar e capitato nas diferentes fases do movimento a) extensão , b) neutro e c) flexão (<i>adaptado de</i> ⁹⁶)	15
2.10	Movimento de Abdução-Adução do Pulso ⁴⁹	15
2.11	Esquematização da cinemática do movimento. (<i>Adaptado de</i> ¹²⁴)	16
2.12	Não-linearidade entre Carga e Área de contacto, normalizada e em percentagem (<i>Adaptado de</i> ¹⁶³)	19
2.13	Representação do diagrama de equilíbrio. <i>Adaptado de</i> ⁹⁸	20
2.14	Modelo de elementos finitos e seus componentes. (<i>Adaptado de</i> ⁷⁵)	23
2.15	Gráficos da tensão de Von Mises no modelo completo implantado (<i>esq.</i>) e nos componentes carpal e radial (<i>dir.</i>) (<i>Adaptado de</i> ⁷⁵)	23
2.16	Deformações principais mínimas no osso esponjoso. Condição pós artroplastia (<i>adaptado de</i> ⁴³)	25
2.17	Deformações principais mínimas no osso esponjoso. Condição Intacto (<i>adaptado de</i> ⁴³)	25
2.18	Distribuição da força de contacto na superfície distal articular do rádio, na condição saudável. (<i>adaptado de</i> ⁷⁷)	26
2.19	Distribuição das tensões na superfície articular do carpo, na condição saudável e em cada tipo de abordagem na artrodese. Adaptado de ⁷⁷	27
3.1	Imagens Raio-X de uma articulação normal (<i>esq.</i>) e com Artrite (Osteoartrite). Aqui é possível verificar o desgaste da cartilagem e a diminuição do espaço entre os ossos. ⁵⁶	30
3.2	Esquematização das diferenças entre uma articulação normal e com Osteoartrose.	31

3.3	a) Pulso normal b) Pulso com a Doença Kinbock com o encurtamento da ulna comparado com o rádio. (<i>adaptado de</i> ²⁰)	32
3.4	Evolução do modelo Swanson ¹⁴³ e modelo final. ¹³⁹	34
3.5	As diversas modificações até ao modelo final ¹¹⁷ (esq. cima) ; Meuli II com bola de polyester ²³ (esq. baixo) Meuli III em titânio ¹¹⁶ e Imagem Raio-X de paciente com Meuli III ¹³⁹	35
3.6	Modelo Voltz ^{104,139}	36
3.7	Modelo Thrisperical ¹³⁹	37
3.8	Modelo Biaxial ^{103,142}	38
3.9	Os diferentes componentes que integram o implante Universal ¹¹⁵	38
3.10	Implante Universal 2 (IntegralLifeSciences)	40
3.11	Implante Maestro	41
3.12	As diversas opções para o prato carpal	41
3.13	Implante Remotion	42
3.14	Exposição do retináculo dos extensores (<i>esq.</i>) e do carpo (<i>dir.</i>)	45
3.15	Fase Inicial de preparação do carpo com a recessão óssea	45
3.16	Preparação da região distal do rádio	46
3.17	Colocação da componente-teste radial	46
3.18	Colocação dos componentes-teste: prato carpal e parafusos de fixação	46
3.19	Colocação dos componentes finais: radial, prato carpal, parafusos de fixação e bola de polietileno	47
3.20	Fase Final do Procedimento	47
3.21	Sistema Modular Precise Guidance Technology	48
4.1	Modelos Geométrico na condição Nativa em perspectiva (<i>esq.</i>) e segundo o Plano Sagital (<i>dir.</i>)	50
4.2	Modelo físico do Implante Remotion (Stryker)	51
4.3	Resultado da modelação geométrica do Implante Remotion	51
4.4	Modelo Geométrico na condição implantada em perspectiva, (<i>esq.</i>), segundo o Plano Frontal (<i>centr.</i>) e Sagital (<i>dir.</i>)	52
4.5	Malhas dos diferentes modelos do rádio analisados: a) Modelo Intacto e Modelo Implantado	53
4.6	Representação esquemática das condições de carga e fronteira usadas na simulação: Abdução (<i>esq.</i>), Neutra (<i>centro</i>) e Adução (<i>dir.</i>)	54
4.7	Deformações máximas no osso esponjoso para a condição de carga neutro, nos três modelos	56
4.8	Deformações mínimas no osso esponjoso para a condição de carga neutro, nos três modelos	57
4.9	Deformações máximas no osso esponjoso para a condição de carga abdução, nos três modelos	57
4.10	Deformações mínimas no osso esponjoso para a condição de carga abdução, nos três modelos	58
4.11	Deformações máximas no osso esponjoso para a condição de carga adução, nos três modelos	59
4.12	Deformações mínimas no osso esponjoso para a condição de carga adução, nos três modelos	60

4.13	Deformações máximas no osso cortical para a condição de carga neutro, nos três modelos	61
4.14	Deformações mínimas no osso cortical para a condição de carga neutro, nos três modelos	62
4.15	Deformações máximas no osso cortical para a condição de carga abdução, nos três modelos	63
4.16	Deformações mínimas no osso cortical para a condição de carga abdução, nos três modelos	64
4.17	Deformações máximas no osso cortical para a condição de carga adução, nos três modelos	65
4.18	Deformações mínimas no osso cortical para a condição de carga adução, nos três modelos	67
4.19	Distribuição da Tensão de Von Mises no Implante para os modelos não-osteointegrado e osteointegrado (Plano Palmar - Caso Neutro)	68
4.20	Distribuição da Tensão de Von Mises no Implante para os modelos não-osteointegrado e osteointegrado (Plano Palmar - Caso Abdução)	68
4.21	Distribuição da Tensão de Von Mises no Implante para os modelos não-osteointegrado e osteointegrado (Plano Palmar - Caso Adução)	69
4.22	Esquematização do alinhamento definido para a avaliação dos micromovimentos na interface implante-osso esponjoso.	70
4.23	Avaliação da estabilidade da interface osso esponjoso - implante, segundo o alinhamento Palmar, na condição Neutra	70
4.24	Avaliação da estabilidade da interface osso esponjoso - implante, segundo o alinhamento Palmar, na condição Abdução	71
4.25	Avaliação da estabilidade da interface osso esponjoso - implante, segundo o alinhamento Palmar, na condição Adução	71
5.1	Designação dos extensómetros aspecto Dorsal-Mínimo, Dorsal, Palmar e Polegar	76
5.2	Localização das rosetas	76
5.3	Disposição do equipamento <i>Movehand</i> na preparação para o procedimento experimental	77
5.4	Alinhamento de cada caso testado: Neutra, Abdução e Adução (<i>esq. para dir.</i>	78
5.5	Disposição do equipamento para a extracção de dados, no Laboratório de Biomecânica	78
5.6	Extensões principais mínimas e máximas na condição intacto e implantado (<i>$\mu strain$</i>)	81
5.7	Maestro e a Componente Radial	82
5.8	Extensões principais mínimas e máximas para a condição intacto e implantado (<i>$\mu strain$</i>)	83
5.9	Correlação entre os valores experimentais e numéricos para os estados nativo e implantado.	89

Capítulo 1

Introdução

1.1 Objectivos

A presente dissertação tem como principal objectivo avaliar e comparar a biomecânica da articulação radiocarpal nos seus estados intacto e quando sujeita a uma artroplastia.

A articulação do pulso é de extrema importância no dia-a-dia, representando a ligação entre a mão e o antebraço estando envolvido, de forma directa ou indirectamente, na realização dos mais diversas tarefas. Movimentos tão simples como rodar uma chave, pegar numa caneta, escrever num computador, requerem a activação de diversos elementos, muitas vezes sem se ter uma percepção disso mesmo.

Com o decorrer dos anos, a capacidade de resposta do nosso corpo perante situações ditas normais e/ou traumas diminui, em parte resultando de patologias, que podem genéticas ou que se agravam com o passar do tempo, ou devido ao envelhecimento da estrutura por si só. Quando estamos perante tais cenários, ocorre uma deterioração das articulações, podendo levar mesmo à sua falha.

Aí, torna-se necessário encontrar soluções que solucionem tais problemas, devolvendo assim o conforto que, entretanto, se perdeu. Numa primeira fase, são aplicados tratamentos mas, quando o estado é deveras avançado, a única solução será a artroplastia.

A artroplastia, tal como qualquer intervenção cirúrgica, acarreta os seus riscos. Estes podem estar associados quer ao implante, quer a metodologia utilizada no decorrer do acto cirúrgico. Para tal, é necessário um conhecimento aprofundado, das estruturas e da sua biomecânica.

Com este propósito foi realizado, no âmbito deste trabalho, um estudo numérico e experimental da articulação radiocarpal no estado intacto e implantado, com o implante REMOTION.

Neste estudo, são analisadas e comparadas as deformações principais no osso do rádio, tensão de Von Mises no implante e os micromovimentos entre o implante e a região adjacente do osso esponjoso do rádio.

Deste modo, pretende-se avaliar os potenciais riscos e alterações derivados da artroplastia na articulação.

1.2 Motivação

Desde criança que corpo humano e o modo como todas as estruturas se conjugam de forma tão harmoniosa resultando nos movimentos mais diversos, e por vezes extraordinários, me fascina.

Este, aliado com o desejo de ser parte activa na melhoria do mundo que vivemos e da qualidade de vida das pessoas, levaram-me a escolher esta área de trabalho e investigação. No entanto, existem razões de cariz pessoal que também auxiliaram na escolha deste tópico para dissertação.

As pessoas que mais amo, a minha mãe e avós, desenvolveram problemas de relacionados com os ossos e articulações, que lhes retiram a capacidade de realização de algumas tarefas que, para os restantes pessoas, incluindo eu, são tidas como adquiridas. São estas pessoas que me dão motivação para tentar criar e ajudar na melhoria da qualidade de vida e garantir um maior conforto no seu quotidiano.

1.3 Organização

A presente dissertação, na área da biomecânica, divide-se essencialmente em seis capítulos.

A sua estruturação foi pensada de forma a fornecer uma apresentação de conteúdos de forma coerente, simples e directa, e assim elucidar o leitor, independentemente do grau de conhecimento sobre o tema.

Em baixo, é apresentado um breve resumo de cada um dos capítulos do presente documento.

Importa referir que o primeiro e último capítulo são uma breve introdução e a exposição das fontes bibliográficas, respectivamente, necessárias à escrita deste documento.

No capítulo 2, são introduzidos conceitos anatómicos, essenciais à compreensão da restante dissertação. Após a introdução destes conceitos, aborda-se conceitos biomecânicos, com dados sobre as forças desenvolvidas na articulação, os seus movimentos essenciais e amplitudes.

O capítulo 3, inicia-se com as doenças mais incidentes na articulação, assim como os tratamentos utilizados em cada caso.

Sendo muitas vezes a artoplastia solução, de seguida é feita uma breve revisão histórica da intervenção, expondo-se a evolução na tecnologia e os dispositivos, tal as complicações associadas.

Neste capítulo ainda apresentado o implante alvo desta dissertação - Remotion - assim como o procedimento cirúrgico.

No capítulo 4, é apresentada toda a metodologia seguida para o desenvolvimento dos modelos numéricos do rádio na condição intacto e implantado.

Geração dos modelos, condições de contacto, materiais e suas propriedades e condições de fronteira e carregamento, são alguns dos assuntos abordados. Por fim, são apresentados e comparados os resultados das simulações para as duas condições, intacta e implantado, desde as deformações principais até as tensões de Von Mises e micromovimentos.

A componente experimental desta dissertação é o foco do capítulo 5, com a apresentação de todo o procedimento seguido desde a preparação dos modelos experimentais, ao modo como foram sequenciados os ensaios.

Os resultados derivados destes ensaios servirão para validar o modelo numérico, com a comparação de ambos os resultados.

Por fim, no capítulo 6, são feitas as conclusões finais deste estudo.

Capítulo 2

Anatomia e Biomecânica da articulação Radiocarpal

Parte integrante do membro superior, o pulso assume a ligação do antebraço à mão. Formado por múltiplas superfícies ósseas, de pequena dimensão e intrinsecamente ligadas - o carpo- que articulam com as partes distais do rádio e ulna.

Com a cooperação dos sistemas músculo-esqueléticos, a estabilização e transmissão de carga é garantida. Por tudo isto, o pulso é considerado como um dos elementos mais importantes e complexos do corpo. Assim, de forma a garantir a compreensão plena destas articulações, a nível anatómico e funcional, serve o presente capítulo para, primeiramente, se efectuar uma revisão geral sobre conceitos anatómicos mais relevantes, que permitem a integração mais profunda nos conceitos inerentes à sua análise biomecânica. De seguida, são apresentados os diferentes sistemas músculo-esqueléticos, controlados por mecanismos passivos e activos, e como estes auxiliam na manutenção do equilíbrio estrutural.

2.1 Anatomia da articulação

O pulso Articulação sinovial composta por ossos curtos, constituídos maioritariamente por osso esponjoso, engloba a superfície articular convexa dos ossos do carpo e côncava do osso do rádio e ulna - mais especificamente, o disco articular.

No seu complexo articular, são distinguíveis duas articulações de maior relevância: a Mediocarpal e a Radiocarpal, que auxiliam no movimento do punho e, pelo facto de serem não-axiais, permitem também o movimento de deslize.

Outras de menor dimensão, mas não menos importantes, são as articulações intercarpais que, como o nome indica, representam a ligação entre os ossos carpais e aqueles que lhes são adjacentes.

Entre o Rádio e a Ulna, forma-se a Radioulnar (fig.2.1).

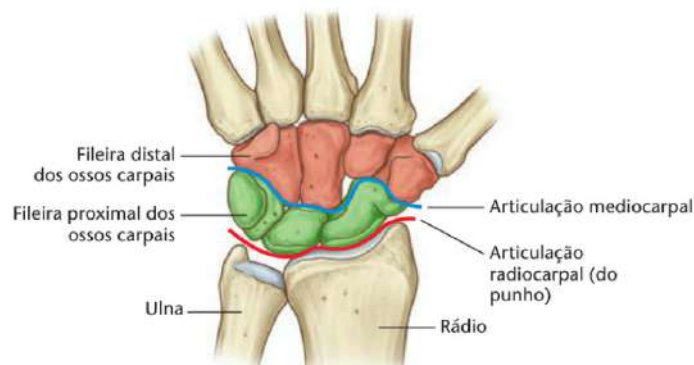


Fig. 2.1: As diferentes partes que constituem o pulso
(adaptado de⁵⁴)

Dos tecidos moles que circundam os ossos carpais, incluem-se os tendões que atravessam o carpo ou que a este se fixam, assim como os ligamentos que conectam os ossos do carpo entre si ou estes ao antebraço e mão. A ulna não efetua contacto real com o carpo, estando separada deste por um disco de fibrocartilagem. Devido às propriedades deste disco, é assim possível o deslizamento no movimento de pronação/supinação do antebraço, mas sem interferir nos movimentos do pulso.

2.1.1 Sistema Ósseo

O complexo do carpo é constituído por um grupo de oito pequenos ossos, organizados em duas fileiras dispostas em arco (fig. 2.2).

Com a superfície distal do rádio articula a fileira proximal e com a fileira distal os metacarpos.

Na fileira proximal encontram-se, no sentido latero-medial (vista palmar), o escafóide, semilunar, piramidal e pisiforme.

Na distal, seguindo o mesmo sentido, Trapézio, Trapezóide, Capitato e Hamato.

Estes, em conjunto com os metacarpos, formam as articulações carpometacarpais.

- **Escafóide** O maior da fileira proximal, estende-se por ambas as fileiras, anatómica e funcionalmente, articulando em exclusivo com o rádio. Auxilia nos movimentos do pulso, com a Semilunar, o Rádio e a Ulna e suporta o peso da mão, transmitindo as forças recebidas nesta para os ossos do antebraço.
Articula com cinco ossos: Proximalmente com o rádio, distalmente com o trapezóide e trapézio e medialmente com o capitato e a semilunar.
- **Semilunar** Localizando-se no centro da fileira proximal., apresenta um formato semelhante ao de lua, sendo mais largo na parte anterior.
Articula também com 5 ossos: Proximalmente, com o rádio e o disco articular da articulação radioulnar, distalmente com o capitato e hamato, lateralmente com o escafóide e mediamente o pirâmidal.

- **Piramidal** Localiza-se na face medial do carpo e articula na sua porção proximal com o disco articular da articulação radiolunar, na lateral com a semilunar, na proximal com o pisiforme e distalmente com o hamato.
- **Pisiforme** Um pequeno osso, situado na face palmar do osso piramidal, articulando apenas com este.¹⁷¹ É o único do carpo com inserção tendinosa de um músculo do antebraço, o flexor do carpo ulnar. Não participa nos movimentos do pulso, tendo a sua localização na ligação entre a ulna e pulso, num plano anterior e superficial relativamente aos restantes ossos do carpo.

Descritos os ossos da porção proximal, seguem-se agora os da fileira distal:

- **Trapézio** Com faces na região lateral do carpo, articula com quatro ossos: com os metacarpos I (com a face distal) e II (medial), escafoide (proximal) e trapezóide (medial); Forma uma articulação bicôncava com o metacarpo I, permitindo a movimentação do polegar.¹
- **Trapezóide** Unciforme isto é, com formato de cunha, é semelhante ao trapézio, articulando na sua superfície distal, com II metacarpo, na lateral com o trapézio, na medial com o capitato e na proximal com o escafoide.
- **Capitato** Considerado o maior e o centro dos osso do carpo. As suas superfícies articulam, distalmente, com o II e III metacarpo e proximalmente com o escafoide e semilunar. Já a sua superfície lateral articula com o trapezóide (e escafoide) e medial com o hamato.¹⁵⁴
- **Hamato** De formato unciforme, articula com o IV e V metacarpos; A superfície proximal, contacta com a semilunar em adução. A medial, articula com o piramidal e, na lateral, articula com o capitato. Possui um processo semelhante a um gancho - Hâmalo do osso hamato, - que se estende anteriormente.

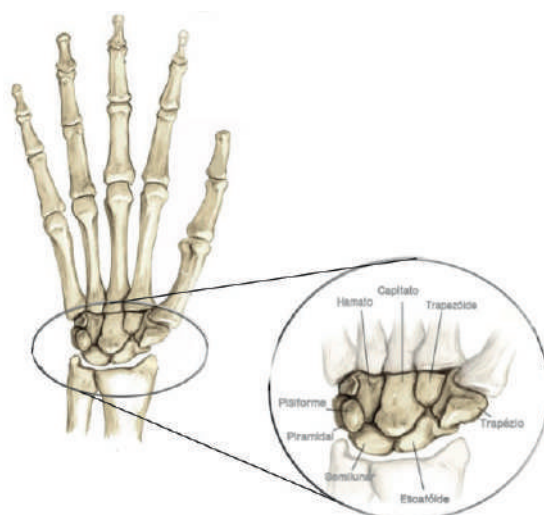


Fig. 2.2: Oito ossos carpais nas duas fileiras
(adaptado de³⁵)

Assim, fileira distal forma uma unidade relativamente imóvel ligado por fortes ligamentos que, em articulação com os metacarpos, formam articulações metacarpais, intimamente ligadas entre si através de robustos ligamentos interósseos.

Já na fileira mais proximal nenhum tendão lhe é fixo, e apresenta maior mobilidade, sendo o seu movimento dependente de forças mecânicas das articulações vizinhas.

2.1.2 Sistema Ligamentar

Estrutura complexa e altamente desenvolvida, sendo agrupada, segundo Taleisnik,¹⁵⁸ em dois grupos: Intrínsecos e Extrínsecos, com base na sua localização. Os primeiros iniciam-se, desenvolvem e terminam entre fileiras do carpo, enquanto que os extrínsecos conectam o carpo à parte distal do rádio/ulna, ou estes aos metacarpos.

Entre as principais funções estão a restrição dos micromovimentos na articulação e a conectividade das superfícies adjacentes. Adicionalmente, induzem as microdeslocações dos ossos do carpo e/ou a transmissão das cargas oriundas dos seus segmentos distal ou proximal,¹²⁴ mantendo o alinhamento, estático e dinâmico, intercarpal. Dentro dos Extrínsecos, no aspecto palmar, incluem-se o ligamento colateral do rádio, os Ligamentos Palmares Radiocárpicos e também componentes do complexo triangular de fibrocartilagem.

O ligamento colateral é considerado o ligamento mais lateral de todas as fâscias palmares radiocárpicas.

Os ligamentos radiocárpicos palmares, fortes e espessos, limitam a extensão do pulso derivando da superfície anterior distal do rádio e ulna até à superfície anterior dos ossos carpais proximais, e do capitato.²⁹ Organizam-se em duas camadas - superficial e profunda. Na primeira, a maioria das fibras assumem um formato em V, providenciando suporte e fixação estrutural. Numa camada mais profunda, localizam-se três fortes fâscias, cuja nomenclatura deriva do seu ponto de origem e inserção: Radiocapitato, que suporta o escafoide, Radiolunar, suportando a semilunar e Radioescafolunar, que conecta a articulação escafoide-semilunar com a porção palmar do rádio, mediando a extensão-flexão do escafoide.

A ligação mais fraca entre o carpo e o antebraço localiza-se na porção mais distal do pulso, no ligamento colateral radial e na fâscia do radiocapitato do ligamento Radiocárpico palmar.¹²⁴

Nos ligamentos Dorsais Extrínsecos estão incluídas as três bandas do ligamento mediocarpal dorsal. Originam do mesmo ponto, o rádio, dividindo-se em fâscias fixando-se, de forma firme, na semilunar, piramidal e escafoide.

Já nos Intrínsecos, estes podem ser agrupados em três grupos: os curtos, longos e intermédios, de acordo com o seu tamanho e quantidade de movimento intercarpal que permitem realizar. De modo geral, os palmares são mais grossos e fortes que os dorsais.

Dentro dos curtos- fibras fortes, inflexíveis e resistentes, que ligam os ossos carpais aos que lhes estão adjacentes - incluem-se os ligamentos palmar, dorsal e interósseo(s), sendo responsáveis por manter os quatro ossos da fileira mais distal uma unidade imóvel e funcional.¹²⁴ Três intermédios, localizados entre a semilunar e o piramidal; outro entre o escafoide e semilunar, e um último entre escafoide e o trapézio. Por fim, os dois longos - intercarpal dorsal e palmar.

Destes dois, o Palmar é considerado o de maior importância, pois estabiliza o capitato, expandindo-se para o escafoide e o piramidal, formando um V. Já o ligamento dorsal

deriva do piramidal, seguindo de forma lateral e oblíqua, para se inserir no escafoíde e no trapézio.

A cápsula fibrosa é reforçada pelos fortes ligamentos radiocarpais dorsais e palmares. No reforço medial da cápsula actuam também o ligamento colateral Ulnar, fixo no processo estilóide da Ulna e no piramidal. Lateralmente, este é feito através do ligamento colateral do rádio, fixo no processo estilóide do rádio e no escafoíde.¹¹⁹

Na figura 2.3 são representados os principais ligamentos do pulso.

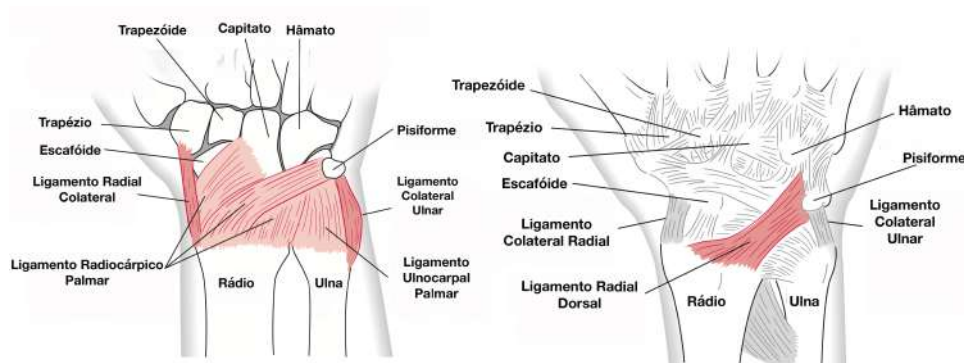


Fig. 2.3: Principais Ligamentos do Pulso, na Vista Anterior (esq.) e Posterior (dir.).
(adaptado de²⁹)

2.1.3 Sistema Muscular

O controlo activo do pulso e mão é realizado através da acção coordenada dos músculos extrínsecos, originários do úmero, com auxílio de tendões que se inserem nos ossos do carpo e metacarpos.¹²⁴

Como não existem músculos intrínsecos ao carpo, os mecanismos passivos - ligamentos, estruturas ósseas e tendões- assumem um papel preponderante no controlo do pulso.

Na sua periferia, o pulso é rodeado por um conjunto de 10 tendões, dos quais três flexores e três extensores, que participam no movimento abdução-adução assim como a extensão-flexão.

Quatro músculos adicionais controlam o movimento de supinação-pronação do antebraço. Com excepção do Flexor Ulnar do Carpo, todos eles atravessam o complexo do carpo, inserindo-se nos metacarpos. Nenhum dos músculos a actuar no pulso se insere na fileira proximal do pulso, fixando-se na base dos metacarpos ou aos ossos da fileira distal.

A sua maioria origina no antebraço, desenvolvendo-se ao longo deste e terminando em tendões longos e finos inseridos nos metacarpos (expectuando-se o tendão do flexor cárpico ulnar, que fixa no pisiforme).¹¹⁹ Os tendões destes músculos são mantidos na sua posição através de espessamentos da fáscia do antebraço, sobre o rádio e a ulna - o retináculo dos músculos extensores (posterior) e flexores (anterior).

No pulso, são circundados por bainhas sinoviais escorregadias, que reduzem o atrito quando deslizam entre si.

Os flexores estão separados dos extensores pela ulna e rádio e, nos dois terços mais distais do antebraço, pela membrana interóssea.

Cada uma destas possui uma camada superficial e profunda.

Compartimento Anterior Deste compartimento fazem parte o grupo de músculos que contribuem para a flexão e os pronadores, sendo inervados, maioritariamente, pelo nervo mediano e ulnar. Têm como origem comum o tendão no epicôndilo Medial do Úmero e, tal como já referido, para a os seus tendões são mantidos no lugar pelo retináculo dos músculos flexores e pelo ligamento carpal palmar.

Nas figuras 2.4 e 2.5 estão representados os principais músculos para o completo funcionamento do pulso, em adição a uma breve descrição dos mesmos.

Assim, fazem parte da camada superficial :

- **Flexor Radial do Carpo** Fusiforme e longo, situa-se medialmente relativamente ao músculo pronador redondo (o mais lateral dos músculos flexores). Com o Flexor Radial do Carpo, produz a flexão e abdução, auxiliado pelos Músculos Extensor Radial Longo e Curto. Quando age sozinho, produz em simultâneo a flexão e abdução no punho, movendo a mão em sentido anterolateral.
- **Palmar Longo** Frequentemente ausente na maioria da população, contribui na aponeurose palmar. ¹ Possui uma característica única, sendo o único que se fixa a apenas a um osso do carpo, o pisiforme. Assiste, de forma acessória, no movimento de flexão.²⁹
- **Flexor Ulnar do Carpo** Do grupo, é aquele que se localiza na zona mais medial. Fixa e participa no movimento de adução da mão, servindo também como estabilizador do carpo na extensão dos dedos;
- **Pronador Quadrado** O mais profundo da face anterior do antebraço, sendo o único que tem origem na ulna e inserção no rádio, ajudando a membrana interóssea na união ulna-rádio, principalmente em situações onde forças ascendentes são transmitidas através do punho (como no caso das quedas sobre a mão). Inicia a pronação, sendo auxiliado pelo músculo pronador redondo quando é necessária mais força e velocidade.

¹ Divide-se em quatro porções: Central, lateral e medial. A central, de formato triangular, localiza-se no centro da palma, sendo forte e robusta. O seu ápice, de localização proximal, é contínuo com o tendão do músculo palmar longo (quando existente). As porções lateral e medial são camadas fibrosas e finas que cobrem, no lado radial, os músculos do polegar e, no lado ulnar, os músculos do dedo mínimo. São contínuos com a porção central e com a fâscia do dorso da mão.

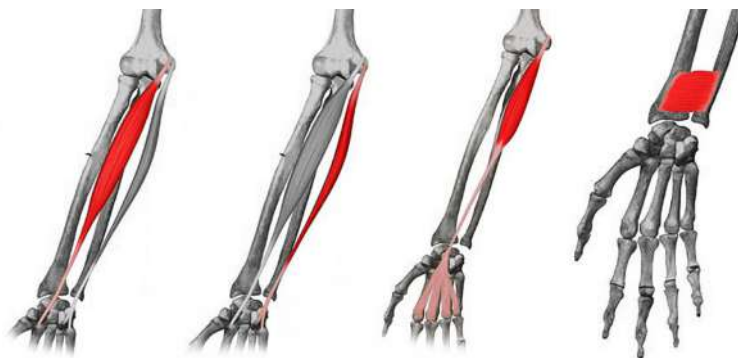


Fig. 2.4: Músculos do Compartimento Anterior
Flexor Radial do Carpo, Flexor Ulnar do Carpo, Palmar Longo e Pronador Quadrado
(*adaptado de*³¹)

Do mesmo compartimento fazem parte os **Flexor Superficial Profundo dos Dedos e Flexor Profundo dos Dedos**, que não actuam de forma directa no pulso, mas auxiliam na flexão da articulação radiocarpal: **Flexor Superficial dos Dedos** na camada intermédia e, na profunda, **Flexor Profundo dos Dedos e Flexor Longo do Polegar**.

Compartimento Posterior Podem ser organizados de acordo com a sua funcionalidade como aqueles que participam na abdução e extensão ou adução da mão na articulação do punho, na extensão dos quatro dedos mediais e na extensão ou abdução do polegar, sendo inervados pelo nervo radial.¹¹⁹

Os tendões são mantidos no lugar no punho pelo retináculo dos músculos extensores, impedindo o fenómeno "corda de arco", quando a mão é estendida na articulação radiocarpal.

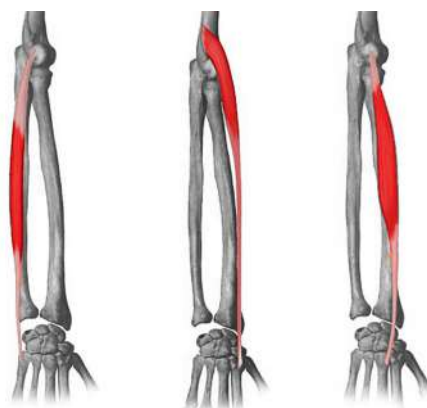


Fig. 2.5: Músculos do Compartimento Posterior
Extensor Ulnar do Carpo, Extensor Radial Longo do Carpo, Extensor Radial Curto do Carpo (*adaptado de*³¹)

Da camada superficial fazem parte:

- **Músculo Extensor Radial Longo Carpo** Paralelo ao músculo braquiorradial, com o qual muitas vezes se funde, é o mais anterior do compartimento posterior. Participa nos movimentos de Extensão e Abdução, estando activo no movimento de cerrar o punho.
- **Músculo Extensor Radial Curto Carpo** Mais curto e longo que o anterior, sendo mais profundo que este. Age em conjunto com o Extensor Radial Longo do Carpo em vários graus, e com outros músculos, geralmente de forma sinérgica. Com o Extensor Ulnar do Carpo, estende a mão, sendo também importante na estabilização do punho durante a flexão forte dos quatro dedos mediais (cerrar o punho) contribuindo de forma mais activa que este último. Já com o Flexor Radial do Carpo, produz a abdução.
- **Músculo Extensor Ulnar** Longo e fusiforme, localiza-se na margem medial do antebraço, possuindo duas cabeças: uma ulnar e outra umeral, no tendão comum dos extensores, no epicôndilo lateral. Distalmente, o seu tendão fixa-se num compartimento separado do retináculo dos músculos extensores, na bainha do tendão do Extensor Ulnar do Carpo. Em conjunto com Extensor Radial Longo do Carpo e Extensor Radial Curto do Carpo, participa no movimento de extensão. Com o Flexor Ulnar do Carpo, participa no de adução. Tal como o Extensor radial Longo do Carpo, é indispensável para cerrar a mão.

Em adição aos referidos anteriormente, fazem parte também da camada superficial, o **Braquiorradial**, e os **Extensor dos Dedos** e **Dedo Mínimo**. Na camada profunda fazem parte o **Supinador** e **Extensor do Indicador**. O **Abdutor** e **Extensor Longo do Polegar** assim como o **Extensor Curto do Polegar** integram os músculos salientes da camada profunda.

Todos os tendões destes músculos apresentam amplitudes substanciais de excursão. Ao descrever de um arco de movimento de 90° , partindo da flexão a 45° até à extensão com mesmo grau, o extensor cárpico curto apresenta uma excursão de 14mm, enquanto que o extensor cárpico longo, 19 mm. Já o extensor cárpico ulnar é aproximadamente 7mm.

Para os Flexores, o cárpico ulnar é aproximadamente 25 mm e flexor cárpico radial 22mm.¹²⁴

A organização do conjunto de músculos flexores-extensores dos dedos permite que estes, agrupados de forma antagónica, resultem em grupos de forças que contribuem para a estabilização posicional.

2.1.4 Outras estruturas

Complexo De Fibrocartilagem Triangular Composto pelo disco articular radioulnar e várias ligações fibrosas que servem de suporte primário à articulação.¹⁰⁵

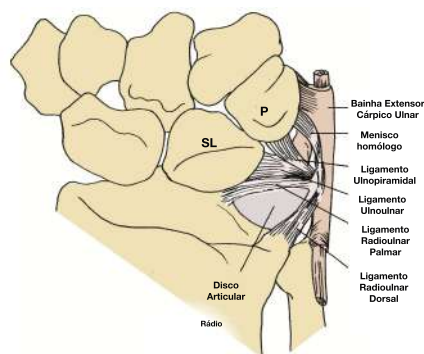


Fig. 2.6: Representação das Estruturas Complexo Triangular de Fibrocartilagem
(adaptado de¹⁰⁵)

Destas ligações fibrosas fazem parte os ligamentos colateral ulnar e radioulnar dorsal e palmar, assim como a bainha do extensor cárpico ulnar. Este disco articular é uma continuação fibrocartilaginosa da cartilagem articular do rádio, ligando-se no lado medial através dos ligamentos radioulnar dorsal e palmar.

Serve como uma extensão do rádio, tendo como funções adicionais a estabilização da articulação radioulnar¹³⁰ assim como dos ossos do carpo, a transmissão de cargas, amortecimento de impactos e realizar movimentos suaves.

Túnel do Carpo Arco profundo na base do punho sendo limitado, no lado lateral, pelos tubérculos do escafoide e do trapézio, e medial, pelo hâmulos do hamato e pisiforme. O retináculo dos músculos extensores constitui o tecto, cobrindo superficialmente este arco, unindo o espaço entre o lado medial e lateral. Por este túnel passam um total de 9 tendões, revestidos por bainhas sinoviais, assim como o nervo medial.

Muitas vezes, a compressão deste nervo leva à dormência e dor na mão. Esta condição tem o nome de Síndrome do Túnel do Carpo. Esta condição está associada a sensações de dormência e inchaço (ainda que esta seja inexistente) e dor na mão. Estas sensações podem migrar ao longo do braço.

Geralmente, apenas afecta pessoas em idade adulta, com predisposição para o sexo feminino em probabilidade três vezes maior. Quando não tratada, a força de preensão poderá reduzir-se, assim como a sensibilidade dos dedos.²

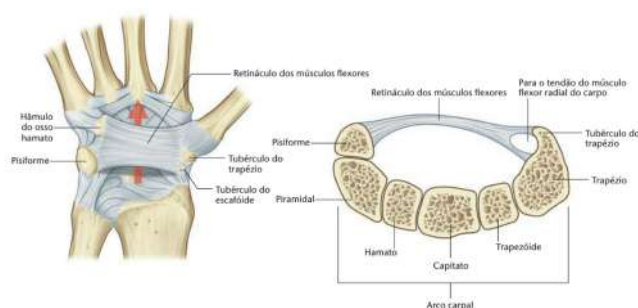


Fig. 2.7: Representação do Túnel do Carpo
(adaptado de⁵⁴)

Após uma revisão pelas diferentes sistemas, procede-se ao estudo da biomecânica. Na próxima secção, aborda-se como é realizado o controlo passivo da articulação, fazendo referência aos movimentos-padrão assim como às suas amplitudes.

As alterações no carpo no decorrer dos movimentos, as forças inerentes na sua realização, assim como as áreas de contacto superficiais, são tópicos que se pretende abordar.

2.1.5 Amplitudes

Esta é uma articulação bastante solicitada na execução de diversos movimentos essenciais no dia-a-dia. Devido ao seu formato biaxial, permite a realização de movimentos segundo dois eixos.

Anos mais tarde Palmer et al.,¹³¹ ao verificar movimento fora-do-plano, conclui que esta pode ser considerada uma articulação triaxial, uma vez que possui 3 graus de liberdade. Segundo estes eixos podem ser realizados movimentos de Flexão, Extensão, Abdução e Adução, também denominada de Desvio Radial-Ulnar. Quando ocorre o movimento sucessivo das anteriores (Flexão-Adução-Extensão-Abdução), esta é denominada de Circundação.

Na execução destes, está associado movimento na articulação intercarpal.

No plano sagital, segundo o eixo frontal, ocorrem movimentos de extensão e flexão (fig. 2.8).

Para a sua realização, contribuem a articulação radiocarpal e mediocarpal, sendo nesta que se iniciam.



Fig. 2.8: Movimento de Flexão-Extensão do Pulso⁴⁹

A Flexão pode atingir amplitudes de cerca de 65° , sendo regulada pela acção antagónica dos músculos; por isso, quando os dedos se encontram flectidos, o grau de flexão é diminuída - tudo por causa da tensão desenvolvida nos extensores.

Os músculos envolvidos na execução do movimento são os músculos Flexor Cárpico Radial e Ulnar.

Com a Extensão, a amplitude poderá atingir os 55° , sendo que estes valores apresentam grande variabilidade. Nesta, os ossos carpais da fileira distal rotacionam em extensão, com ligeiro desvio no sentido radial. Os músculos que auxiliam na extensão são os extensores radial longo, curto e ulnar.

Funcionalmente, o escafoide, na fase flexora, encontra-se na primeira fileira do carpo, ao passo que, na fase extensora, passa a pertencer à segunda fila.¹⁴⁸

Na descrição do arco máximo de flexão, 40% do movimento é atribuído à articulação radiocarpal e 60% à mediocarpal.¹⁴⁸ Já em extensão máxima, aproximadamente 67% é radiocarpal e 11% mediocarpal.¹⁴⁸

Considerações sobre a cinemática do movimento Os ossos carpais da fileira proximal movem-se sinergicamente, com movimentações intercarpais.

No decorrer da flexão e extensão, a fileira proximal sofre flexão ou extensão, respectivamente, com o escafoide e semilunar a seguir o movimento do capitato. Na flexão, o escafoide sofre pronação e a semilunar supinação. Em adição ao movimento principal de flexão, o piramidal efectua a pronação e desvio no sentido ulnar e o pisiforme translação ulnar e proximal.^{118,96}

Kaufman et al,⁹⁶ num estudo onde eram analisadas as contribuições das articulações medio e radiocarpal na flexão/extensão, conclui que estes ocorrem em duas articulações: a radioescafoide e a radiolunar.

Para a flexão, 75% do movimento ocorre na articulação radioescafoide e 50% na radiolunar com movimento fora-do-plano, no sentido ulnar, do escafoide e semilunar, relativamente ao rádio.⁹⁶

Em extensão, em termos percentuais, 92% pertenciam ao radioescafoide e 52% ao radiolunar. Do conjunto da fileira proximal, a semilunar é a que menor movimento intercarpal apresenta, em oposição ao escafoide.^{96,144}

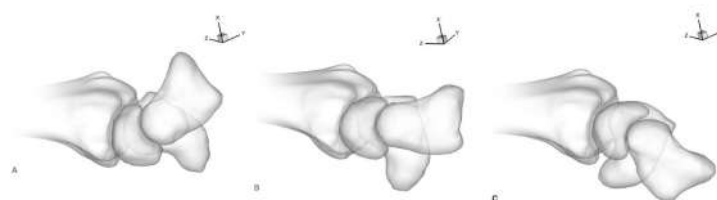


Fig. 2.9: Posicionamento do escafoide, semilunar e capitato nas diferentes fases do movimento a) extensão, b) neutro e c) flexão (adaptado de⁹⁶)

Segundo o eixo sagital, no plano frontal, ocorrem movimentos de adução e abdução.

Na adução, o pulso é rotacionado no sentido ulnar, enquanto que em abdução, a rotação é no sentido oposto, isto é, radial.

Permitem um arco total de aproximadamente 65°, sendo que a Adução apresenta maior amplitude máxima de movimento (30° - 45°) relativamente à Abdução (15-25°).



Fig. 2.10: Movimento de Abdução-Adução do Pulso⁴⁹

Na sua maioria, estes movimentos ocorrem na articulação mediocarpal, com o capitato a realizar desvios mais significativos relativamente ao rádio, quando comparado com os efectuados pelo escafoide e semilunar.⁹⁵

Na adução participam os músculos Flexor e Extensor cárpico Ulnar, enquanto que na abdução auxiliam os músculos Flexor cárpico radial e Extensores Cárpicos Radial Longo e Curto.

Considerações sobre a cinemática do movimento Neste grupo de movimentos, a fileira distal acompanha o movimento dos dígitos, com a flexão ou extensão da proximal.

Em adução, ocorre a extensão do escafoide e semilunar, que passa a articular unicamente com o rádio (diferente da posição neutra, que articula com o Rádio e o disco articular). Adicionalmente, ocorre também desvio no sentido ulnar.¹⁵⁴ O piramidal sofre desvio ulnar e extensão deslocando-se na direcção palmar, pela migração proximal do hamato, e passando a contactar com o disco articular.¹¹⁸ Do grupo analisado - escafoide, semilunar e piramidal - aquele que menor grau de flexão sofre é a semilunar; no entanto, em adução, este apresenta o maior grau de extensão dos três.¹¹⁸

Em abdução, o escafoide flecte, com desvio no sentido radial, assim como a restante fileira proximal.¹¹⁸ O piramidal e pisiforme efectuam desvio no sentido radial com o pisiforme em extensão. O capitato rotaciona segundo um eixo anteroposterior e o escafoide segundo um eixo transverso, passando a articular apenas com o rádio (a sua superfície articular proximal afasta-se do disco articular) e a distância entre o ápice do hamato e a semilunar aumenta.

Partindo da posição neutra, a abdução ocorre na articulação mediocarpal onde, uma vez mais, o movimento é limitado pela acção dos músculos antagonicos e, em posição extrema, pelos ligamentos colaterais carpais.

Um sistema em duplo V, formado pelos ligamentos intercarpal palmar, radio e ulno-lunar, contribuem para o suporte e estabilização neste movimento. Na semilunar fixa-se o ápice do V proximal, enquanto que o distal se situa no capitato.

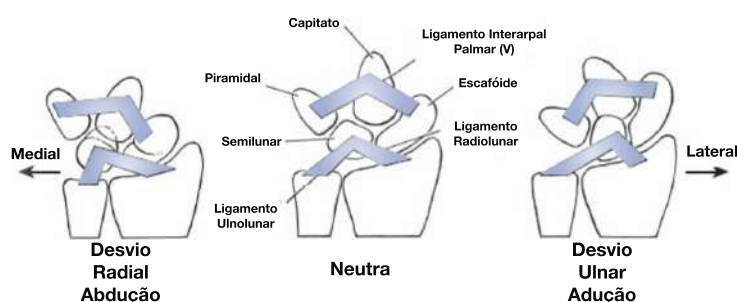


Fig. 2.11: Esquemática da cinemática do movimento.
(Adaptado de¹²⁴)

No desvio ulnar o V proximal do lado medial, no ligamento Ulnolunar, torna-se transversal, inibindo o deslocamento radial da semilunar, enquanto que o ligamento Radiolunar, no lado lateral deste V proximal, se orienta longitudinalmente, limitando a extensão da semilunar.¹²⁴

A configuração em V assume assim uma configuração em L. O V mais distal assume também em L, mas de direcção oposta.

As Fibras dos ligamentos intrínsecos laterais ligados ao escafoíde e capitato e as do lado medial do piramidal até ao capitato controlam o movimento do capitato no decorrer do movimento.¹²⁴ O oposto ocorre na fase de desvio radial.¹²⁴

Através da análise da mecânica dos movimentos, a fileira distal poderá ser vista como uma unidade rígida, sendo verificada a importância do escafoíde para a estruturação do carpo, pois serve de estabilização entre as duas fileiras já que liga as mesmas.¹²⁴

Associação de movimentos primários -*Dart's Thrower Motion*

Na análise de movimentos isolados, foram observados movimentos fora do plano, levando a considerar um plano oblíquo ao anatómico, que facilita a mobilidade e agilidade do pulso.

Na realização das tarefas diárias, são requeridos movimentos mais complexos do pulso, sendo descritos como uma combinação dos movimentos simples,^{145, 131} como o caso da Circundação, onde a elipse convexa para o ângulo Flexão-Extensão e Desvio Radial-Ulnar têm um formato oval e assimétrico relativo ao atómicamente definido.¹⁰⁶ Este plano pode ser descrito através do *Dart Thrower Motion*, usado para definir a direcção do pulso da posição combinada de extensão com desvio radial para uma combinação de flexão e desvio no sentido ulnar.^{48, 131}

Com vista a verificar a associação de movimentos Li et al.,¹⁰⁶ pretendem analisar de que forma flexão/extensão (FE) se relaciona com adução/abdução (DUR) e a influência da posição do pulso na amplitude da outra.

No decorrer do movimento de adução-abdução, existe forte associação (75%) ao movimento Flexão-Extensão, segundo uma relação linear. No entanto, durante a flexão/extensão a associação decrescia para os 20%.

Os seus resultados mostram a correlação entre os movimentos flexão-extensão e Desvio Radial-Ulnar, uma vez que, na realização de um, está-lhe associado movimento do outro.

Em movimento de extensão existe uma preferência para associação com abdução, enquanto que, em flexão, esta associa-se com adução, sendo que o pico de amplitude atinge-se quando o pulso está colocado na posição neutra. Qualquer adição de movimento secundário, ocorre a diminuição desta amplitude.

2.1.6 Amplitude Funcional

Na realização das mais diversas actividades diárias, apenas uma parte da amplitude total é necessária para as executar confortavelmente.

Palmer et al.,¹³¹ estudando tarefas rotineiras e suas amplitudes, define a amplitude mínima sendo 5° de flexão, 30° de extensão, 10° de abdução e 15° para adução.

Este estudo trouxe também novos dados relativamente à biomecânica do pulso. Contrariamente ao que os estudos até à data mostravam, este permitia a movimentos de rotação, em adição aos movimentos de flexão/extensão e adução/abdução, passando por isso a classificar-se como uma articulação triaxial, por possuir três graus de liberdade.

Logo, qualquer dispositivo protésico que não permitisse estes graus de liberdade, apresentavam sérias probabilidades de falha ou descagem no decorrer dos anos.

Outro estudo com o objectivo de determinar a amplitude ideal de movimento requerida na realização das mais diversas actividades diárias foi realizado por Ryu et al.¹⁴⁵

Neste, foram analisadas e subdivididas diversas tarefas em diferentes categorias: cuidado pessoal e higiene, preparação de alimentos e funções importantes em ambiente laboral/diário. Nas tabelas seguintes, são apresentados os valores obtidos neste estudo (extraídos de gráficos).

Atenta-se que os autores especificam diversas posições para a tarefa de apertar parafusos, no entanto nestas tabelas apenas é apresentada a amplitude extrema do mesmo.

Tabela 2.1: Arco de movimento (em graus °) para actividades de cuidado pessoal e higiene

	Flexão	Extensão	Abdução	Adução
Pentear	-38	32	-4	38
Apertar/ Desapertar botões	-37	38	-13	28
Cuidado Dentário (global)	-33	42	-8	25
Apertar / Desapertar lenço	-55	42	-14	42
Apertar/Desapertar atacadores sapatos	-28	37	-8	33

Tabela 2.2: Arcos de movimento (em graus °) para actividades de preparação alimentar

	Flexão	Extensão	Abdução	Adução
Abrir/ Fechar torneira	0	3 a 42	-10	27
Beber Água de corpo	-	3 a 20	0	13 a 32
Abrir / Fechar Tampa	-37	8	-13	47

Tabela 2.3: Arco de movimento (em graus °) em actividades diversas

	Flexão	Extensão	Abdução	Adução
Usar martelo	-	18 a 42	-	8 a 22
Apertar parafusos	-42	17	-8	33
Rodar maçaneta	-43	43	-2	34
Rodar chave	-27	48	-6	28
Levantar / sentar cadeira	-10	60	17	32
Escrever	-	17 a 32	-	5 a 17

Para os autores, amplitude aceitável é aquela que permite realizar 70% da amplitude máxima do movimento, culminando nos valores disponíveis na tabela 2.4

Tabela 2.4: Valores (em graus °) considerados como amplitude funcional

Amplitude Funcional	
Flexão	40
Extensão	40
Adução - Abdução	40

Como é possível observar das conclusões extraídas dos diferentes estudos, existe disparidade quanto ao que é a verdadeira gama de amplitudes funcional. Tal pode ser

explicado pelo método de medição, ou dos diferentes pontos de vista sobre o que são as necessidades diárias.

Contudo, ambos definem a posição mais importante sendo a extensão com desvio ulnar, coincidente com o movimento de preensão.

2.1.7 Forças na Articulação

Áreas de Contacto e Distribuição de Carga

A articulação do carpo com a articulação radio e ulnocarpal pode ser descrita através da fossa do escafoide e da semilunar com o aspecto distal do complexo triangular. Estudos da biomecânica da articulação estimam que o escafoide e semilunar possuem áreas de contacto distintas e separadas, sendo que, em conjunto, perfazem uma pequena porção da totalidade da superfície articular (em média 20,6%) independentemente da posição.¹⁶²

Da totalidade de superfície articular em contacto, 43% desta é representada pelo escafoide, 46% semilunar e 11% pertencem ao Complexo Triangular Articular.¹⁵⁴ Este contacto é ainda superior na presença de carregamento axial.¹⁵⁴

A relação área de contacto escafoide-semilunar é superior quando o pulso se move de abdução para adução, e/ou de flexão para extensão. Avaliando as contribuições individuais dos ossos carpais, a área de contacto do escafoide representa, em média, 1,47 da semilunar, atingindo o seu máximo em adução, uma vez que o escafoide se encontra vertical.¹⁶²

Viegas et al.,¹⁶³ num estudo onde quantificavam e caracterizavam as forças na superfície radiocarpal, reportam um padrão interessante.

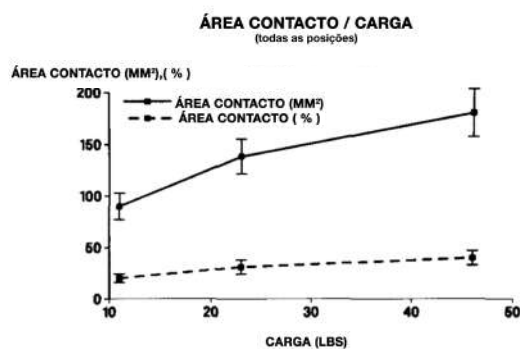


Fig. 2.12: Não-linearidade entre Carga e Área de contacto, normalizada e em percentagem (*Adaptado de*¹⁶³)

Perante a observação da fig. 2.12, evidencia-se a relação não linear entre a intensidade da carga e a área de superfície em contacto.

Nos carregamentos iniciais, ocorre um rápido crescimento mas, perante cargas superiores a 205N (46lbs) o aumento torna-se menos acentuado, não ultrapassando os 40%. Outro aspecto significativo neste estudo relaciona-se com a distribuição entre escafoide e semilunar, com o primeiro a transmitir 60%, ao passo que o segundo transmite os restantes 40%.

Vários estudos biomecânicos revelam a homogeneidade nos resultados para a distribuição

da força transmitida, independentemente da carga considerada, com aproximadamente 80% da força sendo transmitida pelo rádio e 20% pela ulna.^{88,129,83}

Alterações na posição a modificações na distribuição da carga.

Em abdução, a a força transmitida pelo rádio subia para os 88% enquanto que em adução, esta é inferior (72%) quando comparado com a posição neutra.

Avaliando as contribuições individuais de cada elemento da articulação, especificamente as estruturas ósseas, o escafoide é aquele que mais carga lhe é transmitida, comparando com a semilunar com excepção do movimento de preensão forte, onde a percentagem de carga é inversa. Tal poderá ser explicado pelo facto de, neste movimento, o pulso se encontrar em ligeiro desvio no sentido ulnar e ocorrer a extensão e translação no sentido radial da semilunar.

Palmer e Werner,¹²⁹ estudaram a pressão na zona proximal do pulso e localizaram três áreas distintas de contacto: Ulnolunar, Rádior lunar e Radio-Escafóide. Nestas, reportam valores de pico de pressão articular correspondentes a 1.4N/mm² na articulação Ulnolunar, 3.0 N/mm² na Rádior lunar e 3.3N/mm² na Rádior escafóide.

Forças

Ketchum et al.,⁹⁸ apresenta um método para determinação dos momentos e a força dos diferentes músculos extensores, em condições *in vivo*.

Com o uso de um transdutor que mede as forças combinadas dos três extensores do pulso, os momentos podem ser calculados. Para isso desenvolveram um modelo de equilíbrio de momentos, conforme a fig. 2.13

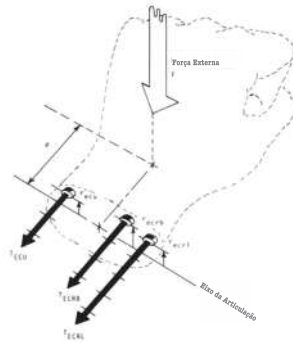


Fig. 2.13: Representação do diagrama de equilíbrio.

*Adaptado de*⁹⁸

Onde F é a força externa que fixa o pulso, prevenindo a extensão do mesmo. O momento externo é dado por esta multiplicando pela distância perpendicular R desde o eixo.

As forças internas, providenciadas pelos três músculos, correspondem à tensão (máxima força) desenvolvida nos extensores T , cada um com o seu braço r . Cada um destes produz um momento individual Tr que, somada produz o momento aplicado internamente na articulação. Assim, os momentos externo e interno estão balanceados de acordo com :

$$FR = Tr_{ECU} + Tr_{ECRB} + Tr_{ECRL} \quad (2.1)$$

Para o estudo da força em cada músculo, foi solicitado que cada sujeito exerce-se o máximo esforço com o pulso em extensão, mantendo os dedos relaxados, não havendo assim contribuição dos músculos do dedo. Os resultados médios de análise nos 16 casos estão presentes na tabela 2.5.

Tabela 2.5: Valores médios da tensão desenvolvida em cada músculo

Músculo	Força (N)
Extensor Cárpico Ulnar (T_{ECU})	140
Extensor Cárpico Radial Curto (T_{ECRC})	199
Extensor Cárpico Radial Longo (T_{ECRL})	246

Assim, quando o pulso está em extensão, poderá atingir forças que perfazem 586N.

2.1.8 Revisão dos estudos de biomecânica na articulação

Nas experiências *in vivo*, acarretam as dificuldades inerentes ao processo experimental. Assim os métodos computacionais, como caracterização matemática idealizada, representam uma ferramenta poderosa para o conhecimento de estruturas, podendo apresentar resultados no imediato mediante a manipulação dos modelos criados e validados.

No entanto, o pulso é uma das mais complexas articulações do corpo humano, com múltiplos ligamentos e pequenos ossos. No decorrer dos anos, modelos 2D e 3D foram desenvolvidos com o objectivo de avaliar as tensões e o comportamento da articulação nas variadas condições e fases.

Devido à sua complexidade, no desenvolvimento destes modelos têm de ser feitas simplificações, com considerações quer ao material ou às propriedades dos diferentes elementos no modelo. Actualmente, as técnicas utilizadas incluem os métodos de elementos finitos e modelos de corpo rígido. Neste modelos, os ossos são considerados estruturas de corpo rígido, a cartilagem e ligamentos molas de compressão e tensão, respectivamente, estando o sistema em equilíbrio. Adicionalmente, os custos computacionais são reduzidos, independentemente da geometria ou das grandes deformações, sendo uma boa opção quando se pretende analisar as forças de contacto ou a tensão nos ligamentos. Com estes modelos novo conhecimento foi gerado e mais informação importante foi adicionada para, por exemplo, o estudo de novos conceitos de próteses.

Schuind et al.,¹⁵¹ naquela que foi o primeira tentativa para avaliar a distribuição das cargas pelo pulso com recurso ao modelo de corpo rígido em 2D, concluíram que, em média, 90,3% da totalidade da força transmite-se pelo rádio, com 61,0% pela articulação radioescafóide e 39,0% pela radiolunar. As restantes 9,7%, era transmitidas pelo complexo de fibrocartilagem triangular - em média, 83,2% pela semilunar e 16,8% piramidal. Pelo escafóide foi transmitida a maior parte da carga para o rádio, com pico de pressão de 0,9 MPa no seu pólo proximal. Comparando a razão para as pressões detectadas em rádio-escafóide e rádio-semilunar esta foi de 1.6.

Outra evidência deste estudo foi a importância dos ligamentos radiosemilunar palmar e radiopiramidal dorsal, na estabilização e o equilibrar o deslocamento do carpo no sentido ulnar.

Para analisar o comportamento biomecânico mediante diferentes cenários, Bajuri et al.²² desenvolvem três modelos simulando a condição Intacta, quando sujeita a artro-

plastia total usando o implante Remotion (TWA) e a condição de artrite reumatóide (RA).

Na geração dos modelos de elementos finitos, todos os elementos - quer anatómicos, quer o implante- foram usadas malhas triangulares tridimensionais.

A cartilagem foi modelada através da extracção do perfil do osso adjacente, com espessura correspondente a metade da distância mínima entre dois ossos.

Todos os ligamentos - totalizando 60 - foram modelados como ligações mecânicas lineares, de rigidez variável de 40 a 350 N/mm.

Para a simulação foram utilizadas carga representativa da força de prensão estática de magnitude 7,33 MPa, distribuída pelos cinco metacarpos.

Os resultados mostram que a artroplastia produz alterações na distribuição e comportamento biomecânico. Da articulação radiocarpal, a carga, na sua maioria, foi transferida através do escafoide (63%) quando comparado com a semilunar, indo de encontro com a literatura. No entanto, a transmissão não-balanceada no caso de RA, leva a que esta percentagem diminua para 58% - devida a deslocações do carpo no sentido ulnar.

No modelo TWA, a distribuição de carga no carpo é uniforme, com pequenas variações de tensão, de 1,08 a 1,63 MPa, ao passo que no modelo RA, verificam-se grandes variações de magnitude, entre os 1,87 e 3,97MPa. Apesar da uniformidade no modelo TWA, este não apresenta similitude com o Intacto que, do conjunto, apresenta os maiores valores de tensão por elemento (em média 2,49MPa).

Diferenças significativas foram também observadas nos valores de pressão de contacto com a condição de artrite reumatóide a induzir pressões 10x superiores ao verificado na condição saudável. Com a implementação de um implante, os efeitos são atenuados, uma vez que, estes passam a ser cerca de 5x superior - correspondente a um aumento de 47%. De modo geral, dos elementos do carpo, o piramidal mostra ser o osso mais crítico, em especial no Modelo RA, com maior valor de pressão (excluindo o escafoide que é extraído).

Outro foco do estudo foi avaliar o comportamento do excerto e o impacto da alteração do seu módulo na distribuição de tensão e pressão de contacto, tendo verificado que, com o aumento deste, para valores próximos do osso (no caso do presente estudo 5GPa) , os movimentos entre ossos eram limitados resultando numa diminuição da pressão de contacto, com distribuição eficiente.

Assim, este estudo corrobora os resultados, a curto prazo, obtidos por Herzberg,⁸⁴ uma vez que, com recurso ao implante Remotion em casos de Artrite Reumatóide, ocorre a diminuição da elevada pressão de contacto, através da fusão intercarpal, feita com dois parafusos, a protuberância central e recurso a excerto ósseo, minimizando a concentração de tensões e desgaste da articulação. Com esta abordagem, cria-se uma massa sólida, e assim, uma distribuição uniforme. No entanto, não deixam de haver possibilidades para casos de *stress-shielding* uma vez que, na zona distal do rádio, observa-se uma redução da tensão quando comparado com o saudável.

Utilizando outro implante da actual geração, Gialson et al.,⁷⁵ pretendem estudar as alterações inerentes à artroplastia usando o implante Universal 2 e avaliar a carga mecânica exercida neste, assim como nas superfícies ósseas vizinhas.

Uma vez mais, foi desenvolvido um modelo tridimensional e daí a análise de elementos finitos.

Como simplificações ambos os ossos, cortical e esponjoso, foi considerados como material linear elástico e os ligamentos modelados como elementos mola não lineares.

Quanto ao valor de carga aplicado, este é representativo do valor máximo para a força

de prensão após a artroplastia total, correspondendo a cerca de metade do observado em sujeitos saudáveis. A sua distribuição ocorre ao longo dos metacarpos, onde o eixo XX é definido segundo o eixo longo de cada osso.

Assim, o modelo de elementos finitos resultante consiste em 19 partes, - 14 representando os 14 ossos, 3 consistindo o implante e os 2 parafusos.

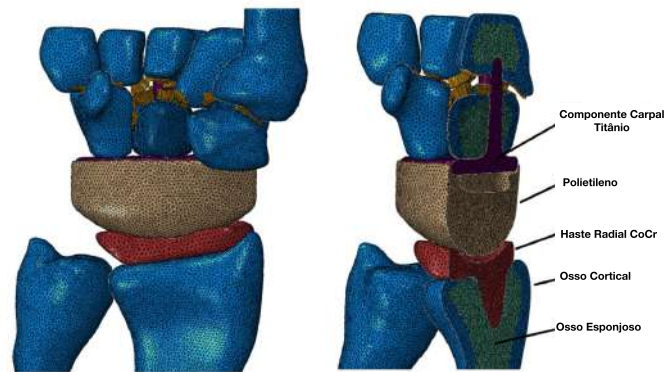


Fig. 2.14: Modelo de elementos finitos e seus componentes.
(Adaptado de⁷⁵)

Na parte carpal, os pontos de maior tensão foram observados na haste e nos parafusos. No componente radial, estes localizam-se no aspecto ulnar. (fig. 2.15). No que concerne os deslocamentos, estes são mais significativos na porção radial do carpo.

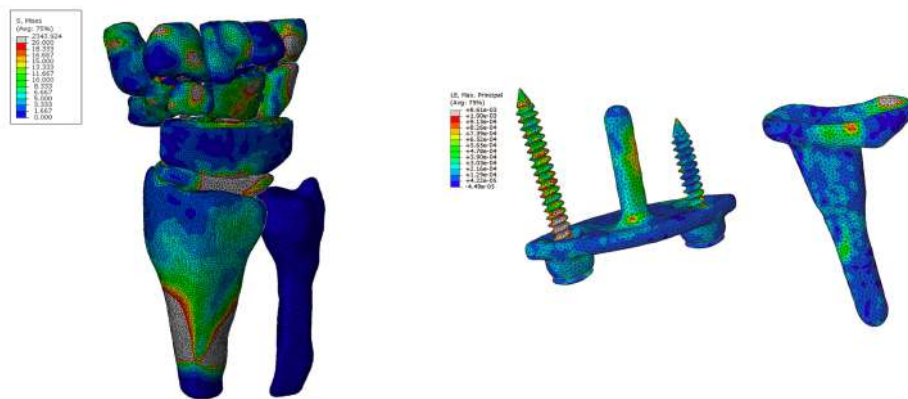


Fig. 2.15: Gráficos da tensão de Von Mises no modelo completo implantado (esq.) e nos componentes carpal e radial (dir.) (Adaptado de⁷⁵)

Da análise da distribuição da carga, verifica-se que, na sua maioria, esta é transmitida pelo implante, com os componentes radial e dorsal a apresentar valores elevados de deformação, assim como os parafusos, sendo superior no radial comparativamente ao ulnar. A origem deste padrão está na necessidade de excisão do escafoide (de elevada importância na transmissão de carga no pulso saudável). Sem este, o trapezóide torna-se demasiado limitado, com o parafuso ligando-o ao segundo metacarpal.

A distribuição verificada na haste do capitato, sustentam os resultados dos ensaios clínicos ao implante, que revelam que a origem para a maioria dos casos de revisão está na descelagem asséptica na fileira distal .

Na componente radial, as deformações no lado dorsal superam as do lado palmar, com valores que rondam os 104 $\mu strain$ e 584 $\mu strain$, respectivamente.

Da média de deformação registada nos ossos que interagem com o componente carpal - trapezóide, capitato e hamato,- o osso esponjoso apresenta uma deformação média de 1870 $\mu strain$, com 88% dos elementos com deformação abaixo de 4000 $\mu strain$.

Estes resultados indicam que com o implante, dá-se uma redução nas tensões mecânicas no rádio quando comparando com o intacto e saudável, indo ao encontro de estudos prévios,^{22,43} com praticamente nenhuma carga a ser transmitida pela ulna.

Adicionalmente, mostrou a importância do aspecto ulnar do componente radial, no que concerne a estabilidade medio-lateral do implante, devido à configuração geométrica do mesmo.

O comportamento biomecânico do implante MAESTRO, assim como potenciais efeitos de *stress-shielding* na componente radial foram analisados por Completo et al.⁴³

De forma a avaliar as deformações no osso esponjoso, assim como o integração do cimento ósseo em redor do implante, foram desenvolvidos modelos de elementos finitos posteriormente validados via experimental.

As deformações experimentais foram determinadas com recurso a extensómetros, posicionados ao longo do córtex do osso sintético - no polegar (Thu_D e Thu_P), no aspecto dorsal (Dor_Dl, Dor_Dm e Dor_P) e no aspecto palmar (Pal_D e Pal_P), com **D** representando uma posição distal e **P** proximal -, perante três casos de carga diferentes - abdução, neutra e adução - 15° , 0° e 45°, respectivamente .

A magnitude da carga utilizada, - 350N -é representativa do experimentado no decorrer do movimento de preensão de 25N.

Para avaliar o risco de falha, foram estudadas as deformações principais mínimas e máximas no osso esponjoso e as tensões de Von Mises no implante.

Conforme os estudos previamente abordados,^{22,75} a introdução de um implante altera o comportamento estrutural da sua vizinhança, como mostram as figuras 2.16 e 2.17, que ilustram as alterações ao longo do osso esponjoso, principalmente na região do término da haste, com aumentos de 3 a 4 vezes quando comparadas com o estado intacto.

De todos os casos, a Adução foi aquela que maior alterações verificou, com valores de deformação superiores.

Nos restantes casos estudados, Neutra e Abdução, verifica-se uma similaridade na deformação ao longo do córtex.

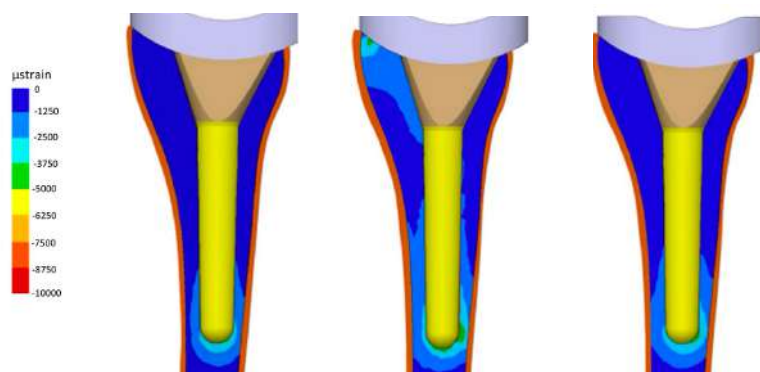


Fig. 2.16: Deformações principais mínimas no osso esponjoso.
Condição pós artroplastia (*adaptado de⁴³*)

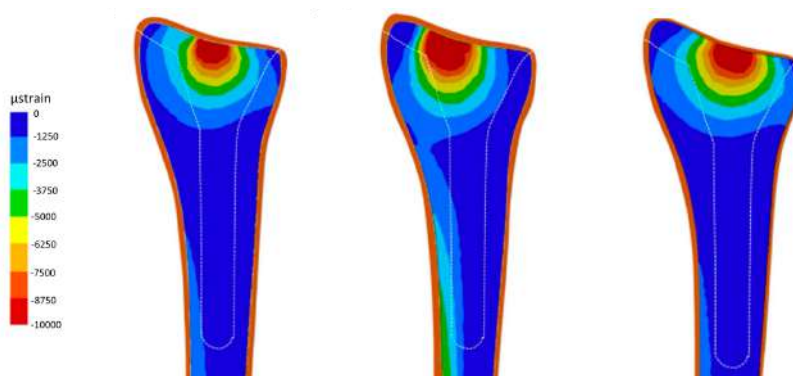


Fig. 2.17: Deformações principais mínimas no osso esponjoso.
Condição Intacto (*adaptado de⁴³*)

De modo geral, a magnitude das deformações principais máximas supera a deformação principal mínima, com exceção das rosetas localizadas distalmente no lado Dorsal (Dor_ Dm e Dor_ Dl). O pico das deformações foi sentido na roseta localizada na porção distal, lado lateral (Thu_ D).

Nos casos Neutro e Abdução, na porção distal em redor do componente radial, foi observada uma diminuição de 2 a 3 vezes no valor de deformação da condição pós artroplastia, sendo acompanhada por um aumento da deformação ao longo da haste radial, com máximos na zona terminal da mesma.

A redução ao redor da zona distal no corpo radial foi ligeiramente mais pronunciada comparando com as do córtex, indicando o risco para reabsorção óssea no decorrer das actividades diárias.

Do estudo ao cimento ósseo, o valor máximo de tensão na interface osso-cimento foi verificada em abdução com valor de 5,67 MPa, na zona terminal da haste, traduzindo um aumento de 40% relativamente ao neutro e adução, no entanto, sem risco de fractura.

Outra das polyvalências dos métodos numéricos é possibilidade de antever a resposta biomecânica perante diferentes procedimentos cirúrgicos e a sua influência no balanceamento das cargas, como foi estudado por e reportado por Gislason et al.,⁷⁷ com foco na

artrodese (fusão) parcial, e as suas consequências.

Usando uma vez mais o método de elementos finitos, foram gerados quatro modelos, representando três tipos de abordagem diferente : Rádio-escafoide (RS), Rádio-lunar (RL) e Rádio-escafo-lunar (RSL), em adição à condição intacta.

A carga, aplicada a cada metacarpo, baseou-se em testes biomecânicos de medição da força nos dígitos no decorrer do movimento de apreensão. Estima-se que este seja o valor correspondente a 75% do máximo verificado, que foram posteriormente convertidas em forças de contacto na articulação.

Na simulação da condição de artrodese, foi realizada a junção das superfícies articulares adjacentes, não havendo assim movimento entre os ossos em questão.

Como principais conclusões, este estudo vai de encontro ao verificado por via experimental em termos da distribuição da carga, com esta a transmitir-se maioritariamente pelo rádio, com 86,3% e 13,7% pela ulna.

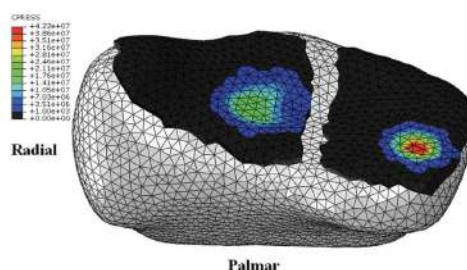


Fig. 2.18: Distribuição da força de contacto na superfície distal articular do rádio, na condição saudável. (*adaptado de*⁷⁷)

As forças de reacção resultantes - calculadas como adição das forças modais individuais em cada articulação, foi de 443,6N na RS e 431,9N na RL, para uma área de contacto $57,7\text{mm}^2$ e $29,7\text{mm}^2$ respectivamente . Como pressão de contacto estas traduzem-se em 7,7MPa na RS e 14,5MPa na RL.

Como era expectável , a artrodese induz alterações, nomeadamente nos ligamentos, que se tornam menos activos na estabilização do carpo.

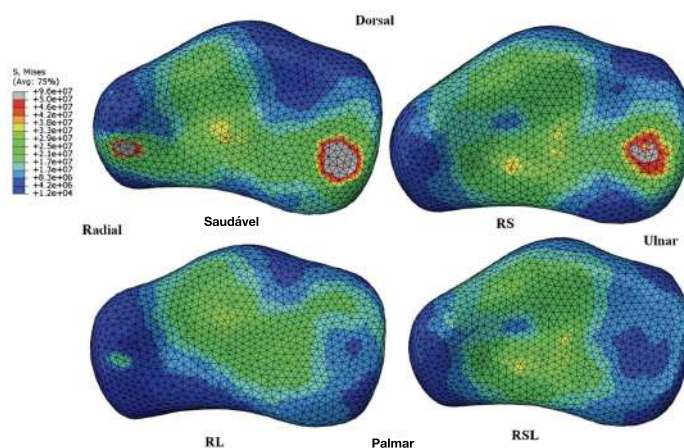


Fig. 2.19: Distribuição das tensões na superfície articular do carpo, na condição saudável e em cada tipo de abordagem na artrodese.

Adaptado de⁷⁷

Como mostra a figura 2.19, com a fusão a distribuição das tensões fica mais uniformizada, sendo mais notório nos casos RL e RSL. Já no modelo intacto, a distribuição apresenta picos tanto no lado radial, devido aos ligamentos, como no lado ulnar, devido às forças de contacto na articulação.

Outra conclusão interessante é a abordagem que poderia abarcar maiores riscos.

No movimento de prensão, as forças a actuar no pulso tendem a comprimir e transladar o carpo no sentido ulnar. Com a abordagem do tipo RL, dá-se a restrição mais acentuada dessa translação, em particular da ulna e capitato, resultando num aumento das forças de contacto - neste estudo 58% que, com o decorrer dos tempos, levam a instabilidade ou mudanças degenerativas no paciente.

Este dado suporta a hipótese do escafoide providenciar as limitações necessárias na translação do carpo, uma vez que quando a abordagem é do tipo RS ou RSL tal não se verificar.

Em suma, com este estudo é possível verificar o modo como a artrodese poderia alterar os mecanismo de transferência de carga e como poderá ser uma solução no alívio da dor, com a RSL a mostrar os melhores resultados, uma vez que nesta as forças na articulação mediocarpal apresentam as diferenças menos significativas e uma distribuição mais equilibrada, e assim, menos carga a transmitir em cada osso, potenciando a estabilidade do carpo. No entanto, este estudo apresenta limitações, uma vez que este representa um caso individual e, sendo a distribuição biomecânica altamente dependente das variações anatómicas, a extrapolação não poderá ser feita para a generalidade dos casos.

Capítulo 3

Patologias e Tratamentos da articulação

Com o avanço da idade, o sistema esquelético passa por processos degenerativos, devido à perda da capacidade de regeneração dos tecidos, levando a uma deterioração progressiva e a alterações na capacidade de sustentar cargas.¹⁸ Logo, a suscetibilidade para ocorrência de fracturas aumenta.

Para o desenvolvimento de articulações artificiais que melhorem as condições fisiológicas do paciente, é peremptório conhecer as patologias que mais afectam as estruturas, de forma a desenvolver soluções que estejam preparadas a responder a situações críticas.

Assim, no presente capítulo, será efectuada uma breve incursão nos tratamentos tidos como conservadores, que pretendem parar - ou atenuar- a progressão dos sintomas. Na fase final aborda-se a artroplastia total do pulso, através do estado de arte da mesma, com foco nos diferentes tipos de implantes e as melhorias que foram empregues até aos dias de hoje.

3.1 Patologias

Numa articulação normal duas superfícies ósseas, distintas, são revestidas por cartilagem.

Esta, um tecido forte, elástico e flexível, tem como principal função a protecção das superfícies articulares, permitindo que estas realizem movimentos de deslizamento uma sobre a outra, e assim evitar o seu desgaste.

Além desta função protectora, funciona também como amortecedor dos impactos.¹³² Assim, qualquer alteração que comprometa este tecido poderá levar a efeitos devastadores.

Quando tal acontece, são aplicados tratamentos considerados conservadores, que permitem o alívio dos sintomas no entanto, perante casos de degeneração avançada dos tecidos, como no caso de Doenças Degenerativas, estes podem revelar-se insuficientes, sendo necessário adoptar medidas mais robustas, implementando soluções como a artrotese ou articulações artificiais através da artroplastia.

Artrite Resulta da inflamação da articulação, iniciando-se geralmente nas mais pequenas. Caracteriza-se pela perda progressiva de cartilagem na zona articular, mudanças

ósseas reactivas nas margens das articulações e formação de cistos subcondrais.

No pulso, pode desenvolver-se em diferentes locais, designando-se por artrite medio-carpal ou radiocarpal. No primeiro, apenas estão envolvidas a zona entre a primeira e segunda fileira. Já na Radiocarpal, ocorre na zona onde os ossos do antebraço se encontram com os pequenos ossos do carpo. No entanto, os dois tipos podem estar presentes. Quando ocorre na intersecção do rádio com a ulna, designa-se por artrite distal Radioulnar, provocando dor ao levantar ou baixar a palma da mão.

Várias são as causas, estando incluídas o desgaste e consequente ruptura, doença auto-imune ou fractura.

Os seus sintomas, individualizados, variam de acordo com o paciente, assim como o grau de gravidade mas, entre os mais frequentes, encontram-se a dor, o inchaço, e o enfraquecimento e dificuldade na realização dos movimentos da articulação.



Fig. 3.1: Imagens Raio-X de uma articulação normal (esq.) e com Artrite (Osteoartrite). Aqui é possível verificar o desgaste da cartilagem e a diminuição do espaço entre os ossos.⁵⁶

Osteoartrose Frequentemente designada por artrose, está relacionada com o envelhecimento não sendo, no entanto, sua consequência.

Com a diminuição na quantidade de água e proteoglicanos na cartilagem, esta torna-se mais frágil e com maior susceptibilidade à ruptura.

À medida que esta se desgasta, a superfície óssea, em condições normais por ela protegida, fissa e torna-se mais espessa. O líquido sinovial é então forçado a entrar por estas fissuras, originando cistos.

Adicionalmente, nódulos ósseos (osteófilos) são formados, causando ligeiras deformações que alteram o padrão biomecânico da articulação. Assim, são desenvolvidas tensões anormais que levam à ruptura da mesma, resultando na redução da mobilidade e dor do paciente. Afecta particularmente pessoas com historial familiar da doença, sendo comum nas faixas de meia idade ou mais velhas.



Fig. 3.2: Esquematização das diferenças entre uma articulação normal e com Osteoartrose.

Artrite Reumatóide Crónica, inflamatória e auto-imune, isto é, o sistema imunitário não está a funcionar correctamente, levando a que o sistema reaja contra os próprios tecidos, podendo levar à destruição do tecido articular e periarticular.⁵⁰

Esta inflamação articular resulta da interação de moléculas, denominadas de citocinas, que interagem com os glóbulos brancos, desencadeando a inflamação local e sistémica do organismo, resultando no edema, inchaço e aumento da temperatura na zona da articulação, resultando na dificuldade de movimentação.

Entre outros sintomas associados, está a rigidez articular e matinal, febre e cansaço.³ Adicionalmente, leva a alterações extra-articulares geralmente afetando ambos os lados do corpo.

Apesar da causa para esta desregulação ser desconhecida, alguns comportamentos, como por exemplo o tabagismo, são considerados de risco.

A interação destes com a predisposição genética, é também uma hipótese.

Estima-se que afecte cerca de 0,5-1,5% da população nos países industrializados.

Em Portugal, 0,8 a 1,5% da população é afectada, sendo nas mulheres a taxa de incidência mais elevada (duas a quatro vezes maior que em homens), principalmente após a menopausa.⁵⁰

Não obstante, em todas as idades se pode desenvolver a doença, incluindo adolescentes.

Doença de Kienbock's Quando o fornecimento sanguíneo à semilunar é interrompido (necrose avascular), ocorre a morte do osso, provocando o seu colapso. As causas para o desenvolvimento desta doença ainda não são conhecidas, no entanto pode ser causa de múltiplos factores.

Variações esqueléticas, uma vez que a ulna é mais pequena que o rádio, e o formato irregular da semilunar de formato irregular, são exemplos para o seu desenvolvimento.

Outras condições médicas associadas, ao nível do fornecimento sanguíneo, ou quedas com conseqüente fractura, são outros exemplos que poderão levar à mesma. É uma patologia mais comum no sexo Masculino, manifestando-se, de modo geral, unilateralmente.

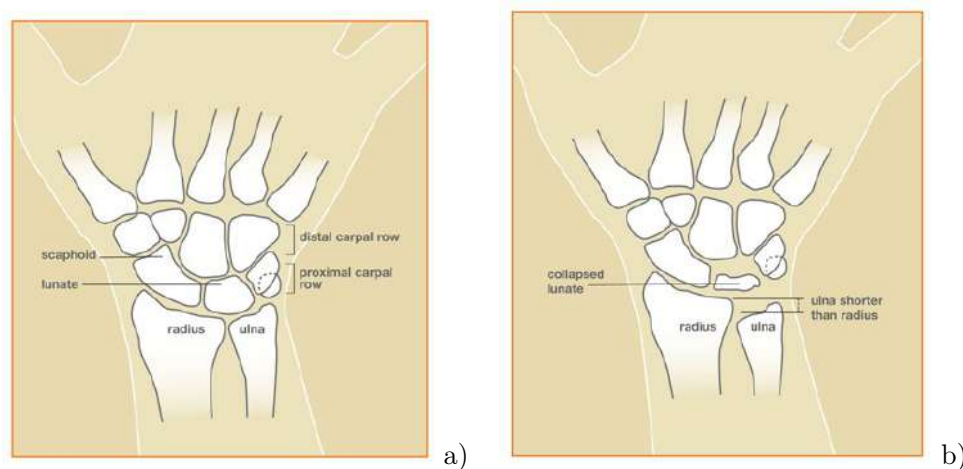


Fig. 3.3: **a)** Pulso normal **b)** Pulso com a Doença Kienbock com o encurtamento da ulna comparado com o rádio.
(adaptado de²⁰)

A dor e o inchaço do pulso, associada com a amplitude limitada e diminuição da força na articulação, são exemplos de sintomas mais comuns. Outro, a dificuldade em virar a mão para cima, é também verificada. Com o avanço da condição, pode levar à artrite.

Artrite Pós-Traumática Resulta após uma fractura, como um pulso partido ou rompimento de ligamentos, sendo a causa de aproximadamente 12% da totalidade de casos de osteoartrite, podendo verificar-se também em pacientes com artrite inflamatória crónica.¹³⁴ Estas podem corromper a cartilagem e mesmo alterar a forma de como se dá o movimento ósseo, levando a um desgaste progressivo da cartilagem.

3.2 Tratamentos

Quando na fase inicial, com o intuito de minimizar os efeitos das patologias supracitadas, são aplicadas medidas denominadas como conservativas. Entre as medidas mais comuns para evitar a progressão está a mudança na realização das actividades, através da redução do nível de intensidade ou mesmo a sua erradicação, a prescrição de exercícios específicos que ajudam na melhoria da amplitude de movimentos e a imobilização da articulação através do uso de talas imobilizadoras do pulso, ajudando no suporte do mesmo, Quando estas são insuficientes, o uso de certos medicamentos - anti-inflamatórios ou analgésicos - podem ajudar no alívio das dores e inchaço. A injeção de Corticosteróides (injeções intra-articulares) em pacientes com artrite reumatóide, também é aplicado mediante um surto da doença, combinando com DMARD¹, para controlar os sintomas a curto, médio-longo prazo e minimizar o dano ou atenuar os surtos da doença. No entanto, estes são temporários e os efeitos secundários são potencialmente graves.

¹Medicamentos modificadores de artrite reumatóide, com o objectivo de travar o desenvolvimento da doença

Quando a dor e realização de actividades fica severamente comprometida, a cirurgia passa a uma solução viável. A escolha do procedimento a usar está dependente de diversos factores, cabendo ao cirurgião escolher a melhor, perante o caso. Mas todas apresentam um objectivo comum: minimizar ou eliminar o contacto osso-osso. Das mais recorrentes encontram-se a carpectomia da fileira proximal, artroscopia e artrodese, também designada de fusão, sendo esta a solução mais frequente. Na artrodese, a cartilagem desgastada é removida e, com recurso a parafusos, placas ou pinos, a articulação é mantida fixa. Mediante a gravidade, a fusão pode ser entre os ossos carpais ou, no extremo, os ossos carpais e o rádio. Com o passar do tempo, estes crescem em conjunto impedindo o movimento entre elas. Apesar de ser a solução terapêutica mais utilizada e eficaz na diminuição das dores, priva o paciente de qualquer mobilidade no pulso, preservando apenas a supinação/pronação do antebraço e mobilidade nos dedos/polegar, representando um entrave nas atividades de vida diária.

Artroplastia Contrariamente ao que se verifica com outras artroplastias totais, a do pulso é um tratamento incomum. Esta era muitas vezes preterida devido à elevada lista de complicações que lhe estão associadas associada com o grau de complexidade na replicação de uma estrutura tão complexa como a articulação do punho. Por estas razões, apesar do decréscimo no número de complicações verificados com os implantes actuais, a artrodese é ainda a solução standard no tratamento.^{32, 86112} No entanto, quando aplicada, a principal causa para a realização de uma artroplastia é a artrite reumatóide. O perfil de um candidato a uma artroplastia é aquele com um estilo de vida relativamente livre de esforços, que procuram uma solução livre de dores e com preservação de movimentos moderada. Outro dos cenários onde se beneficia da artroplastia em comparação com a artrodese, são em casos de artrite em diversas articulações da parte superior, tais como a limitação do movimento do ombro ou a rotação do antebraço. Quando o controlo neuromuscular da mão é deficiente, existe uma infecção activa, ou as situações de laboração onde a exigência da parte superior é elevada, estas representam contra-indicações para a realização da artroplastia. Situações como a existência de cirurgia prévia, tendo sido utilizado um implante, ou ainda casos onde a quantidade óssea disponível é limitada, comprometendo assim a fixação radial e/ou carpal, são também entraves à sua execução. Ao realizar uma pesquisa por bases de dados do meio, contrariamente ao que se verifica para a artroplastia da anca ou joelho, o pulso ainda carece de estudos mais extensos e aprofundados relativamente ao desempenho dos implantes da actual geração. Isto será por ainda se tratarem de actualizações recentes ou, tal já foi referido, actualmente ainda existem muitos cirurgiões que optam pela solução da artrodese, sendo mais utilizada em casos de artrite reumatóide. Assim, os estudos existentes carecem em dois pontos primordiais: apresentam períodos de follow up e amostra pequenos, assim como muitos são restritos ao trabalho desenvolvido por um cirurgião/centro de intervenção, faltando assim a heterogeneidade necessária para se poderem retirar conclusões mais assertivas.

3.3 Artroplastia Radiocarpal

3.3.1 Evolução histórica da artroplastia

O conceito de artroplastia total do pulso data de 1890, sendo atribuída a Themistocles Glück, com um modelo em marfim num pulso destruído de um paciente de 19 anos com

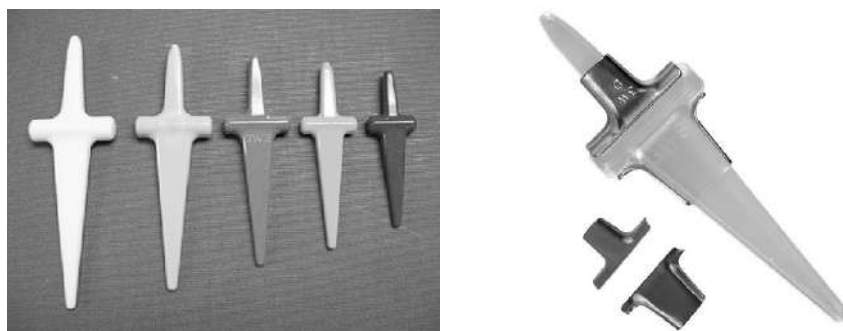


Fig. 3.4: Evolução do modelo Swanson¹⁴³ e modelo final.¹³⁹

tuberculose.

Apesar dos bons resultados no imediato, a inovação de Glück a longo prazo revelou-se uma tentativa falhada, devido a uma fistula crónica.¹⁴¹

Desde aí, os avanços tem sido significativos em relação a materiais, design, modo de fixação e técnicas cirúrgicas, levando a resultados cada vez mais satisfatórios e robustos perante possíveis complicações.

Os novos implantes apresentam um formato mais anatómico, onde a recessão óssea é mínima e a fixação mais estável.

Após alguma inactividade no processo evolutivo da intervenção, em parte consequência do resultado obtido nesta primeira tentativa de Glück, apenas em 1967, Swanson, desenvolve o primeiro implante do punho, com aplicação principal em pacientes com artrite reumatóide.

Este, em silicone, funcionava como um espaçador flexível do tipo dobradiça, com hastes nos canais medulares do rádio e terceiro metacarpo, mantendo a altura radiocarpal.

Os resultados primários eram promissores, revelando o alívio da dor e a realização de movimento com amplitude aceitável.^{126,60}

Contudo, períodos de follow-up mais longos revelam a subsidência,^{126,149} fractura do implante^{28,153,99,126,149} assim como a sinovite do silicone,^{91,99,59} como causas recorrentes que resultam na falha do implante., culminando em taxas de sucesso na ordem dos 40% (ao fim de 6.4 anos).⁹¹

Fatti et al.,^{60,59} numa serie de dois estudos, apresenta os resultados de longa duração com este implante. Os resultados observados neste mostram um decréscimo no alívio da dor (75% ao fim de 2.5 anos e 51% ao fim de 5.8 anos), com avanço progressivo da deterioração, originando mudanças císticas numa proporção significativa de pulso. Em muitos destes, foram reportados casos de sinovite pelo silicone. Tais resultados levaram os autores a reduzir drasticamente esta solução.⁵⁹

Resultados bastante diferentes dos reportados por Kistler et al.⁹⁹ e Stanley et al.,¹⁵³ que reportam taxas de satisfação elevadas, apesar dos casos de fractura e sinovite.

Apesar dos pobres resultados, alguns destes autores ainda consideram este dispositivo como uma alternativa para pacientes com estilo de vida não muito exigente, casos avançados de artrite reumatóide, ou naqueles onde a massa óssea é insuficiente para os implantes mais complexos.^{153,91}

Segunda Geração

No sentido de corrigir a instabilidade registada com o uso do implante Swanson, Meuli¹¹⁷ e Volz,¹⁶⁶ apresentam as primeiras próteses articuladas, em metal e plástico, a componente radial e carpal independentes, do tipo ball socket, cimentadas.

Meuli, na década de 70, apresenta um dispositivo não-constritivo, semelhante a um garfo metálico, maleável, para fixação no segundo e terceiro metacarpo. Possuía também uma bola de polyester, que mais tarde foi substituída por Polietileno de ultra elevado peso molecular.¹¹⁷ Este foi alvo de diversas revisões, até à Meuli III, feita em titânio e com cabeça revestida em nitrato de titânio, com vista a melhorar a capacidade de resistência ao desgaste.

Neste novo modelo os dentes encontram-se desviados do seu centro (fig. 3.5 centro), com o intuito de melhorar o posicionamento da prótese.¹⁵ O uso de cimento ósseo, para fixação nos canais medulares, é opcional.



Fig. 3.5: As diversas modificações até ao modelo final¹¹⁷ (esq. cima) ; Meuli II com bola de polyester²³ (esq. baixo)
Meuli III em titânio¹¹⁶ e Imagem Raio-X de paciente com Meuli III¹³⁹

Resultados iniciais em 26 artroplastias, revelam a necessidade de revisão em 35% dos casos devido, na sua maioria, ao incorrecto posicionamento protésico - não colocando o centro de rotação no capitato - resultando na tendência para a flexão e adução.²³

Cooney et al.,⁴⁴ com o objectivo de estudar o sucesso a 5 anos em 140 artroplastias usando Mueli, reporta 33% de complicações graves, na sua maioria deslocamentos (8,6%), seguido do descolamento da prótese (2,9%) e deformação ou contratatura dos tecidos moles em 12,1%. Destas, 75% tiveram de realizar revisão num período inferior a 3 anos. Já nos pacientes com descolamento do componente distal, verificou-se o deslocamento progressivo no sentido palmar da cúpula, levando à intensificação da posição de dorsiflexão, contribuindo para a ruptura do tendão e o aparecimento do síndrome de túnel cárpico.

A Combinação de problemas mecânicos, associados ao descolamento e deslocação do implante,¹⁶⁴ a dificuldade em posicionar correctamente a prótese e balanceamento dos tecidos moles,^{116,23} que levam à deformação e ruptura dos mesmos, representam as principais causas de falência do implante.

Actualmente, este implante não é utilizado, muito em parte devido aos problemas nos tecidos, que levou à resistência de autores na sua utilização.⁴⁴

Simultaneamente, Volz,¹⁶⁶ desenvolve um implante semi-constritivo, com componentes em liga de Crômio Cobalto e Polietileno. O componente metacarpal, com a superfície de formato hemisférico, pretende aproximar-se do movimento natural do pulso, permitindo maior arco de flexão/extensão que adução/abdução, reduzindo a rotação radiocarpal. Este insere-se através do capitato, prolongando-se até ao terceiro metacarpo. A componente radial, do mesmo material, articula com a componente metacarpal, através de uma superfície côncava de polietileno.

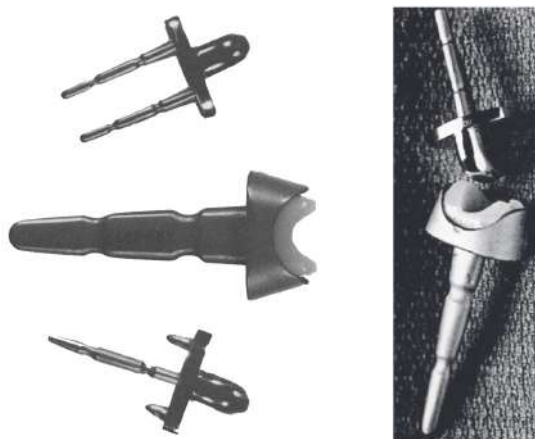


Fig. 3.6: Modelo Voltz^{104, 139}

Volz, com resultados primários até 14 meses pós artroplastia com o modelo de dois dentes - Fig.3.6 esq - reporta bons resultados, com todos os casos reportando alívio da dor e apenas dois onde a amplitude de realização de movimento não atinge os requisitos,¹⁶⁶ num conjunto de 17 artroplastias.

Como complicações mais frequentes, estão a descolamento do componente metacarpal e conseqüente perfuração desta no osso.

Terceira Geração

Os principais factores para o aparecimento de problemas com a artroplastia são a centralização da prótese a fixação e o balanceamento dos tecidos moles.⁴⁴

Com os problemas supracitados a ocorrer de forma recorrente, surgem novos dispositivos com vista a minimizá-los.

Para isso, estes novos designs procuravam restaurar o centro de rotação do pulso, melhorar o balanceamento dos tecidos e estabilidade, minimizando a quantidade de osso a remover. Deste grupo de dispositivos fazem parte a Trispherical, Biax e Universal.

A **Trispherical** consiste num implante semi-constritivo, com componente metacarpal e radial contendo suporte articular em plástico. Para prevenir o deslocamento, possui ainda um mecanismo tipo eixo.

O seu componente metacarpal apresenta duas versões¹⁰⁴ : uma de maior dimensão, para o terceiro metacarpo, e uma mais pequena, desalinhada, no escafoide e base do segundo metacarpo. Estas permitem a fixação e pretendem resistir às forças de rotação.

O componente radial possui uma haste, também desalinhada, com inclinação de 12 graus,

sentido palmar.

A articulação, feita através de uma esfera metálica, é posicionada de modo a que o centro instantâneo de rotação do pulso se dê no capitato. O componente em polietileno de elevada densidade, inserido no componente metacarpal, forma uma articulação do tipo ball & socket com a esfera radial. Está desenhada para atingir 15º graus de adução-abdução, 90º de flexão e 80º de extensão sem qualquer restrição.



Fig. 3.7: Modelo Thrisperical¹³⁹

Figgie e colegas produziram dois estudos complementares, em 1988⁶² e 1990,⁶³ avaliando os resultados para a Trispherical em pacientes com Artrite Reumatóide. Nestes, não foram reportados nenhum caso de deslocamento, infecção, fractura ou falha do implante no decorrer do período de seguimento (em média 9 anos).

Em apenas 6% dos casos, foi necessária a revisão, com sucessiva retirada do implante, devido a mau alinhamento do mesmo, que originou o descolamento e dor persistente. Evidências de radiolucência foram observadas em 20% dos casos, maioritariamente em volta do componente metacarpal.⁶³

Num relatório do Hospital para Cirurgia Especial,¹⁰⁹ para um período médio de 8,7 anos, foram reportadas taxas de complicações de 9%, para 87 casos analisados.

A falha mecânica, com necessidade de revisão, foi observada em cinco pacientes, ocorrendo maioritariamente na componente metacarpal, levando ao descolamento e perfuração da haste.

Outras complicações, como a perda da função nos extensores, em dois pacientes, e um caso de sépsis foram também reportados.¹⁰⁹

Apesar da elevada taxa de sobrevivência deste implante na literatura, 97% em 5 anos e 93% ao fim de 10 anos,¹⁰² o descolamento do componente metacarpal e consequente perfuração da haste,^{102,109} surge como o problema mais frequente neste dispositivo.

A **Biaxial**, actualmente fora do mercado, consistia num implante não constritivo, cimentado, em liga metálica de cromo cobalto. O seu componente metacarpal, com uma haste para inserção no terceiro metacarpo, de cabeça elipsoidal e um pequeno pino para inserir no trapezóide, articula com o suporte em polietileno acoplada no componente radial.¹⁵²

Este pequeno pino serve para fixação adicional e para promover a estabilidade rotacional.

Com o formato elipsoidal, pretende reproduzir o movimento natural do pulso.¹⁵ Para fazer corresponder o centro de rotação, a porção proximal do componente radial é desalinhado no sentido ulnar e palmar.¹⁵² Para melhorar a distribuição de tensão na interface de fixação do cimento ósseo, as superfícies proximais do implante apresentam revestimento poroso.



Fig. 3.8: Modelo Biaxial^{103,142}

Resultados a médio-longo prazo revelam taxas de satisfação na ordem dos 70%,^{37,157} com melhorias na dor e funcionalidade do pulso, com taxas de sobrevivência acima dos 80%.^{37,157}

No entanto, a incidência de complicações é elevada, com o *loosening* do componente distal,^{140,37} levando à migração da haste metacarpal^{157,37} entre as mais frequentes.

Um outro modelo, **Universal**, foi desenvolvido por Menon, em 1980. Este é um implante não-constritivo em liga de titânio. O componente radial, com haste de formato em Y, possui uma superfície articular côncava, com uma inclinação de 20°, aproximando-se assim da anatômica.^{115,15}

O Componente metacarpal - um prato oval em titânio-, é fixo no capitato, sendo esta auxiliada com dois parafusos. Com o aumento da área articular, esperava-se resistir à instabilidade e deslocamento.¹⁵

A articulação dos dois componente é feita através de uma cúpula em polietileno de densidade ultra elevada, toroidal e convexa.

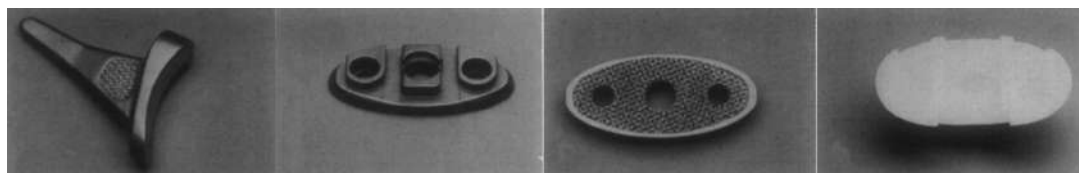


Fig. 3.9: Os diferentes componentes que integram o implante Universal¹¹⁵

Com um implante verificava-se uma melhoria na amplitude na realização dos movi-

mentos.

Menon,¹¹⁵ onde foram avaliados 31 pacientes num período médio de 6,7 anos, reporta níveis satisfatórios (88%), no alívio da dor. Contudo, em 32% dos casos ocorreram complicações, sendo a deslocação a mais frequente.

Divelbiss et al.,⁵³ apresenta os resultados em pacientes com artrite reumatóide, que corroboram os resultados a curto prazos de Menon, com melhoria significativa na amplitude em todos os movimentos. Mais uma vez, a deslocação foi a causa mais frequente das complicações, que atingiram os 14% em pacientes com Artrite Reumatóide severa.

Ward et al.,¹⁶⁷ num estudo onde o acompanhamento médio era de 7,3 anos (variando entre os 5 e 10,8 anos), para uma amostra de 24 artroplastias totais, foi necessária revisão em 50% dos casos, tendo como causa mais comum a descolamento do componente carpal. Assim, os autores avaliam as taxas de sucesso a 5 anos e 7 anos como sendo de 75% e 60%, respectivamente.

3.3.2 Implantes Comerciais

Actualmente, os esforços concentram-se na resolução dos problemas que têm sido constantes nas gerações anteriores, como a instabilidade e fixação. Estes modelos, maioritariamente não-cimentados, apresentam um revestimento poroso para potenciar a osteointegração. Como a recessão óssea é menor, além da preservação de maior quantidade de osso, também os ligamentos ficam salvaguardados, com a manutenção da periferia do rádio, onde estes estão fixos.⁸⁰ Um dos principais requisitos é a estabilidade na parte distal, procurando assim designs que se aproximem mais do anatómico, com fixação no carpo. Segundo Gupta, a melhor definição de estabilidade é o “controlo dos graus de liberdade” e que, sem esta, não será possível obter-se resultados livres de dor.⁸⁰ Assim, num design onde a articulação funciona como uma dobradiça, os graus de liberdade permitidos são inferiores, levando a um aumento das tensões transmitidas na interface metal-cimento, e assim, ao descolamento.⁸⁰

Universal 2

Desenvolvida por IntegraLifeSciences, é a versão melhorada da sua homónima. Visa solucionar os problemas mais frequentes na Universal I, como instabilidade na articulação. Inclui alterações no componente radial, tal como a alteração do material utilizado - corpo em cromo-cobalto e haste em titânio -, o aumento da largura e redução da inclinação da sua extremidade.

O componente carpal, fixo no capitato, possui ainda dois parafusos de ângulo variável. Ambos apresentam revestimento poroso em liga titânio.

O prato carpal, assim como a interface de polietileno de ultra elevado peso molecular, são de formato elipsoidal (fig. 3.10).



Fig. 3.10: Implante Universal 2 (IntegralLifeSciences)

Os resultados a médio prazo são promissores, com elevado grau de satisfação e sem casos de deslocação, descolamento, ou necessidade para revisão.^{168,61,120}

Morapudi et al.,¹²⁰ num acompanhamento médio de 3.1 anos, reporta que não se observaram deslocações ou evidências de *loosening*, sendo apenas reportadas infecções superficiais e outros problemas menores (como a restrição no movimento ou problemas nos tecidos moles).

Ferreres et al.⁶¹, num estudo com período médio de acompanhamento 5.5 anos, não verifica nenhum caso de deslocação ou necessidade de revisão numa amostra de 21 pacientes.

No entanto, foram observadas evidências de osteólise em volta do segundo parafuso inserido no canal medular do metacarpo e o descolamento, ainda que de forma ligeira, do componente distal com subsidência no lado ulnar, em 2 pacientes. O decréscimo da densidade de osso esponjoso na região do estilóide do rádio, foi reportado em dois pacientes, no entanto sem levar à descolamento do componente radial.

Uma limitação deste estudo é que os autores não especificam em que modelo estas complicações ocorreram, uma vez que foram analisados Universal I e Universal 2.

O sucesso do implante continua elevado, mesmo em períodos mais longos, sendo superior a 90%.²¹

Contudo Kennedy et al.,¹⁵ em pacientes que efectuaram a cirurgia entre 2006 e 2014, reporta o descolamento radiográfico em 50% dos implantes, com 13% a necessitar revisão.

A descolamento surge como a complicação mais frequente deste modelo de implante.

Maestro

Desenvolvida pela Biomet, possui quatro componentes, todos modulares, estando disponíveis em diferentes tamanhos.

Tem como vantagem poder ser usada não só na artroplastia total, como na hemiartroplastia, que consiste na colocação de um implante substituindo apenas parte da articulação lesada.

A componente Radial inclui uma haste de titânio, inserida por press-fit, um corpo em Crómio-Cobalto e a superfície articular em Polietileno de ultra elevado peso molecular.



Fig. 3.11: Implante Maestro

O prato carpal, em liga de cobalto, assim como a sua cúpula, acoplada ao primeiro, é fixa a uma haste no capitato, juntamente com dois parafusos de tamanho variável, em liga titânio. Ambas as hastes - radial e carpal - apresentam revestimento com titânio. As diversas opções disponíveis para o prato carpal, - Fig. 3.12 -, eliminam a necessidade de fusão da fileira proximal, em situações onde é necessária a extracção total do escafoide. Os resultados para este implante têm sido promissores, no entanto, carecem os estudos sobre os efeitos a longo prazo do mesmo.



Fig. 3.12: As diversas opções para o prato carpal

Dellaqua et al.,⁵¹ num estudo onde são avaliados 19 pacientes por um período médio de acompanhamento de 2.45 anos, revela o alívio na dor satisfatória, com melhoria, no pós-operatório, da realização de todos os movimentos. Num outro estudo, Nydick et al.,¹²⁵ num período médio de acompanhamento de 28 meses, verifica que a força de prensão na mão sujeita a artroplastia corresponde a 60% da contralateral, mas reportam taxas de complicação na ordem dos 30%, com 4 casos de contratura do pulso, 1 infecção profunda que resulta na falha do implante, 1 caso de instabilidade e sinovite.

Remotion

Lançada em 2002, pela SmallBones Inc, é composta por três elementos: uma haste radial, modelada assemelhando-se ao formato anatómico, um prato carpal e uma bola em polietileno. O prato carpal e haste radial apresentam uma camada porosa de titânio a fim de promover a osteointegração. No primeiro, o pino central insere-se por press-fit no capitato podendo atingir a base do terceiro metacarpo, apesar de tal não ser recomendado.

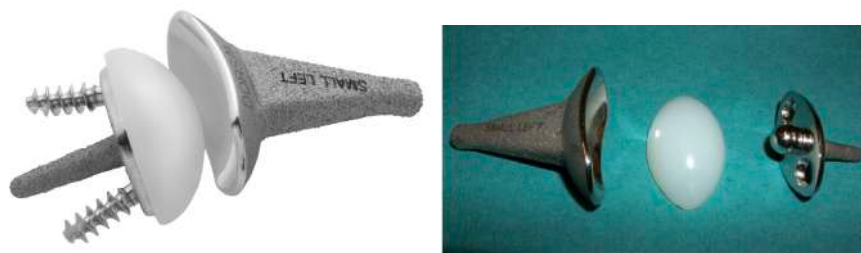


Fig. 3.13: Implante Remotion

A compressão deste à base do carpo é auxiliada por dois parafusos de 4,5mm em liga de cromo-cobalto, com fixação num lado no hãmato, e ao escafoide, trapezóide e a base do segundo metacarpo no oposto (fig 3.13).

Estes permitem a variabilidade posicional, uma vez que podem ser angulados até 30° . A transmissão uniforme das cargas resulta do aproveitamento de osso esponjoso retirado do rádio - usado para criar uma massa óssea a usar na fusão intercarpal - juntamente com a fixação já descrita.

A bola em polietileno de densidade ultra elevada, é fixa por snap-fit à extremidade proximal do prato carpal, sendo livre para rotacionar até 10° . Assim, esta funciona como um amortecedor e evita a transmissão de momento para a componente metálica do carpo que poderá resultar na descelagem do mesmo.

A componente radial apresenta uma cavidade moderadamente profunda na sua superfície articular, aproximando-se assim do centro de rotação anatómico, sendo inserida por press-fit no rádio, permitindo a preservação das inserções dos ligamentos. No sentido de replicar a anatomia do pulso, este apresenta inclinação de 10° no sentido palmar e, para prevenir o choque com o nervo mediano e os tendões, o seu rebordo é rebaixado.

É modular, uma vez que oferece diversos tamanhos nos diferentes componentes, permitindo uma resposta mais individualizada.

Segundo Gupta,⁸⁰ o seu design garante a execução de movimento de extensão e flexão até 40° e um arco de 30° em adução-abdução.

Ensaio clínicos usando este implante são parcos, mas têm revelado resultados promissores, com taxas de sucesso superiores a 90%.^{85,65,147}

Os resultados positivos para este dispositivo revelam que não ocorrem diferenças significativas quando analisados grupos com diferentes patologias²⁶ e a ocorrência de complicações, quando comparadas com implantes de geração anterior, apresentam valores consideravelmente mais baixos.^{147,45}

Boeckstyns e colegas²⁶ desenvolveram uma base de dados Web com registos de 65 artroplastias, provenientes de relatórios datados entre 2003 a 2007 em 7 locais especializados, em pacientes com e sem artrite reumatóide (RA e NRA).

No grupo com Artrite Reumatóide (RA), verificou-se uma ligeira perda no arco de abdução, sem alterações na flexão.

Já o grupo NRA, na extensão não foram verificadas alterações, no entanto foram verificadas perdas na abdução e extensão.

Da sua totalidade, em 8% dos casos foi necessária a revisão, sendo a descelagem a principal causa - afectando principalmente pacientes com RA - sendo no componente carpal onde se verifica a maior incidência (11%). Em 20% dos casos foi verificada osteólise, no entanto sem sinais de descelagem do implante.

Num outro estudo de Herzberg e Boeckstyns,⁸⁵ são analisados 215 casos, entre artrite reumatóide (RA, 129 casos) e não artrite reumatóide (NRA, 86 casos). Para a amostra foram incluídos também os casos referidos no estudo mencionado anteriormente.²⁶ Mais uma vez as complicações que resultam na retirada do dispositivo são inferiores a 10% : 6% para o grupo NRA e 5% para o grupo RA. No grupo de pacientes sem artrite (NRA) a incidência de descelagem periprotésica foi superior, com 18% versus os 12% no grupo RA.

No entanto, a taxa de migração do implante foi superior no grupo RA, com 4% versus 3% no grupo NRA. Em todos os casos foram verificadas melhorias na força, com destaque no grupo RA com melhorias até 40%.

Estes resultados traduzem-se em taxas de sucesso do implante superiores a 90%: 96% no grupo RA e 92% no grupo NRA, sem diferenças estatísticas relevantes entre os dois grupos de análise, com exceção dos resultados para o movimento de abdução e a força de preensão, que foi melhor no grupo reumático. No entanto este estudo apresenta algumas limitações, nomeadamente a necessidade para revisão é baseado no julgamento de um cirurgião, sendo assim muito dependente da opinião pessoal do mesmo.

Interessantemente, Froschauer et al.⁶⁵ e Honecker et al.,⁸⁷ reportam resultados muito diferentes dos anteriores. Honecker et al.,⁸⁷ numa amostra de 23 pacientes com diversas patologias (na sua maioria RA), reporta uma taxa de complicações de 35%, sendo estas diferenciadas entre graves (17%) e não graves (17%).

Dentro das mais graves, são reportados casos de sépsis sem deslocamento do implante e o descolamento do componente carpal. A fractura do implante ocorreu em em 13% dos casos sendo que em 4% destes, foi necessário retirar o implante.

Quanto à componente radial, não foram verificadas migrações do mesmo, mas em 40% dos casos são visíveis sinais de descolamento periprotésico.

Já no componente carpal não são observados sinais de descolamento na haste central, mas a migração. Nos parafusos também são evidentes sinais de descolamento em 13% dos casos.

Perante estes resultados, os autores reportam uma taxa de sucesso de 95,7% a 4 anos, 91,3% a 6 anos e 69% a 10 anos.

Froschauer et al.,⁶⁵ num grupo de 39 pacientes não RA, apresenta valores semelhantes ao anterior: 33% de casos, com 13% a requerer revisão.

Na sua maioria, estas estavam relacionadas com o impacto do escafoide com a componente radial que, segundo os autores, poderá ser evitado com a recessão completa ou quase completa do mesmo. Em redor do componente radial foi verificada a radiolúcia periprotésica em 8% dos casos, assim como a descolamento dos parafusos do lado radial (8%), no entanto sem trazer dor ou limitações aos pacientes. Apesar da elevada taxa de sobrevivência a 7anos - 97%- , os autores não estão satisfeitos com a taxa de complicações.

Alguns estudos avaliam e comparam diferentes implantes relativamente à sua taxa de sucesso e às complicações consequentes da artroplastia.^{45,147}

Cooney et al.,⁴⁵ num estudo retrospectivo de um único centro e por um único cirurgião, avalia 46 artroplastias totais - 8 Universal 2 , 22 Remotion e 16 Biax - em pacientes com RA (na sua maioria), por um período médio de 6 anos.

Na totalidade foram reportadas falhas em 20% dos casos, devido ao descolamento do componente distal (15%) e instabilidade, (4%). Na sua maioria, 87%, o implante em uso foi o *Biaxial*, seguido do *Universal 2*, com um caso de descolamento do parafuso distal que resultou na instabilidade.

Em todas as artroplastias usando a *Remotion*, foram atingidas as condições mínimas para a realização do arco de movimento e de força, ao contrario da *Biaxial* e *Universal 2*, onde apenas em 50% e 87,5% dos casos (respectivamente) essas condições foram atingidas.

Os implantes do tipo *ressurfacing* - *Remotion* e *Universal 2* - atingem elevadas taxas de retenção do implante original com 97% , ao passo que a do tipo resseccional (*Biaxial*) apresenta apenas 50% de sucesso.

Apesar do número de descolamentos e instabilidade verificados no componente distal, 50% dos casos, os autores concluem que a *Biaxial* promove uma fixação proximal excelente, sem incidências de descolamento.

Sagerfors et al.,¹⁴⁷ em 206 artroplastias realizadas por um único cirurgião Sueco entre 2002 e 2012, avaliaram a sobrevivência dos implantes, assim como a ocorrência e evolução do descolamento do implante.

No estudo foram incluídos dados de diversos implantes, nomeadamente *Biaxial*, *Remotion*, *Maestro* e *Universal 2*. O seguimento médio para cada implante foi 7 anos, excepto com a *Biaxial*, que apresentou um período mais extenso (9 anos).

Quanto aos resultados do estudo, em todos os implantes excepto a *Universal 2*, foi verificada a melhoria na força de prensão.

No que concerne a capacidade na realização de moviemntos, a *Maestro* reporta melhorias na fase Extensora (aos 1 e 5 anos) e na fase Aductora-Abductora, a *Biaxial* na fase Extensora (aos 1 e 5 anos) e a *Remotion* na fase de Extensão e Supinação (ao fim de 5anos).

No decorrer do período do estudo, a necessidade de revisão foi de 9%, devido à dor associada à descolamento (em 84% dos casos) e infecção profunda.

As deslocações observadas, uma no imediato - 3 semanas após a intervenção - ocorreu com a *Universal 2* e outra após 5 anos, com a *Biaxial*.

Evidências de *loosening* ao fim de 5 anos, foram observada em 26% dos implantes *Biaxial*, 36% *Universal 2* , 18% *Remotion* e apenas 2% *Maestro*.

Segundo os autores, uma das razões para a presença de descolamento na *Remotion* deve-se ao formato do prato carpal que, sendo de menor dimensão quando comparado com a *Maestro*, possui uma menor área de contacto e assim dificultar a osteointegração. Adicionalmente, esta componente na *Maestro* é ligeiramente angular, melhorando a estabilidade rotacional.

O sucesso da artoplastia usado a *Remotion* situa-se acima dos 90%, com 99% a 5 anos e 94% a 8 anos, assim como a *Maestro*, com uma taxa de sucesso de 95%.

Já a *Biaxial*, apresenta pior resultados: 84% a 5 anos, 81% a 8 anos e 78% a 12 anos.

Mediante os resultados obtidos pelos autores, estes reportam que a *Maestro* é aquele que oferece melhores condições biomecânicas., do conjunto de implantes estudado.

Como é possível verificar, os estudos clínicos e biomecânicos sobre o implante *Remotion* são ainda limitados e por curtos períodos de tempo.

3.3.3 Técnica Cirúrgica usando Implante *Remotion*

A intervenção cirúrgica varia consoante a abordagem do cirurgião e do implante escolhido.

Sendo o implante alvo de estudo a *Remotion*, o procedimento descrito de seguida é o usado mais frequentemente neste tipo de dispositivo.

A intervenção pode ser dividida nas fases de exposição, recessão do carpo, preparação radial e carpal, implementação do dispositivo e por fim o fecho.

Esta inicia-se com uma incisão no lado dorsal, sentido longitudinal, em linha com o terceiro metacarpo e centrada sobre o tubérculo de *Lister*. Dá-se a exposição do retináculo extensor, com duas abas reticulares, no lado ulnar e radial, e uma aba capsular, dorsalmente. A exposição do carpo acontece com o levantamento de uma aba rectangular, perto da extremidade do rádio, com preservação de tecido para posterior fecho capsular.

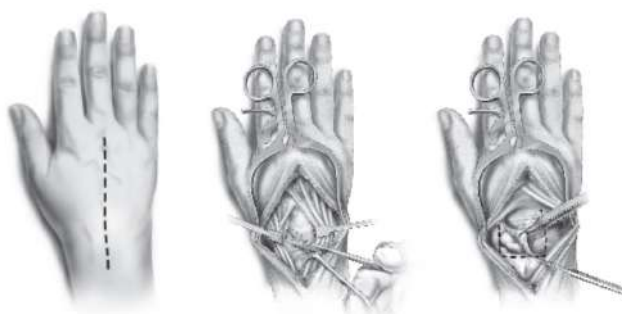


Fig. 3.14: Exposição do retináculo dos extensores (*esq.*) e do carpo (*dir.*)

Com o auxílio de instrumentos de precisão, colocados no guia fornecido pelo fabricante (fig. 3.15), procede-se a diversas etapas até a colocação definitiva do implante. Este guia, que deve estar centrado com o eixo do capitato/terceiro metacarpo e o eixo central longitudinal do rádio, permite verificar o correcto posicionamento no decorrer da intervenção.

A primeira etapa é a recessão óssea. Com o pulso em flexão, é então realizado um corte transversal, perpendicular com o eixo longo do antebraço, usando uma broca específica, onde são removidos a porção proximal do escafoide, a totalidade da semilunar, piramidal e extremidade do capitato e hamato.(fig. 3.15)

Terminado o corte, é removido o guia e o excesso ósseo.



Fig. 3.15: Fase Inicial de preparação do carpo com a recessão óssea

Seguidamente, são preparadas as superfícies para alojar os componentes teste e, mais tarde, o implante.

O pulso é colocado em hiperflexão e um novo instrumento, *PGT Radial Resurfacing*

Guide, é inserido no Guia (*PGT Guide*- fig. 3.21).

Com este equipamento procede-se à preparação da superfície articular do rádio que, no final desta etapa, deverá assemelhar-se ao contorno da superfície proximal da prótese.

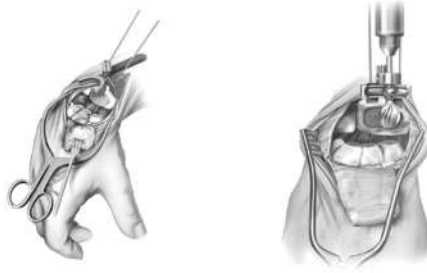


Fig. 3.16: Preparação da região distal do rádio

Auxiliado por brocas e ponteiras, é realizada a perfuração do rádio com recurso a um pino guia (que deverá estar alinhado com o eixo longo do rádio).

Terminada a operação, a componente radial de teste é colocada. (fig 3.17) Com este posicionado e os testes de alinhamento concluídos, este é novamente retirado remetendo-se a atenção para o carpo.

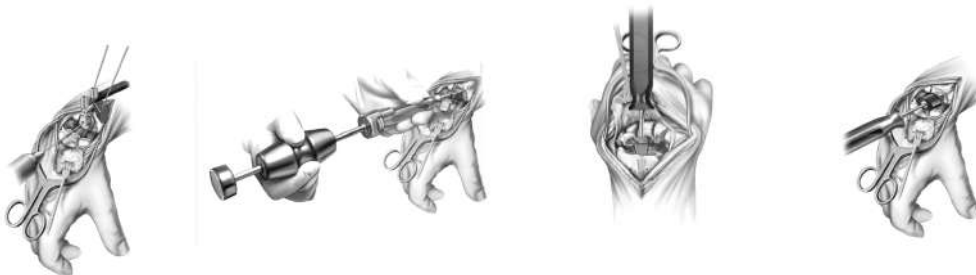


Fig. 3.17: Colocação da componente-teste radial

Mantendo o pulso em hiperflexão, com recurso a material específico, faz-se a preparação do local de inserção do elemento teste assim como os furos para alocar os parafusos no metacarpo. (fig.3.18)

Terminada a preparação, é inserido o componente teste carpal.



Fig. 3.18: Colocação dos componentes-teste: prato carpal e parafusos de fixação

Um novo teste é realizado, com a colocação da componente-teste da bola carpal e da

componente radial, e aí avaliado o alinhamento e a realização dos movimentos.

Quando satisfatório, os implantes definitivos são inseridos, com recurso a ferramentas de impacto. (fig 3.19)

Esta inicia-se pelo componente radial, seguido pelo prato carpal, inserido no capitato, todos por press-fit.

Por último, os parafusos - o radial, pelo segundo metacarpo e ulnar pelo quarto metacarpo.

Com recurso a imagens radiográficas, é avaliado seu posicionamento e, quando correcto, estes são fixos. Nesta etapa, todo o cuidado é necessário para prevenir a rotação do prato carpal.

Por fim, a bola de polietileno é colocada no prato carpal.

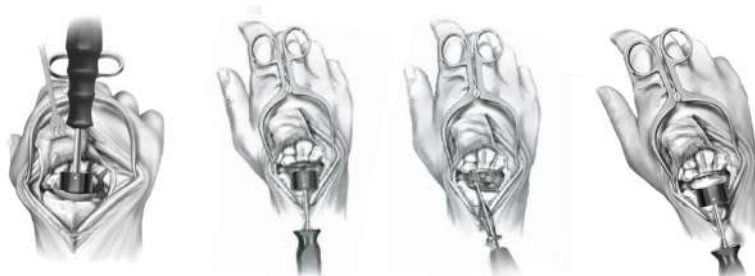


Fig. 3.19: Colocação dos componentes finais: radial, prato carpal, parafusos de fixação e bola de polietileno

Inseridos todos os componentes, são realizados novos testes de amplitude de movimento, estabilidade e comportamento geral do implante.

Após testes satisfatórios, avança-se para a reparação das estruturas anatómicas (cápsula dorsal e retináculo dos extensores) e fecho da junta (fig. 3.20).

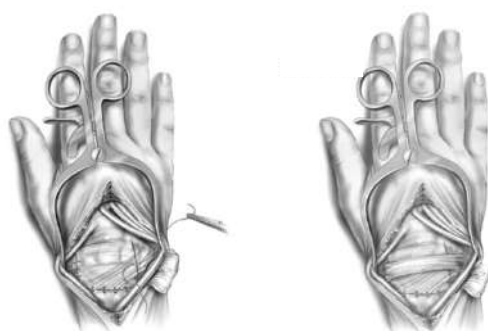


Fig. 3.20: Fase Final do Procedimento

No decorrer da cirurgia, são utilizados diversos instrumentos que, acoplados a um sistema modular, o PGT Guide (*Precise Guidance Technology*) - fig.3.21.

Este fornece uma referência para o alinhamento preciso ao longo das etapas de preparação para a colocação do implante.

De acordo com o fabricante, este sistema permite mitigar erros associados à complexidade

da artroplastia e assim diminuir as complicações consequentes desta.



Fig. 3.21: Sistema Modular Precise Guidance Technology

Após a artroplastia, são de extrema importância as fases de recobro e reabilitação pois, para o sucesso da intervenção, é necessária a boa integração óssea do implante. Nesta fase, especial cuidado é dado ao posicionamento do pulso, que deverá ser imobilizado em extensão - de 25 a 30° - com gesso, por um período médio de 2 semanas, sendo substituído por uma tala até 8 semanas. Após este período, dar-se-á início à fase de reabilitação, que deverá ser sempre acompanhada por profissionais. A avaliação da evolução do processo deverá ocorrer na 6ª semana, 3º e 6º meses e ao final de um ano, sendo depois aconselhado *check-up*o fim de 2, 5 e 10 anos.

No sentido de obter mais conhecimento sobre este dispositivo, surge este trabalho, sendo o mesmo a base dos seguintes capítulos.

Capítulo 4

Modelos numéricos da articulação na condição intacta e implantada

4.1 Introdução

Neste capítulo, é apresentada a metodologia usada no desenvolvimento dos modelos de elementos finitos das estruturas da articulação radiocarpal, para a condição nativa e implantada.

Estes modelos foram gerados partindo das geometrias dos modelos ósseos, de material sintético (modelo 3407 Sawbones, Pacific Research Labs, WA, USA), assim como do implante Remotion (Stryker), utilizados na parte experimental desta dissertação.

Partindo destes modelos geométricos, foram gerados modelos de elementos finitos, representativos de diferentes condições: articulação intacta e implantada.

Na condição implantada, foram simuladas duas situações clínicas resultantes da artroplastia: um modelo não osteointegrado, representativo do período imediato pós-cirurgia, e um modelo osteointegrado, representando uma situação a longo termo.

Em todos os modelos, foram aplicadas três condições de cargas distintas, representativas de actividades diárias.

Destes modelos foram analisadas, e comparadas, as deformações no osso cortical e esponjoso na região do implante, assim como a sua estabilidade primária, quando este ainda não se encontra totalmente osteointegrado com o osso adjacente, assim como as tensões desenvolvidas no implante para ambas as condições implantadas.

Com estes dados, e conseqüente comparação, procurou-se identificar os potenciais riscos de reabsorção óssea -conseqüente de *stress-shielding* - e/ou fractura óssea - associado à sobrecarga cíclica localizada- e também o grau de instabilidade primária do implante, derivado do excesso de micromovimentos na interface implante/osso.

4.2 Materiais e Métodos

4.2.1 Modelos Geométricos

Os modelos geométricos utilizados foram desenvolvidos no âmbito de estudos prévios.^{43,10}

Resumidamente, estes foram gerados através de um processo de digitalização 3D com nuvem de pontos das superfícies do rádio (modelo 3407 Sawbones, Pacific Research Labs, WA, USA) utilizadas na parte experimental deste trabalho.

Após o processo de digitalização, foram geradas as superfícies sólidas representativas do osso cortical e esponjoso do rádio, mediante comandos de reconstrução geométrica disponíveis no software CATIA V5.

Para o osso cortical, foi definida uma espessura média (constante) de 2,5mm, semelhante à espessura média observada na porção distal do rádio sintético, utilizado na análise experimental.

O osso esponjoso resultou assim da subtração ao volume total do volume correspondente de osso cortical.

Na figura 4.1 são esquematizadas as geometrias finais do modelo nativo.

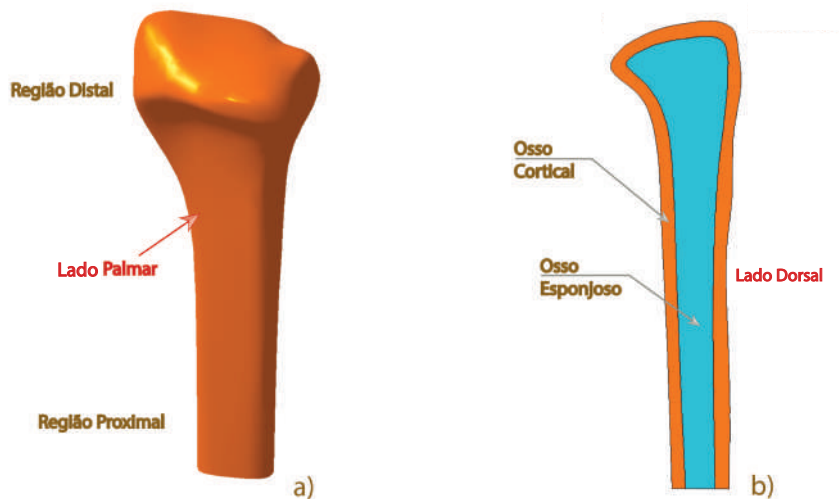


Fig. 4.1: Modelos Geométrico na condição Nativa em perspectiva (*esq.*) e segundo o Plano Sagital (*dir.*)

A componente radial do implante utilizado neste trabalho, da marca Stryker modelo Remotion, presente na fig. 4.2, foi obtido de modo análogo ao osso do rádio, através da digitalização com nuvem de pontos.

Na geração do sólido, foram seguidas as mesmas etapas e comandos usados para a obtenção dos modelos geométricos do rádio.

Nas figs. 4.2 e 4.3, é apresentado o implante, nas versões física e pós modelação.



Fig. 4.2: Modelo físico do Implante Remotion (Stryker)

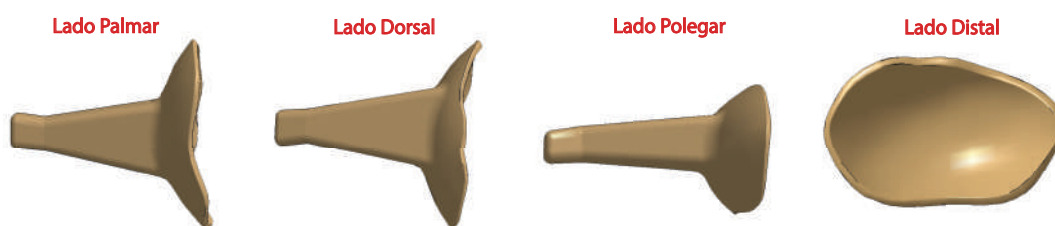


Fig. 4.3: Resultado da modelação geométrica do Implante Remotion

O modelo implantado foi desenvolvido a partir do modelo intacto, através de operações booleanas de remoção na cavidade cárpica do osso cortical e esponjoso, tendo em vista a introdução da componente do implante radiocarpal Remotion. Para que o posicionamento replicasse o observado no modelo experimental, teve-se um especial cuidado no processo de posicionar e centrar o implante, garantindo-se que as superfícies do implante ficavam em perfeito contacto com a superfície da cavidade óssea do osso cortical e esponjoso.

Na figura 4.4, é apresentado o posicionamento do implante na cavidade do rádio, segundo o plano frontal e sagital. A fim de reduzir o seu tamanho original, e assim o tempo necessário para a simulação, o rádio foi seccionado na zona proximal em todos os modelos.

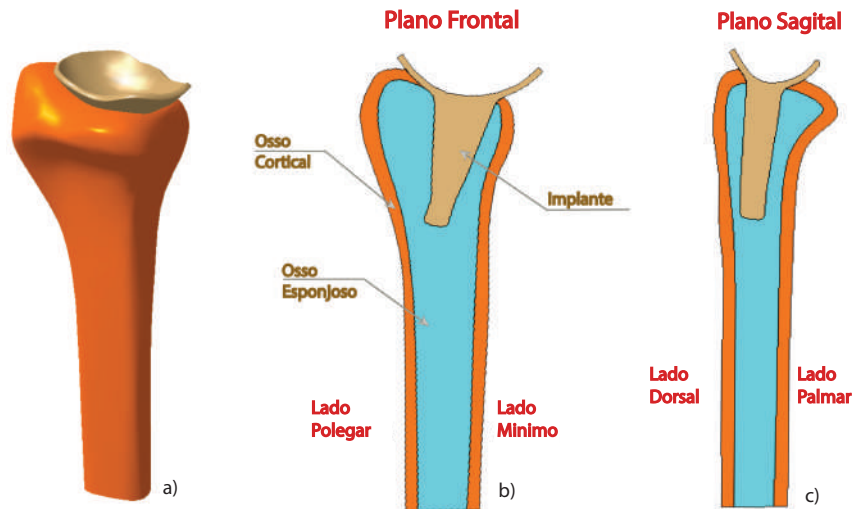


Fig. 4.4: Modelo Geométrico na condição implantada em perspectiva, (*esq.*), segundo o Plano Frontal (*centr.*) e Sagital (*dir.*)

4.2.2 Modelos Numéricos

Na sequência da geração dos modelos geométricos intacto e implantado, procedeu-se à geração de malhas de elementos finitos para as estruturas do osso do rádio e implante, que foram obtidas, de forma semi-automática, utilizando o software CATIA V5.

Numa primeira fase fase, foi gerada uma malha de elementos tetraédricos de 4 nós e tamanho médio de aresta de 1.5 mm no osso cortical e 1 mm para o osso esponjoso. Posteriormente, na região distal do osso cortical, foi efectuado um refinamento do tamanho médio dos elementos para 1mm, sendo esta operação constante em todos os modelos numéricos.

No modelo implantado, devido à operação de remoção de volume, foi necessária maior atenção na construção da malha.

Por isso, foram impostos o número de elementos da malha em linhas de contacto do osso esponjoso com o implante.

Para o implante, foi utilizada uma malha de elementos finitos tetraédrica de 4 nós com tamanho médio de aresta de 1mm. Estes valores foram determinados tendo por base estudos prévios utilizando as mesmas estruturas.^{22,43}

Na figura 4.6, estão esquematizados, em perspectiva e em corte, as malhas de elementos finitos geradas para o modelo intacto e implantado.

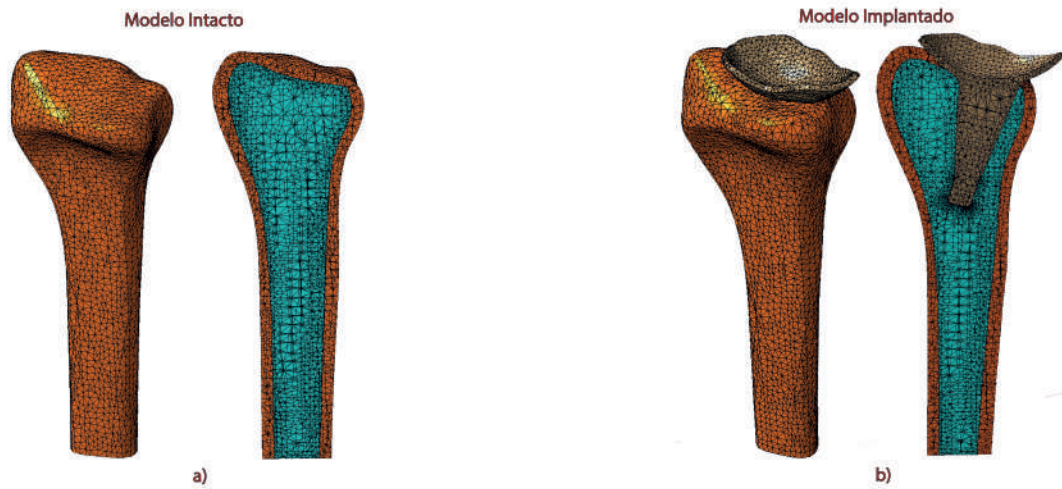


Fig. 4.5: Malhas dos diferentes modelos do rádio analisados: a) Modelo Intacto e Modelo Implantado

Na tabela 4.1, são apresentadas as principais características das malhas de elementos finitos do modelo intacto e implantado.

Tabela 4.1: Número de Nós e Elementos de cada parte do modelo numérico - Modelo intacto

Estrutura	Nós	Elementos
intacto		
Osso Esponjoso	12490	56192
Osso Cortical	9138	35020
Implantado		
Osso Esponjoso	17826	81906
Osso Cortical	10025	38761
Implante	3844	15270

4.2.3 Condições de Fronteira e Contacto

As forças aplicadas assim com os ângulos de aplicação das mesmas, foram estimados partindo de estudos experimentais e teóricos.^{155, 129, 151, 34}

Foram considerados três casos de carga, que resultam de diferentes alinhamentos da força de reação na articulação radiocarpal, medidos no plano frontal ($\theta = 15^\circ, 0^\circ, 45^\circ$), com magnitude de 350N, semelhante à magnitude da força desenvolvida no movimento de preensão de um objecto com peso de 25N.^{161, 151}

A região proximal do rádio foi rigidamente fixo, como se pode observar na figura 4.6. Na mesma figura são esquematizados os três casos de carga em análise.

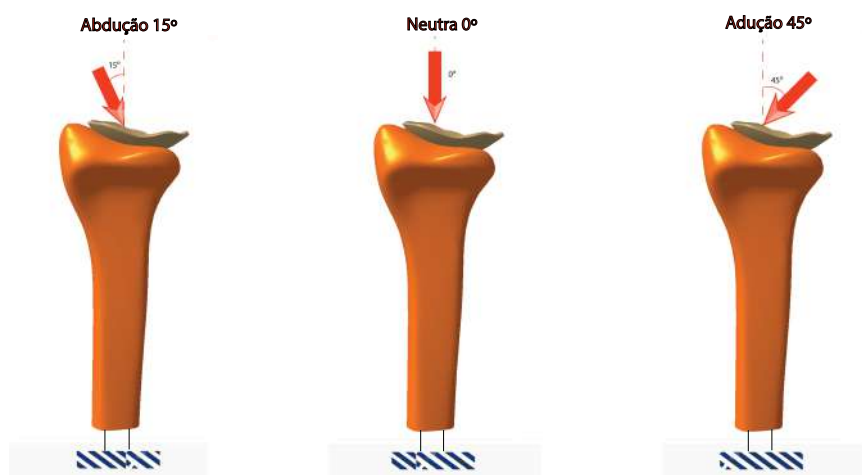


Fig. 4.6: Representação esquemática das condições de carga e fronteira usadas na simulação: Abdução (*esq*), Neutra (*centro*) e Adução (*dir*)

Relativamente às condições de contacto entre as diferentes estruturas, considerou-se que em ambos os modelos, intacto e implantado, osso cortical e esponjoso se encontram em perfeito contacto e rigidamente ligados entre si.

Com o intuito de analisar duas condições clínicas distintas resultantes da artroplastia da articulação, foram estabelecidas diferentes condições de contacto entre o implante e as restantes estruturas ósseas.

Assim, numa situação a curto prazo, onde o implante ainda não se encontra osteointegrado com a superfície do osso, foi considerado um contacto com atrito, sendo esse $\mu=0.3$.^{39,137}

Para uma situação a longo termo, onde se espera que o implante se encontre totalmente osteointegrado nas superfícies adjacentes, o contacto foi considerado rigidamente ligado. Na tabela 4.2 encontram-se resumidas todas as condições para cada um dos modelos analisados.

Tabela 4.2: Tabela-resumo dos contactos entre os componentes

Modelo	Esponjoso - Cortical	Esponjoso - Implante
intacto	Rigidamente Ligado	-
Modelo Implantado Não-Osteointegrado	Rigidamente Ligado	Contacto com Atrito
Modelo Implantado Osteointegrado	Rigidamente Ligado	Rigidamente Ligado

4.2.4 Propriedades mecânicas dos materiais

Nesta etapa, procede-se à associação das propriedades mecânicas aos domínios da malha correspondente. Na totalidade, foram gerados três materiais, segundo as propriedades de osso cortical, esponjoso e implante.

As propriedades mecânicas aplicadas ao osso cortical e esponjoso foram as indicadas pelo fabricante dos modelos de osso compósito.⁸

Quanto ao implante ReMotion, foram assumidas as propriedades mecânicas para uma liga de cromo-cobalto (CrCo).

Em todos os materiais assumiu-se que estes eram homogêneos, isotrópicos e com comportamento linear elástico, simplificação assumida em diversos estudos biomecânicos.^{40, 43, 30, 135}

As propriedades mecânicas dos materiais estão indicadas na tabela 4.3.

Tabela 4.3: Propriedades mecânicas dos materiais

	Módulo de Young (MPa)	Coef. De Poisson ν
Osso Esponjoso	13	0.26
Osso Cortical	0.155	0.26
Implante (CrCo)	210	0.3

No âmbito das simulações realizadas para a condição intacto e implantado, foram analisadas as deformações principais máximas (ε_1) e mínimas (ε_2) na região distal do osso cortical e esponjoso do rádio, os níveis de tensão de Von Mises no implante e os micromovimentos entre o osso esponjoso e implante em todas as condições de carga.

As deformações principais no osso cortical, no local dos extensômetros, foram comparadas e correlacionadas com os resultados obtidos experimentalmente, nos mesmos locais.

4.3 Resultados

4.3.1 Deformações no Osso Esponjoso

Condição de Carga Neutra

Na figura 4.7 são apresentadas as deformações principais máximas (ε_1) no plano palmar do rádio para as três condições analisadas : modelo intacto, modelo implantado não-osteointegrado e modelo osteointegrado.

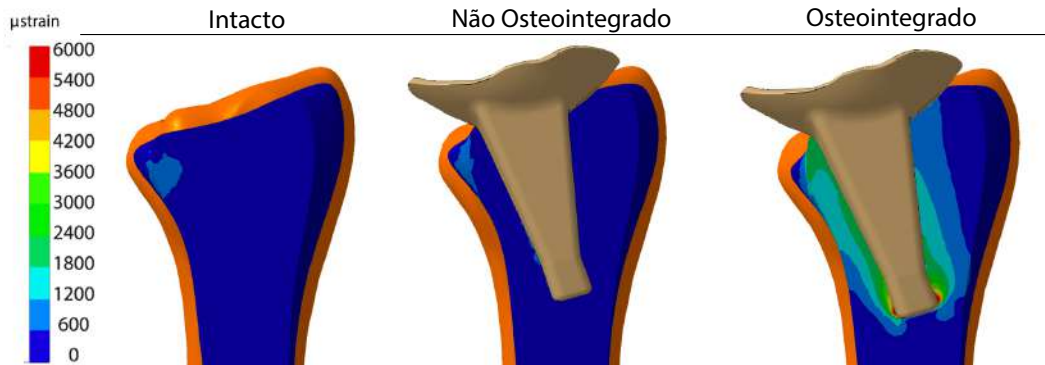


Fig. 4.7: Deformações máximas no osso esponjoso para a condição de carga neutro, nos três modelos

O modelo intacto apresenta, na zona distal do rádio, um campo de deformações relativamente homogêneo, com valores médios inferiores a $600 \mu\text{strain}$.

O modelo implantado não osteointegrado apresenta um comportamento semelhante ao modelo intacto, com valores médios inferiores a $600 \mu\text{strain}$.

Já no modelo osteointegrado registam-se os valores mais elevados de deformação principal máxima, com valores médios aproximados de $2000 \mu\text{strain}$ ao longo do comprimento da haste e valores de pico superiores a $5400 \mu\text{strain}$ na região da extremidade.

Ao comparar com o modelo intacto, é possível observar que as maiores diferenças ocorrem no modelo osteointegrado, nas zonas adjacentes à haste do implante, com níveis de deformação principal máxima superiores em 2 a 3 vezes os do modelo intacto.

No entanto, as diferenças mais pronunciadas ocorrem na região da extremidade da haste do implante, em áreas muito localizadas, onde o nível de deformação é cerca de 10 vezes superior os valores médios observados no modelo intacto.

Ao analisar as deformações principais mínimas (ε_2) no osso esponjoso, segundo o plano palmar, apresentadas na figura 4.8, pode-se observar que o modelo intacto apresenta um campo de deformação onde os valores nominais máximos ocorrem junto da superfície condilar, com valores a rondar os $-2000 \mu\text{strain}$. Seguindo na direcção proximal, verifica-se a diminuição do valor nominal para valores médios inferiores a $-600 \mu\text{strain}$. Já o modelo implantado não osteointegrado apresenta, junto da superfície condilar, valores nominais de deformação em torno dos $-700 \mu\text{strain}$. Os máximos nominais ocorrem na zona proximal da haste no lado do Polegar, a rondar os $-1900 \mu\text{strain}$.

No entanto, os valores mais elevados de deformação principal mínima são observados no modelo osteointegrado, com valores médios superiores a $-2500 \mu\text{strain}$ no lado do Mínimo e $-1200 \mu\text{strain}$ no lado do Polegar. Na extremidade da haste são registados os valores máximos do modelo, com valores de pico médios superiores a $-5500 \mu\text{strain}$.

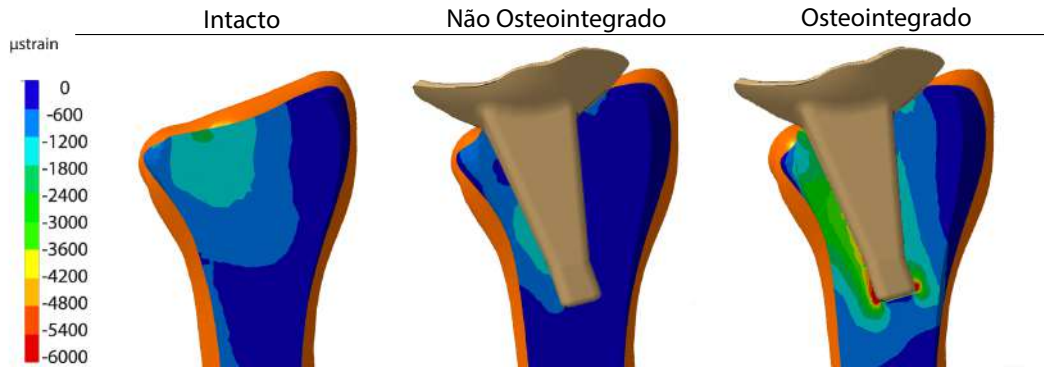


Fig. 4.8: Deformações mínimas no osso esponjoso para a condição de carga neutro, nos três modelos

Na comparação com o modelo intacto, ambos os modelos implantados demonstram uma tendência para a redução dos valores nominais da deformação principal mínima na região condilar, com o modelo não osteointegrado a registar a maior redução nominal, em cerca de 2 vezes.

Já no modelo osteointegrado ocorrem as maiores alterações, com o aumento em cerca de 1.5 a 3 vezes do valor nominal da deformação principal mínima, ao longo do comprimento da haste, relativamente ao modelo intacto.

Na extremidade da haste, região onde a diferença é mais notória, estas são superiores em cerca de 11 vezes comparativamente ao modelo intacto.

Condição de Carga Abdução

Na figura 4.9, apresenta-se as deformações máximas (ϵ_1) segundo o plano palmar, nos três modelos analisados.

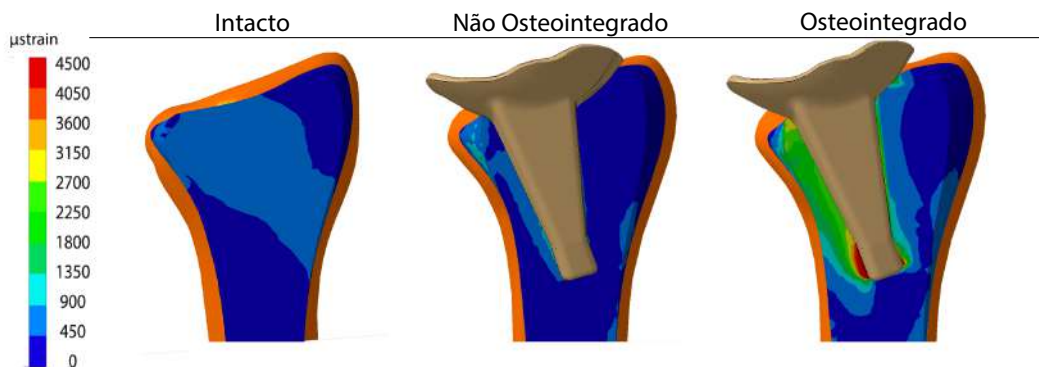


Fig. 4.9: Deformações máximas no osso esponjoso para a condição de carga abdução, nos três modelos

O modelo intacto na região distal do rádio, revela a concentração das deformações de maior magnitude no lado do Mínimo, na ordem dos 600 a 650 $\mu strain$. No modelo não osteointegrado, o campo de deformação ao longo do lado do Polegar é homogêneo, não ultrapassando os 300 $\mu strain$. Os máximos de deformação, de valor médio 1200 $\mu strain$, ocorrem de forma localizada no lado do Mínimo, em regiões intermédias da haste.

Já no modelo osteointegrado, registam-se os valores mais elevados de deformação principal máxima, com valores médios de 2000 $\mu strain$ ao longo do comprimento da haste, até valores de pico superiores a 5300 $\mu strain$, na extremidade.

Avaliando os modelos implantados, e comparando-os com o modelo intacto, é visível que o modelo osteointegrado apresenta as maiores diferenças, principalmente no lado do Mínimo, com níveis de deformação principal máxima superiores em cerca de 3 a 4 vezes na zona distal e condilar, até as 8 a 9 vezes na região intermédia da haste. Na região da extremidade da haste, onde são mais evidentes as alterações, o nível de deformação é superior em cerca de 16-18 vezes as do modelo intacto.

Quanto às deformações mínimas, figura 4.10, é possível observar que os valores máximos de deformação principal mínima ocorrem junto da superfície condilar, com valores nominais médios de -2500 $\mu strain$.

Seguindo a direcção proximal, o valor médio de deformação principal mínima diminui para valores nominais a rondar os -850/ -900 $\mu strain$.

No modelo não-osteointegrado, a zona junto da superfície condilar apresenta valores nominais máximos aproximados de -700 $\mu strain$. Os valores máximos, de valor nominal médio aproximado de -3000 $\mu strain$, ocorrem em regiões do lado do Mínimo proximal.

Por fim, no modelo osteointegrado, são registados, no lado do Mínimo, valores nominais médios de -2500 $\mu strain$ na região distal e condilar do osso esponjoso e -4000 $\mu strain$ longo de todo o comprimento da haste. No entanto, os valores de pico situam-se na região da extremidade da haste, de valor nominal médio superior a -5400 $\mu strain$.

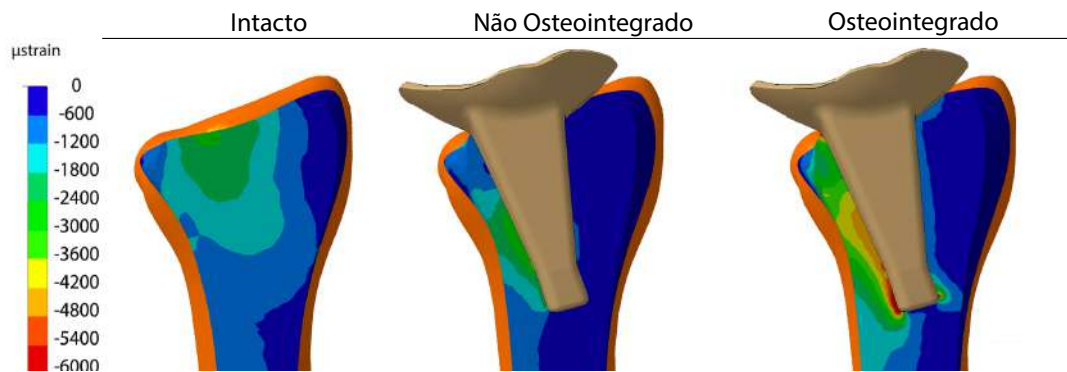


Fig. 4.10: Deformações mínimas no osso esponjoso para a condição de carga abdução, nos três modelos

Comparando com o modelo intacto, é possível observar uma migração das deformações principais mínimas nos modelos implantados, para as regiões intermédio-proximal da haste do implante, estando estas concentradas essencialmente no lado do Mínimo.

No modelo não osteointegrado, o nível de deformação na zona intermédia da haste é superior até 3.5 vezes, ao passo que, na região condilar e distal do osso, registam-se reduções até 2 vezes, principalmente na região de contacto com o implante, quando comparado com o modelo intacto.

Já no modelo osteointegrado, aquele onde se observam as maiores alterações, os níveis de deformação são superiores a 2 vezes (na região condilar e distal) até 4.5 vezes na

região intermédia da haste. Na extremidade da haste, onde é mais o nível de deformação é superior cerca de 7 vezes.

Condição de Carga Adução

Na figura 4.11, são ilustradas as deformações principais máximas, segundo o plano palmar, do osso esponjoso do rádio.

Como é possível observar pela figura, o campo de deformação no modelo intacto é uniforme em todo o plano do rádio, sendo inferior a $600 \mu\text{strain}$.

No modelo não-osteointegrado, tal como no modelo intacto, o campo de deformação é relativamente homogêneo ao longo de todo o lado do mínimo. Os máximos de deformação, distribuídos pelo lado do Polegar sobretudo longo do comprimento da haste, rondam $600 \mu\text{strain}$, até valores de pico na ordem dos 800 a $850 \mu\text{strain}$ na zona proximal da haste.

Quanto ao modelo osteointegrado verifica-se que as deformações principais máximas de maior magnitude se localizam no lado do Polegar, na ordem dos 2500 a $3000 \mu\text{strain}$ ao longo do comprimento da haste. até valores de pico superiores a $6000 \mu\text{strain}$ na zona da extremidade.

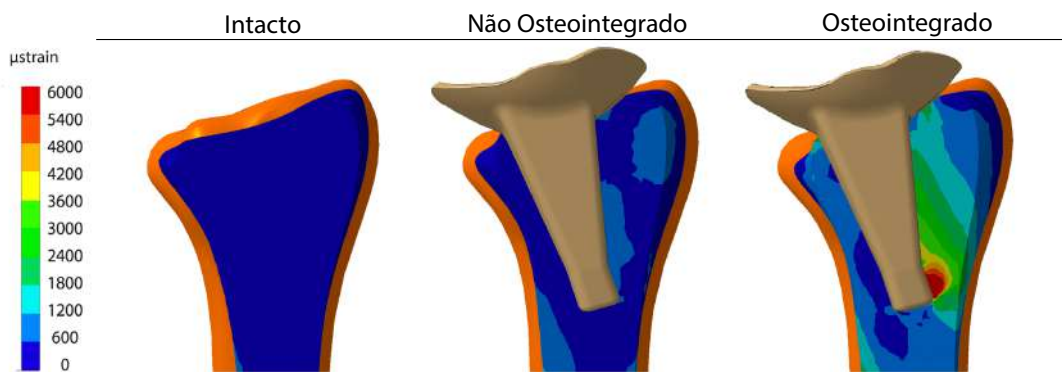


Fig. 4.11: Deformações máximas no osso esponjoso para a condição de carga adução, nos três modelos

Assim, o gradiente dos modelos implantados é diferente do observado no modelo intacto. No modelo não osteointegrado, são registados aumentos até 2 vezes no valor da deformação, em locais pontuais do lado do Polegar.

Já o modelo osteointegrado apresenta um gradiente totalmente diferente dos modelos anteriores, com níveis de deformação superiores até 7.5 vezes no lado do Polegar, culminado com deformações até 17 vezes superiores na região da extremidade da haste.

As deformações principais mínimas no osso esponjoso no modelo intacto, implantado não osteointegrado e osteointegrado, são apresentadas na figura 4.12.

Como é possível observar, o campo de deformação no modelo intacto apresenta os máximos de deformação, de valor nominal aproximado de $-2000 \mu\text{strain}$, na zona da superfície condilar. Na região proximal, a deformação não ultrapassa os $-750 \mu\text{strain}$. No modelo não osteointegrado, o campo de deformação mais heterogêneo localiza-se no lado do Polegar, com valor nominais médios aproximados de $-1400 \mu\text{strain}$ na região proximal da haste, até valores nominais de pico aproximados de $-2800 \mu\text{strain}$ na extremidade da haste.

No modelo osteointegrado, é possível observar que o campo de deformação apresenta uma tendência para acumular as deformações de maior intensidade no lado do Polegar, sendo superiores a $-2500 \mu\text{strain}$ ao longo do comprimento da haste. Na região da extremidade da haste registam-se os valores nominais máximos do modelo, superiores a $-5500 \mu\text{strain}$. Junto à superfície articular, é também observável uma região de elevada deformação, de aproximadamente $-5000 \mu\text{strain}$.

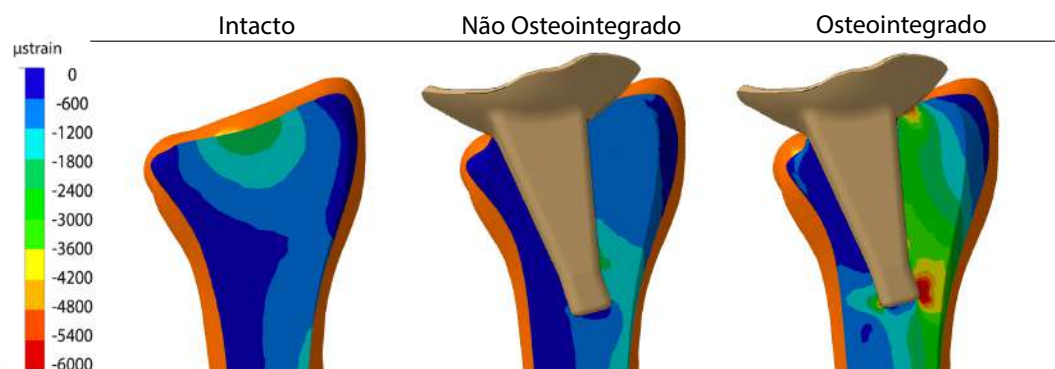


Fig. 4.12: Deformações mínimas no osso esponjoso para a condição de carga adução, nos três modelos

Por isso, ao analisar os três modelos, observa-se que o campo de deformação se vai alterando, principalmente ao longo do lado do Polegar. No modelo não osteointegrado, a região proximal da haste regista deformações principais máximas superiores de 2 a 3.7 vezes. No modelo osteointegrado, os níveis de deformação são superiores de 2.3 a 3.3 vezes, relativamente ao intacto. Já na extremidade da haste, estas atingem 8 a 13.5 vezes, no lado do Polegar e Mínimo.

4.3.2 Deformações no Osso Cortical

Condição de Carga Neutra

Na figura 4.13, são apresentadas as deformações principais máximas (ϵ_1) no osso cortical, segundo os planos palmar e dorsal.

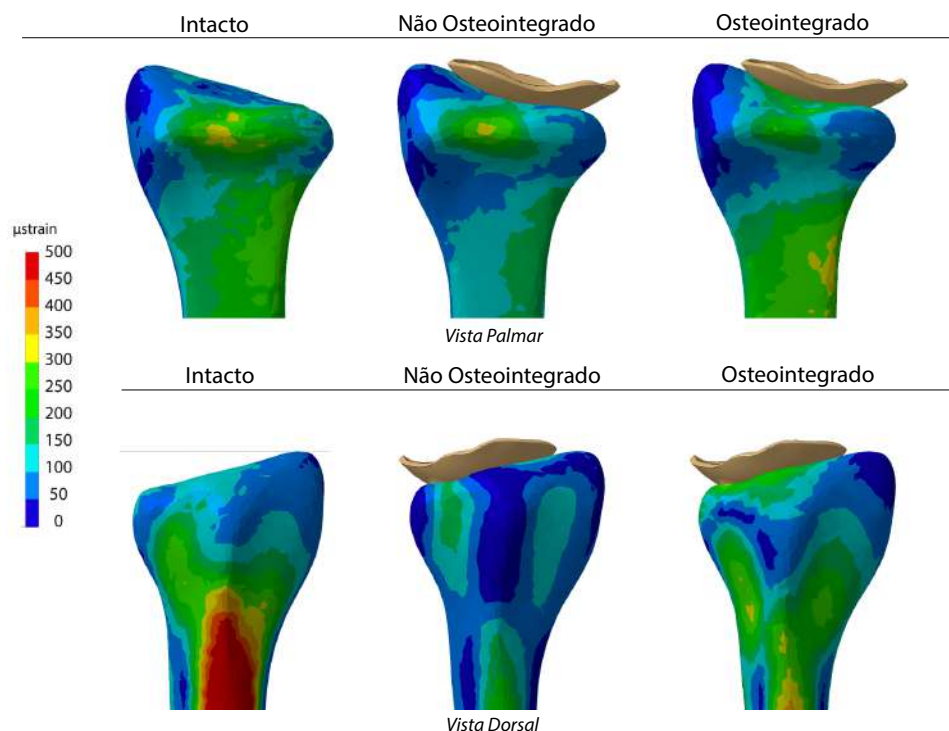


Fig. 4.13: Deformações máximas no osso cortical para a condição de carga neutro, nos três modelos

Avaliando o modelo intacto, é possível observar que o campo de deformação na região distal palmar apresenta máximos na ordem dos $280 \mu strain$.

Na região dorsal, é possível observar máximos aproximados de $560 \mu strain$ na região proximal. Já na região do mínimo distal são registados, em média, máximos de $270 \mu strain$.

No modelo implantado não osteointegrado, observa-se o decréscimo generalizado da deformação, registando um valor médio máximo de $150 \mu strain$, na região periférica palmar do lado do mínimo.

Segundo o plano dorsal, verificam-se máximos localizados de $190 \mu strain$ no lado do mínimo distal.

Já o modelo implantado osteointegrado apresenta um campo de deformação relativamente homogêneo na região palmar distal do rádio, não ultrapassando os $200 \mu strain$. Os máximos de deformação são registados na região proximal, com um valor médio máximo de $300 \mu strain$.

A região dorsal distal do rádio regista valores de deformação principal máxima médios na ordem dos $250-300 \mu strain$.

Comparando os modelos implantados com o modelo intacto, é possível observar que as maiores alterações ocorrem no modelo não-osteointegrado, com reduções para cerca de metade relativamente à condição intacta.

Quanto aos resultados para o campo das deformações principais mínimas (ε_2) segundo os mesmos planos, figura 4.14, no modelo intacto verifica-se que o lado do mínimo regista, ao longo de todo o comprimento do cortical, os valores nominais de maior intensidade, com máximos a variar entre os -800 e $-900 \mu\text{strain}$.

Já no plano dorsal, a deformação distribui-se de modo bastante homogêneo, não sendo superior a $-150 \mu\text{strain}$. Apenas na região proximal, junto da periferia do lado do polegar, se atinge valores de pico a rondar os $-215 \mu\text{strain}$.

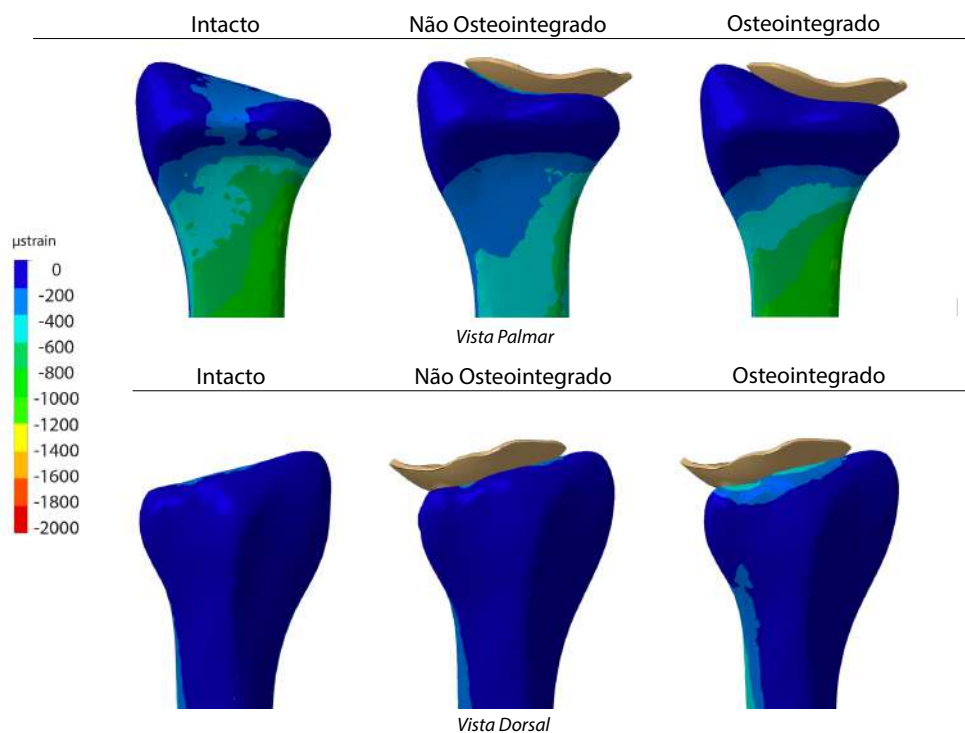


Fig. 4.14: Deformações mínimas no osso cortical para a condição de carga neutro, nos três modelos

Ao avaliar o modelo não osteointegrado, a região distal apresenta valores médios máximos na ordem dos -400 a $-450 \mu\text{strain}$ concentrados na periferia do lado do mínimo. Ao longo do cortical, seguindo o mesmo lado, estas atingem valores de pico na ordem dos -550 a $-600 \mu\text{strain}$. O comportamento no plano dorsal é bastante semelhante ao modelo intacto, com uma distribuição homogênea de valores médios inferiores a $-120 \mu\text{strain}$. Mais uma vez, apenas em regiões do mínimo proximal é que se atinge valores de pico aproximados de $-250 \mu\text{strain}$.

Por fim, o modelo osteointegrado apresenta um campo de deformação com distribuição uniforme pela superfície, atingindo máximos na ordem dos -550 a $-600 \mu\text{strain}$ na região do mínimo distal, até picos médios de $-900 \mu\text{strain}$ na região proximal. Segundo o plano dorsal, a superfície condilar surge com os máximos de deformação na região distal, com valores médios de $-300 \mu\text{strain}$ até valores de pico superiores a $-400 \mu\text{strain}$. Na restante

superfície distal, as deformações apresentam, no máximo, valores médios inferiores a $-200 \mu\text{strain}$, até valores de pico de $-250 \mu\text{strain}$, na região do mínimo proximal.

Analisando os modelos implantados, é possível observar que as diferenças ocorrem essencialmente no plano palmar, com reduções até 0.7 vezes no modelo não osteointegrado. No entanto no modelo osteointegrado, verificam-se aumentos até 2 vezes na superfície condilar.

Condição de Carga Abdução

Na figura 4.15, são apresentados os resultados das deformações principais máximas segundo o plano palmar e dorsal, nos modelos intacto e implantados.

Na região distal do modelo intacto, os máximos registados rondam os $300 \mu\text{strain}$, no lado do mínimo. Seguindo a direção proximal, estes sofrem um ligeiro aumento até valores médios de $400 \mu\text{strain}$. No plano dorsal, o lado do mínimo distal regista os máximos de deformação principal máxima, com valores médios de $430 \mu\text{strain}$.

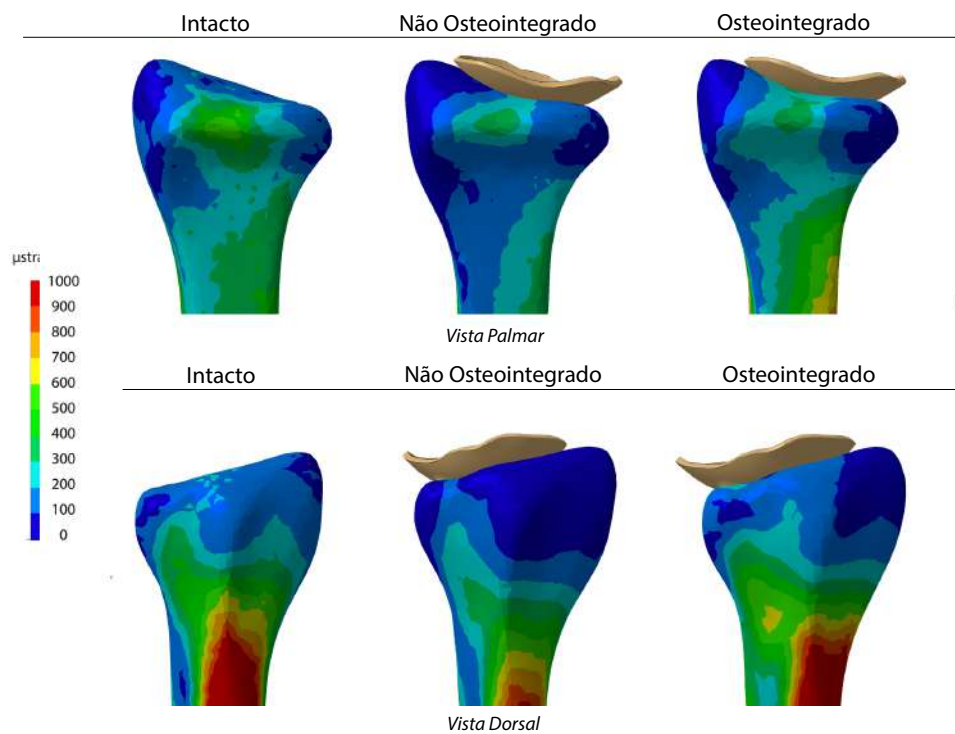


Fig. 4.15: Deformações máximas no osso cortical para a condição de carga abdução, nos três modelos

No modelo não osteointegrado as deformações principais máximas na região palmar distal registam máximos na ordem dos $150-200 \mu\text{strain}$, com a região do mínimo proximal a registar valores médios na ordem dos $300 \mu\text{strain}$.

Já no plano dorsal, as deformações principais máximas são na ordem dos $250-300 \mu\text{strain}$ na região do mínimo distal, com picos de deformação superiores a $600 \mu\text{strain}$, na região

proximal do polegar.

No modelo osteointegrado, a região palmar distal regista valores médios de 200-250 $\mu strain$, até valores de pico de 600 $\mu strain$, na região proximal. Segundo o plano dorsal, a região distal do mínimo apresenta valores médios máximos na ordem dos 300 $\mu strain$, ao passo que a região distal do polegar não ultrapassa os 120 $\mu strain$.

Seguindo a direcção proximal, os valores de pico podem ser observados no lado do polegar até valores médios de 1000 $\mu strain$.

Assim, para esta condição de carga, as maiores alterações podem ser observadas no modelo implantado não osteointegrado, com reduções até metade do valor na condição intacto.

Movendo agora para a análise das deformações principais mínimas, figura 4.16, no modelo intacto é possível observar que os máximos de deformação se localizam na região distal do mínimo de valor médio -650 $\mu strain$ no plano palmar.

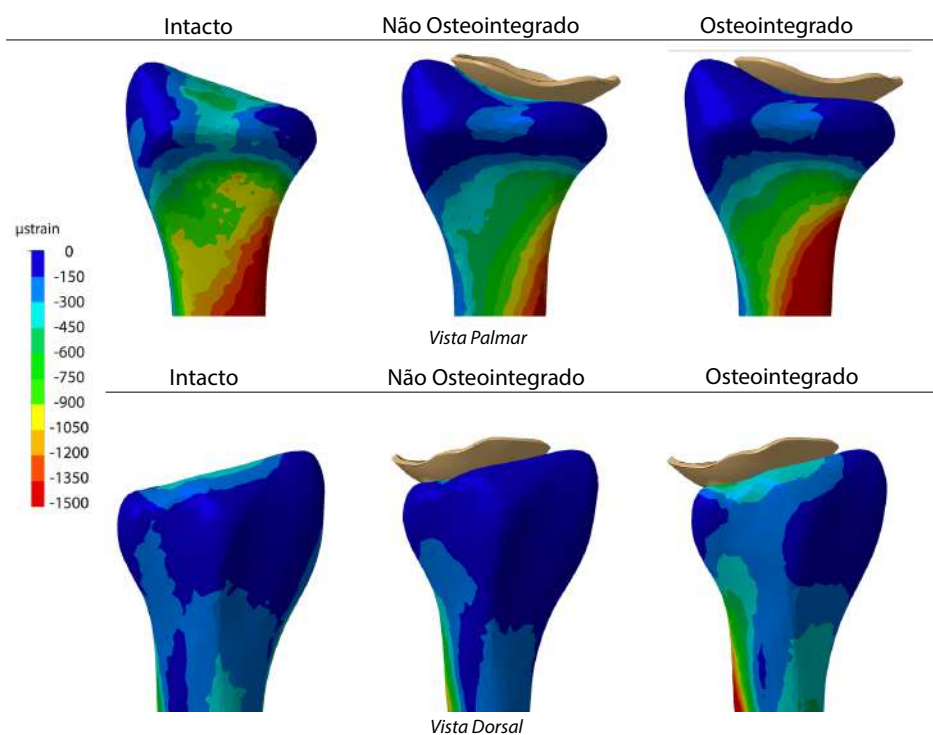


Fig. 4.16: Deformações mínimas no osso cortical para a condição de carga abdução, nos três modelos

No plano dorsal, os máximos de deformação, de valor médio -350 $\mu strain$, são encontrados na região junto da superfície condilar.

Seguindo a direcção proximal, a distribuição da deformação ocorre de forma uniforme pela superfície, com máximos a rondar os -320 $\mu strain$.

No modelo implantado não osteointegrado, os máximos de deformação na região palmar distal atingem um valor médio de -450 $\mu strain$, até valores de pico perto dos -1300 na região proximal.

Segundo o plano dorsal, a distribuição da deformação na região distal é bastante homogénea, com máximos de valor médio -200 $\mu strain$.

No entanto, na região proximal, estas atingem valores médios de $-350 \mu\text{strain}$. Por fim, o modelo implantado osteointegrado apresenta um campo de deformação semelhante ao modelo não osteointegrado, com a região do mínimo distal a apresentar valores médios de $-630 \mu\text{strain}$, até valores de pico de $-1800 \mu\text{strain}$ na região proximal. Na região dorsal distal verifica-se uma distribuição relativamente homogênea, com máximos até $-350 \mu\text{strain}$ no lado do mínimo. No entanto, os valores de pico são registados junto da superfície condilar, com valores médios de $-360 \mu\text{strain}$. Já na região proximal do mínimo, são observados valores de pico médios de $-700 \mu\text{strain}$, registam-se no lado do mínimo.

Assim, as alterações relativamente ao modelo intacto são visíveis em ambos os modelos implantados. No modelo não osteointegrado, são visíveis reduções até 2 vezes, atingindo as 3 vezes na zona do polegar distal.

Por outro lado, no modelo osteointegrado, são visíveis aumentos médios de 1.5 vezes. No entanto, na região do mínimo proximal estas atingem 4.5 vezes a deformação do modelo intacto.

Condição de Carga Adução

As deformações principais máximas, segundo o plano palmar e dorsal, são apresentadas na figura 4.17.

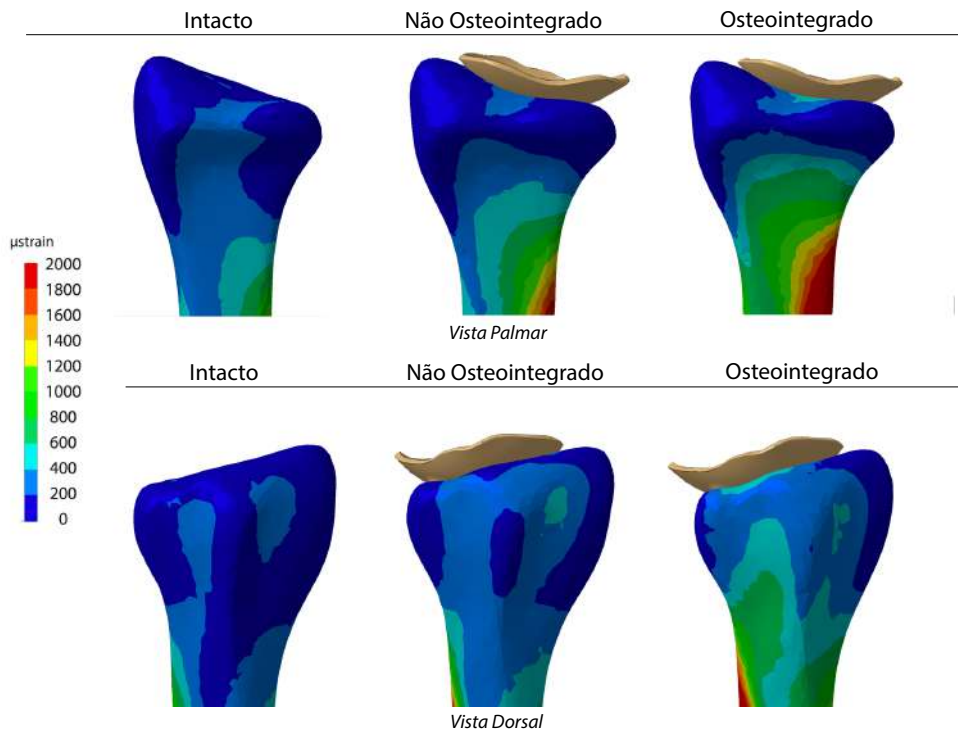


Fig. 4.17: Deformações máximas no osso cortical para a condição de carga adução, nos três modelos

No modelo intacto, ao analisar a região distal palmar do rádio, é possível observar que a deformação se distribui de modo simétrico, sobre o eixo maior do rádio, com máximos

na ordem dos 300 μstrain . Já na região do mínimo proximal, são registados valores de pico 700 μstrain .

No plano dorsal, observa-se que o lado do polegar revela uma tendência para acumular deformações de maior intensidade, de valor médio 250 μstrain .

Quando analisado o modelo implantado não osteointegrado, os máximos de deformação na região distal palmar rondam os 400 μstrain , até valores de pico 1000 μstrain .

No plano dorsal, a região distal do rádio apresenta um campo de deformação relativamente homogêneo, com máximos médios de 350 μstrain . Na região do polegar distal, verifica-se um máximo, ainda que muito localizado, na ordem dos 450 μstrain .

No entanto os picos de deformação, na ordem dos 550-600 μstrain , encontram-se na região do mínimo proximal.

Por fim, no modelo osteointegrado, verifica-se um aumento generalizado do valor de deformação, com a região palmar distal a apresentar valores médios de 650-700 μstrain . No plano dorsal, a região distal do mínimo apresenta valores médios máximos de 500 μstrain . Já na região proximal, são atingidos valores de pico médios de 850 μstrain .

Comparando os modelos implantados com o modelo intacto, verifica-se que em ambos os modelos ocorre um aumento da deformação. No modelo osteointegrado, onde estas são mais significativas, as deformações na superfície palmar aumentam, em média, 2.5 vezes. No entanto, na região do mínimo distal estas atingem 5 vezes as do modelo intacto. Na superfície dorsal, as alterações não são muito pronunciadas, excepto na região do mínimo distal, com um aumento em cerca de 3.8 vezes.

Ao analisar a figura 4.18, representativa das deformações principais mínimas no osso cortical, pode-se observar que no modelo intacto, os máximos de deformação principal mínima são observados ao longo de todo o lado do polegar, com máximos (em média) entre -530 e -550 μstrain na região distal e -800 μstrain na região proximal. Segundo o plano dorsal, verifica-se um aumento progressivo do valor de deformação, especialmente ao longo do lado do polegar, ao atingir valores de pico -1200 μstrain na região proximal. Já na região distal, a deformação principal mínima ronda os -250 a -300 μstrain . O

modelo implantado não osteointegrado a região do polegar distal apresenta deformações principais mínimas médias de -420 μstrain , até valores máximos médios de -750 μstrain na região proximal.

No plano dorsal, a deformação na porção distal do rádio não ultrapassa os -400 μstrain , excepto bem junto da superfície condilar, onde se registam máximos a rondar os -485 μstrain .

No entanto os máximos de deformação, na ordem dos -1500 μstrain , estão concentrados maioritariamente no lado do mínimo proximal.

Por fim, no modelo osteointegrado, verifica-se um aumento generalizado do valor de

deformação, com a região do polegar distal a registar os máximos de deformação principal mínima, oscilando entre valores médios máximos de -650 a -700 μstrain . Na região do mínimo proximal são registados os valores de pico, a rondar os -1800 μstrain e -1900 μstrain .

No plano dorsal, é possível observar que os valores de pico na região distal ocorrem essencialmente no lado do mínimo, com deformações principais mínimas na ordem dos -850 μstrain . Na região proximal, registam-se máximos na ordem dos -1000 μstrain no lado do mínimo.

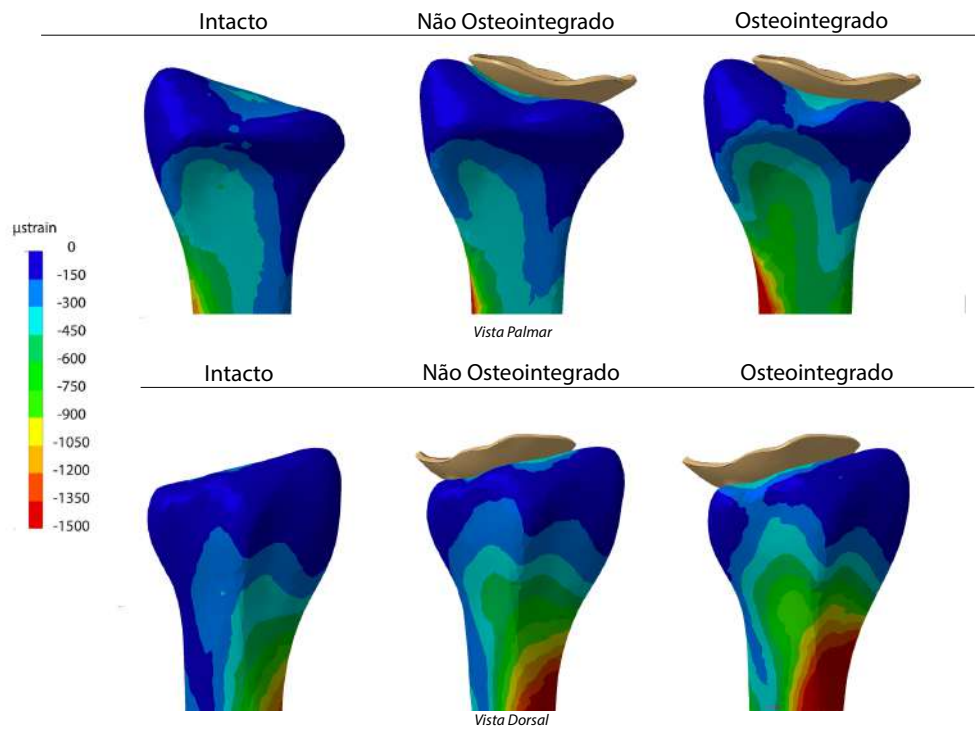


Fig. 4.18: Deformações mínimas no osso cortical para a condição de carga adução, nos três modelos

Comparando os modelos implantados com o intacto, as alterações são mais visíveis no modelo osteointegrado, onde se observa um aumento generalizado da deformação ao longo do comprimento do cortical e também na superfície condilar adjacente ao implante. Ao longo do lado do mínimo, a deformação aumenta em média 2.5 vezes na região distal e até 4.5 vezes na região proximal.

4.4 Tensão de Von Mises no Implante

Nas figuras 4.19 a 4.21 são apresentados os gradientes de tensão de VonMises no implante Remotion e quando este se encontra em contacto com atrito com o osso adjacente (não osteointegrado) e onde o implante se considera rigidamente ligado ao osso adjacente (osteointegrado).

A análise de tensões de Von Mises foi efectuada para os três casos de carga descritos anteriormente.

Para cada um destes, foram analisados os valores máximos e as regiões do implante onde estes ocorreram.

Posteriormente, estes foram comparados com a tensão limite de fadiga do material do implante.

Caso de Carga Neutra

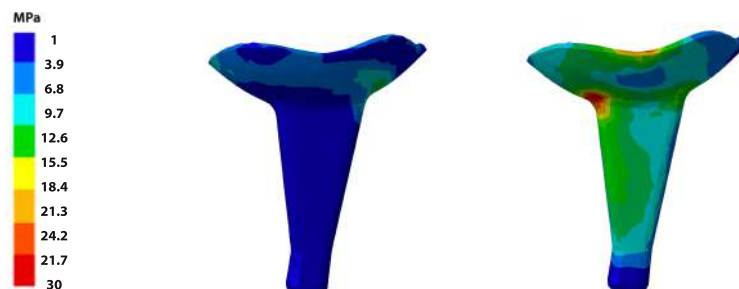


Fig. 4.19: Distribuição da Tensão de Von Mises no Implante para os modelos não-osteointegrado e osteointegrado (Plano Palmar - Caso Neutro)

No caso de carga neutro o modelo não-osteointegrado apresenta um campo de tensões relativamente uniforme ao longo da superfície do implante, na ordem dos 2,3MPa. Os máximos de tensão localizam-se na zona de transição geométrica da cápsula articular (início da haste), com picos de tensão até 13 MPa. Já no modelo osteointegrado os valores de tensão, ao longo da haste, situam-se entre os 9MPa e os 12MPa. Neste modelo, o pico de deformação ocorre no lado lateral, principalmente na zona inicial da haste, de magnitude 32MPa.

Caso de Carga Abdução

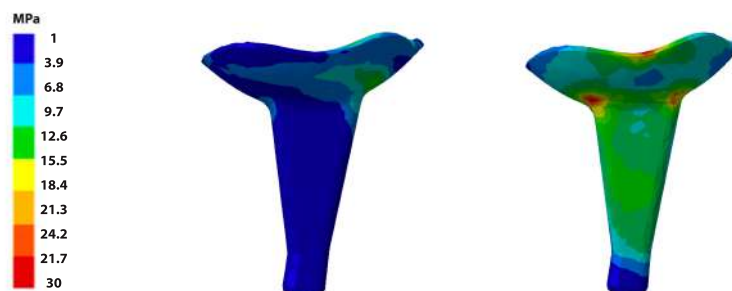


Fig. 4.20: Distribuição da Tensão de Von Mises no Implante para os modelos não-osteointegrado e osteointegrado (Plano Palmar - Caso Abdução)

No caso de carga de abdução, o modelo não-osteointegrado apresenta tensões com valor médio de 2,8MPa ao longo da superfície da haste. As regiões mais solicitadas localizam-se principalmente no lado medial, com a concentração de tensão localizada perto da região de transição geométrica da cavidade articular, com picos aproximados de 16 MPa.

No modelo osteointegrado, as regiões de maior tensão localizam-se abaixo da cavidade articular, nos aspectos medial e lateral, sendo superiores a 20MPa até pico de 30MPa no lado lateral.

Caso de Carga Adução

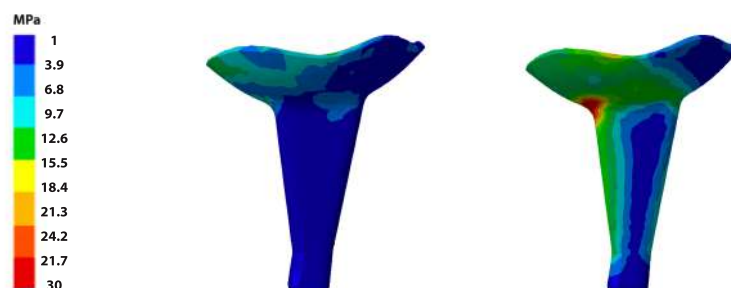


Fig. 4.21: Distribuição da Tensão de Von Mises no Implante para os modelos não-osteointegrado e osteointegrado (Plano Palmar - Caso Adução)

Para o caso de carga de Adução, o modelo não-osteointegrado apresenta tensões entre os 1MPa e 3MPa, ao longo da haste do implante. Os máximos de tensão ocorrem essencialmente no lado lateral, com máximos de 5MPa.

Já no modelo osteointegrado, verifica-se um aumento da tensão na direcção distal do implante com o máximo a ocorrer no lado lateral. Os picos de tensão encontram-se nesse mesmo lado, sobre a zona de transição geométrica, atingindo aproximadamente os 33 MPa.

4.5 Micromovimentos na interface Osso Esponjoso - Implante

A estabilidade primária é um dos objetivos primários para o sucesso da artroplastia uma vez que, quando esta é insuficiente, poderá levar a movimentos relativos excessivos da interface.

Quando determinados limites são ultrapassados, pode ser gerado um nível de tensão excessivo, levando ao desgaste e fractura óssea, assim como a migração dos componentes.⁶⁸ e *loosening*.

Assim, micromovimento pode ser definido como o movimento relativo medido na interface entre as superfícies do implante e osso esponjoso.

No sentido de estudar a estabilidade do implante Remotion, foi definido um alinhamento, no presente estudo o frontal, e seleccionada uma linha na superfície de ambas as estruturas - osso esponjoso e implante- que servirá para a simulação da interface.

Na figura 4.22, está esquematizado o alinhamento definido para o efeito.

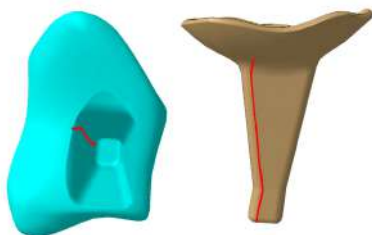


Fig. 4.22: Esquematização do alinhamento definido para a avaliação dos micromovimentos na interface implante-osso esponjoso.

Condição de carga Neutra

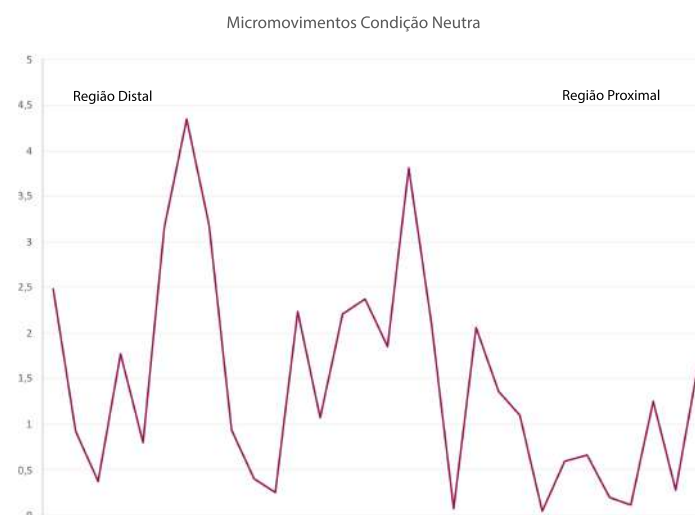


Fig. 4.23: Avaliação da estabilidade da interface osso esponjoso - implante, segundo o alinhamento Palmar, na condição Neutra

Da análise do gráfico 4.23, é possível observar que os micromovimentos ao longo da interface rondam os $2 \mu m$ - $2,5 \mu m$. O valor máximo, na ordem dos $4,5 \mu m$, ocorre na região distal da interface. Os mínimos registados, muito próximos de $0 \mu m$, registam-se na região proximal da interface.

Condição de carga Abdução

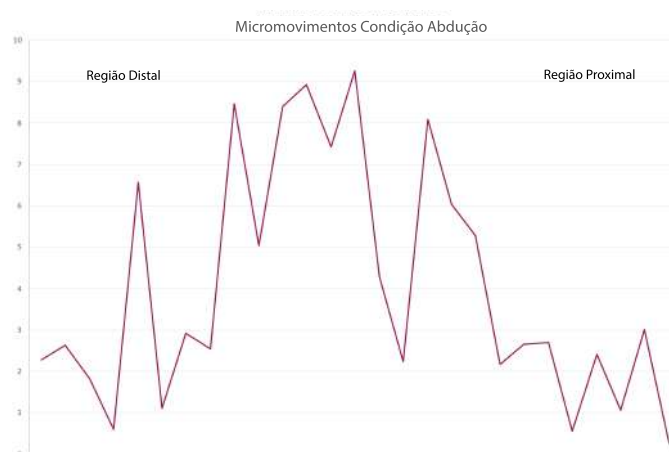


Fig. 4.24: Avaliação da estabilidade da interface osso esponjoso - implante, segundo o alinhamento Palmar, na condição Abdução

Avaliando o gráfico 4.24, para esta condição de carga os micromovimentos registam valores médios de $4 \mu m$, com um valor de pico na ordem dos $9 \mu m$ na região intermédia da interface. Na região proximal registam-se os valores mais baixos, próximos de $0 \mu m$.

Condição de carga Adução

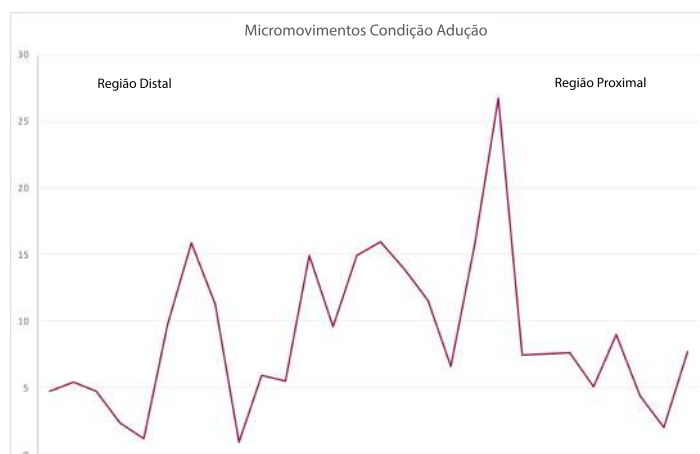


Fig. 4.25: Avaliação da estabilidade da interface osso esponjoso - implante, segundo o alinhamento Palmar, na condição Adução

Por fim, o gráfico da estabilidade na interface (fig. 4.25) na condição de abdução revela que os micromovimentos rondam, em média, os $15 \mu m$. O valor de pico, na ordem dos $25 \mu m$, regista-se na região proximal do implante, assim como os valores mínimos registados. No entanto, o mínimo absoluto, $0,89 \mu m$, regista-se na região intermédia distal da interface.

4.6 Discussão

Os resultados obtidos para estes modelos indicaram que a artroplastia induz alterações no comportamento mecânico do osso esponjoso e cortical.

No osso esponjoso é possível observar que a transferência de carga no modelo intacto decorre de modo semelhante nos diferentes casos de carga, quer nas deformações principais máximas e mínimas.

No entanto, com a introdução de um implante, verificam-se alterações na transferência e distribuição de carga, principalmente entre os modelos intacto e osteointegrado. As regiões de contacto com o implante, principalmente na região proximal da haste, apresentam aumentos até 9 vezes quando comparado com o modelo intacto. No entanto, as alterações mais significativas ocorrem na zona do término desta, onde são observáveis aumentos em cerca de 18 vezes no valor da deformação principal máxima. Já no valor nominal da deformação principal mínima este é superior até 13 vezes.

Tais resultados, à compressão, representam aumentos bastante superiores a 100% comparativamente com o valor nominal da deformação no modelo intacto. Assim, podemos estar perante um cenário de possível falência do osso esponjoso, com a fractura por efeito de fadiga resultante das cargas cíclicas.^{159,92}

Por outro lado, situações onde a carga no osso é substancialmente reduzida, a massa óssea é reabsorvida, levando à perda de densidade e rigidez do osso.^{79,67} Com reduções para cerca de metade do valor nominal da deformação principal mínima, a região condilar nos modelos não osteointegrado apresentam a possibilidade para a presença dos efeitos de *stress-shielding* se fizerem sentir - com a potencial perda de massa óssea, derivado da diminuição do estímulo mecânico nessa zona consequência da presença do implante.

À semelhança da análise efectuada para o osso esponjoso, foi feita uma avaliação das deformações principais máximas e mínimas no osso cortical.

No modelo não osteointegrado, apesar de se verificar uma redução generalizada no valor das deformações principais máximas e mínimas, as alterações são mais significativas à compressão, com a região palmar a apresentar reduções nominais para cerca de metade, relativamente ao modelo intacto, nos casos de carga neutro e de adução.

Com reduções superiores a 300 $\mu strain$ pode-se considerar a possibilidade de ocorrer os efeitos de *stress-shielding* derivado da diminuição na sollicitação mecânica.⁶⁷ Com a perda de massa óssea, o suporte do implante fica comprometido, podendo levar à falência ou migração do mesmo.

Por outro lado, em Adução, verifica-se o aumento geral do valor de deformação principal máxima e mínima, principalmente nesta última. Aqui, a região dorsal distal e condilar - adjacente ao implante - é onde se registam as maiores alterações aumentos nominais até 300 $\mu strain$. Sendo este aumento inferior a 100% após a artroplastia a sobrecarga, apesar de existente, não será suficiente para gerar situações de falência por fadiga do osso.^{159,92}

Já no modelo osteointegrado, ocorrem ligeiras reduções no valor das deformações principais máximas e mínimas, no entanto estas são inferiores a 200 $\mu strain$ e, por isso, existe um risco limitado e para indução da remodelação óssea.⁶⁷ No entanto, tal como no modelo não osteointegrado, o caso de Adução é aquele onde se registam as maiores alterações no padrão da deformação ao longo do córtex do rádio.

Com estas alterações, aquando desta condição de carga, existe a possibilidade de lesões por fadiga derivada do carregamento cíclico.¹⁵⁹

Quanto à tensão de Von Mises no implante, a região distal, especificamente na zona de contacto do implante com a superfície articular, regista o pico de tensão, sendo mais visíveis no modelo osteointegrado, com máximos duas vezes superiores aos registados no modelo não-osteointegrado.

Tendo em consideração os valores médios da tensão limite de fadiga do material do implante, situado entre os 500 e 900 MPa,^{39,123} pode-se concluir que existe um risco reduzido de fractura do implante por acção das cargas articulares cíclicas..

Por último, foi realizada uma avaliação dos micromovimentos na interface do implante e osso esponjoso, no modelo não osteointegrado. Estes são um dos factores mais importantes para a osteointegração., devendo ser inferiores a um valor limite. Estudos anteriores^{90,55,89,101} evidenciam que estes devem ser inferiores a 150-200 $\mu strain$, para potenciar a boa osteointegração. Quando mais elevados, conduzem à formação de tecido fibroso e levar a perda do implante.⁹⁰

Do conjunto de resultados obtidos na análise aos micromovimentos na interface entre o implante e osso esponjoso (do modelo não osteointegrado) para todas as condições de carga, conclui-se que o valor máximo registado - 9 μm no caso de carga de Abdução - parece não comprometer a estabilidade primária do implante, e assim, promover uma boa osteointegração.

Capítulo 5

Métodos experimentais na articulação na condição intacta e implantada

5.1 Introdução

Neste capítulo é descrito o modo como se desenvolveu o modelo experimental da articulação radiocarpal implantada

Estes modelos foram desenvolvidos utilizando modelos ósseos em material sintético, instrumentados com recurso a extensómetros, colocados ao longo da superfície do modelo ósseo do rádio, e o implante ReMotion.

A avaliação das extensões principais permitiram avaliar e comparar os níveis de deformação na região distal do osso cortical entre o modelo intacto e implantado. Adicionalmente, estes serviram como comparação com os obtidos para outro tipo de implante da mesma geração (Maestro) e ainda com os modelos numéricos desenvolvidos no capítulo anterior.

5.2 Materiais e Métodos

5.2.1 Modelos Experimentais

Três modelos do rádio em material sintético (Sawbones, modelo 3407, referência SKU 3407,4^a geração, da Pacific Research Labs, WA, USA, foram seleccionados para a realização desta análise experimental.

Estes são constituídos por um núcleo de espuma rígida em poliuretano e uma superfície de Epóxi *Short Fiber Filled Epoxy*, simulando o osso esponjoso e cortical, respectivamente.

Sete rosetas tri-axiais a 45 ° *KFG-3-120-D17-11L3M2S*, *Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd., Tokyo, Japan* foram distribuídas sobre a superfície distal do rádio, no lado do polegar (Pol_D e Pol_P), palmar (Pal_D e Pal_P) e dorsal (Dor_Dm, Dor_Dl, Dor_P) coincidentes com as posições em estudo prévio⁴³.

Para que fossem colocados de forma correcta, foi marcado um eixo de referência ao longo da superfície do rádio.

Nas figs. 5.1 e 5.2, mostra-se a localização e nomenclatura de cada extensómetro e a sua posição relativa.

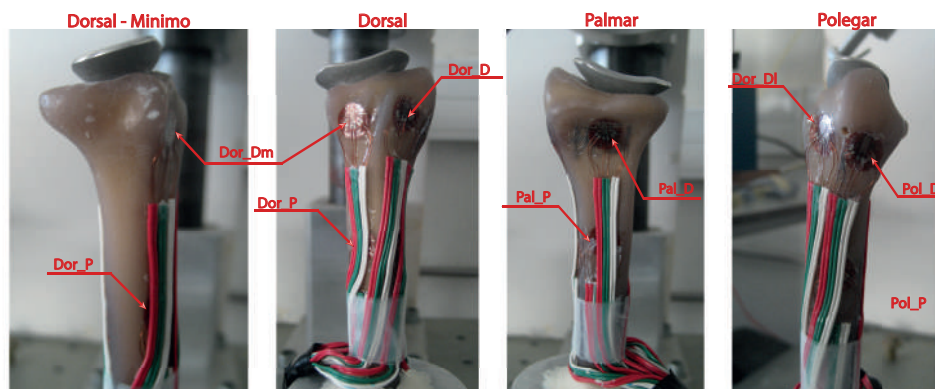


Fig. 5.1: Designação dos extensómetros aspecto Dorsal-Mínimo, Dorsal, Palmar e Polegar

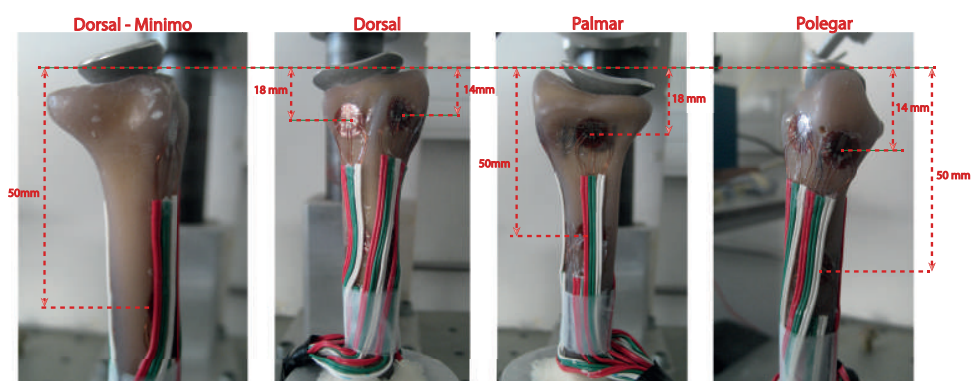


Fig. 5.2: Localização das rosetas

Após a colocação dos extensómetros, procedeu-se à preparação da cavidade óssea para inserção do implante. Em todo este processo, foi utilizada instrumentação proveniente do fabricante do implante. Na colocação foi seguido o protocolo definido para o mesmo e a operação realizada por um cirurgião experiente neste tipo de artroplastia.

Os modelos do rádio foram fixos à base do equipamento de ensaio do laboratório na sua região proximal, como mostra a figura 5.3.

O equipamento de ensaio, fig. 5.3, foi sucessivamente orientado por forma a permitir a aplicação das diferentes condições de carga.

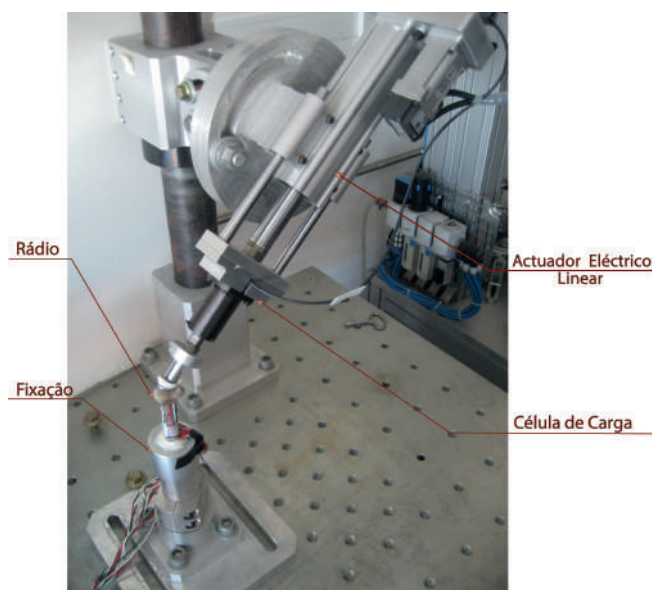


Fig. 5.3: Disposição do equipamento *Movehand* na preparação para o procedimento experimental

Tal como no modelo numérico, -Capítulo 4 -foram aplicadas três condições de carga distintas, representativas da força de reacção na articulação radiocarpal em actividades diárias.^{155, 129, 151, 34} Estas seguiram três orientações distintas: 15° , 0° e 45° , sob uma força de magnitude constante de 350N. Na figura 5.4 são apresentados diferentes alinhamentos da célula de carga, e assim cada caso de carga estudado.

Tabela 5.1: Amplitude das cargas aplicadas no ensaio

Actividade	Amplitude de Carga	Força Aplicada (N)
Neutra	0°	
Abdução	15°	350
Adução	45°	

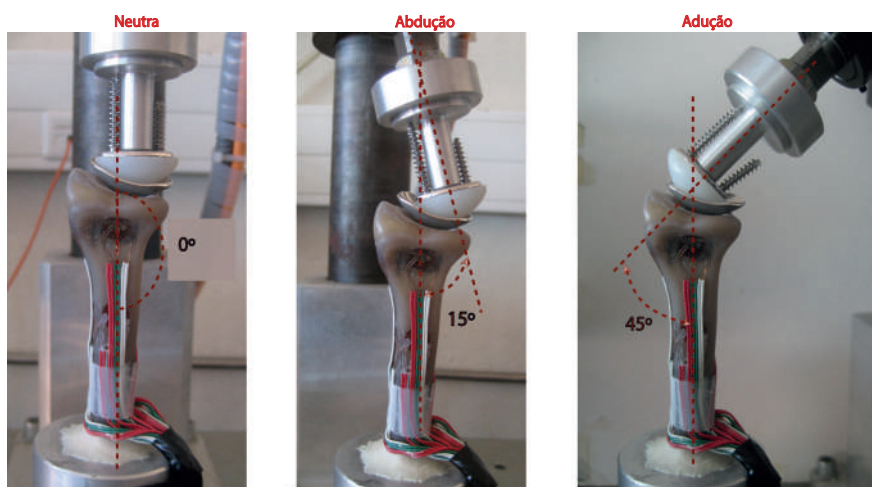


Fig. 5.4: Alinhamento de cada caso testado: Neutra, Abdução e Adução ((*esq. para dir.*)).

Os valores das extensões de cada roseta de extensómetros foram adquiridos com recurso ao software de aquisição de dados *PXI 1050* da *National Instruments* que, por sua vez, estava connectado ao software de aquisição de dados *LABview SignalExpress*.

Para cada condição experimental foram efectuados cinco ensaios, onde se garantia que não era ultrapassado o comportamento elástico do modelo e eram retomados os valores de referência iniciais nulos e antes do começo dos ensaios, foi aplicada uma pré-carga, a fim de calibrar o modelo.

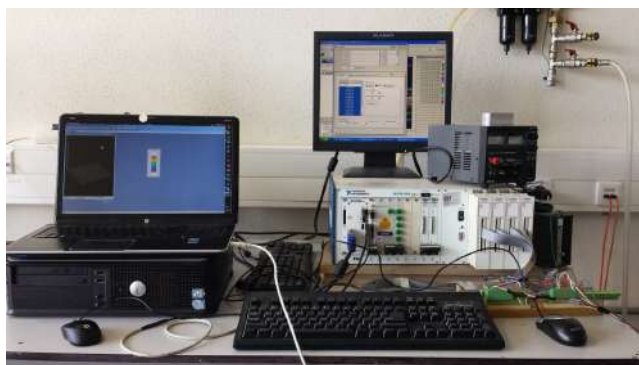


Fig. 5.5: Disposição do equipamento para a extracção de dados, no Laboratório de Biomecânica

Após registar os valores das extensões em cada extensómetro, a 45°, da roseta de extensómetros, procedeu-se ao calculo das extensões principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_2), e respectiva média e desvio- padrão.

Para o cálculo destas, foram utilizadas os registos das 3 extensões (ϵ_a , ϵ_b e ϵ_c) obtidos nos diferentes extensómetros de roseta, e empregues as eq.5.1 e 5.2.

$$\varepsilon_1 = \frac{(\varepsilon_a + \varepsilon_c)}{2} + \frac{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2}{2} + (2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2 \quad (5.1)$$

$$\varepsilon_2 = \frac{(\varepsilon_a + \varepsilon_c)}{2} - \frac{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2}{2} + (2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2 \quad (5.2)$$

Após calcular as extensões principais para cada um dos cinco testes realizados, foi determinado o valor médio destes assim como o desvio padrão associado.

Os valores resultantes servirão como comparação e análise com os resultados obtidos de forma semelhante para o implante Maestro, em estudo prévio.⁴³ Serão também utilizados na comparação com os resultados numéricos - ver capítulo 4 - obtidos para as deformações na superfície do osso cortical, desenvolvidos no presente trabalho.

5.3 Resultados

5.3.1 Comparação entre experimental nativo e implantado

Nas tabelas 5.2 e 5.3, são apresentados os resultados experimentais para a condição intacto e implantado, respectivamente.

Todos os valores de extensão principal máxima (ε_1) e mínima (ε_2), foram analisados na superfície do osso cortical.

Como se pode observar na tabela 5.2, os valores mais elevados de deformação máxima e mínima ocorreram na condição de abdução com valores nominais de $657 \mu\text{strain}$, na região dorsal lateral (Extensómetro Dor_Dl) e $-823 \mu\text{strain}$ na região palmar distal (Extensómetro Pal_D), respectivamente.

Os valores mais baixos de deformação máxima e mínima ocorreram na condição neutra, com valores absolutos de $381 \mu\text{strain}$ e $-68 \mu\text{strain}$, ambas na região do polegar distal (Extensómetro Pol_D).

No que diz respeito ao desvio-padrão (DP), este apresenta um máximo de $\pm 90 \mu\text{strain}$ na região palmar (extensómetro Pal_D) e um mínimo de $\pm 7 \mu\text{strain}$ na região do polegar (extensómetro: Pol_D), reflectindo a repetibilidade dos ensaios e boa aquisição de dados por parte dos extensómetros.

Tabela 5.2: Extensões principais máximas e mínimas na condição Intacto (μstrain)

Extens.		Neutra		Abdução		Adução	
		Média	DP	Média	DP	Média	DP
Dor_Dl	ε_1	584	50	657	60	706	30
	ε_2	-65	10	-71	20	-110	20
Dor_Dm	ε_1	433	23	484	50	450	32
	ε_2	-177	15	-191	30	-215	23
Pal_D	ε_1	376	28	420	33	413	45
	ε_2	-722	63	-823	56	-672	90
Pol_D	ε_1	381	24	400	56	616	40
	ε_2	-64	32	-68	13	-129	7

Remetendo o foco para a condição implantado, tabela 5.3, os máximos para a extensão principal máxima e mínima estão presentes na condição de adução, com $603 \mu\text{strain}$,

na região dorsal lateral (extensómetro Dor_Dl) e $-370 \mu\text{strain}$ na região palmar distal (extensómetro Pal_D).

Quanto a mínimos absolutos, considerando apenas extensões principais máximas este ocorre na condição de abdução, na região do polegar distal (extensómetro Pol_D), correspondendo a $38 \mu\text{strain}$.

Já para as extensões principais mínimas, este surge na condição neutra localizando-se na região dorsal lateral (extensómetro Dor_Dl) com $-57 \mu\text{strain}$.

Relativamente ao desvio-padrão (DP) associado, estes apresentam um máximo de $\pm 36 \mu\text{strain}$ na região dorsal lateral, no extensómetro Dor_Dl, na condição de abdução e um mínimo de $\pm 5 \mu\text{strain}$, nas condições neutra e abdução, para o extensómetro Pol_D, reflectindo, uma vez mais, a boa aquisição de dados por estes extensómetros.

Tabela 5.3: Extensões principais máximas e mínimas na condição implantado (μstrain)

Extens.		Neutra		Abdução		Adução	
		Média	DP	Média	DP	Média	DP
Dor_Dl	ε_1	108	10	109	8	603	36
	ε_2	-57	9	-80	9	-275	32
Dor_Dm	ε_1	172	12	288	22	59	6
	ε_2	-141	13	-253	35	-151	12
Pal_D	ε_1	124	9	185	15	452	35
	ε_2	-80	8	-163	12	-370	21
Pol_D	ε_1	61	5	38	8	103	10
	ε_2	-78	11	-70	5	-169	12

De modo a evidenciar graficamente os valores das extensões na condição intacto e implantado para as três condições de carga avaliadas, é apresentada a figura 5.6

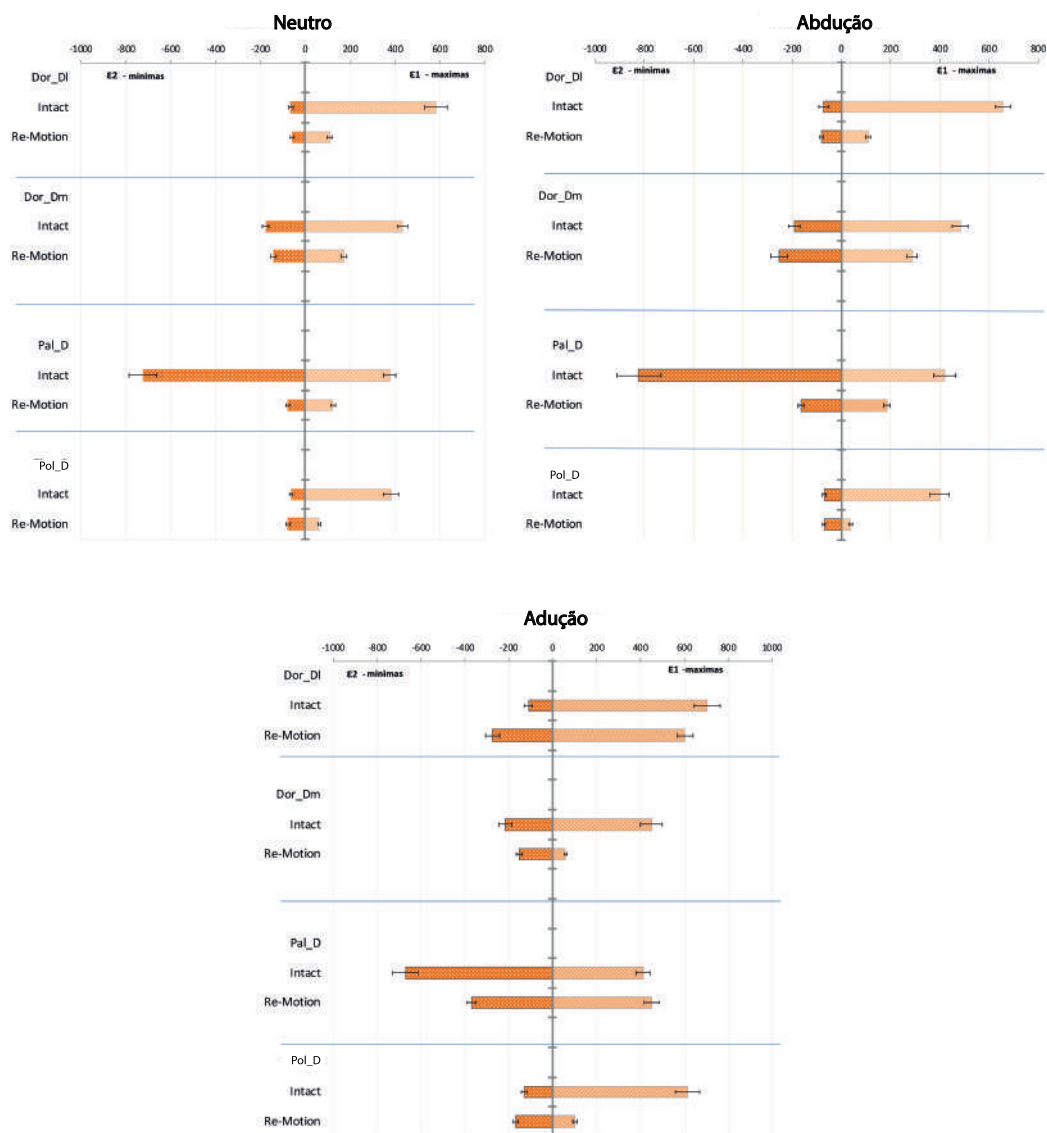


Fig. 5.6: Extensões principais mínimas e máximas na condição intacto e implantado ($\mu strain$)

Na tabela 5.4 expõem-se as diferenças nominais médias das extensões principais entre as condições intacto e implantado.

Um valor nominal positivo representa um aumento no valor da extensão principal relativamente à condição intacto e um valor negativo uma diminuição.

Tabela 5.4: Diferenças Nominais entre a condição nativa e implantado ($\mu strain$)

Extens.		Neutra	Abdução	Adução
		Média	Média	Média
Dor_Dl	$\varepsilon 1$	-476	-548	-103
	$\varepsilon 2$	-8	+9	+165
Dor_Dm	$\varepsilon 1$	-261	-196	-391
	$\varepsilon 2$	-36	+62	-64
Pal_D	$\varepsilon 1$	-252	-235	39
	$\varepsilon 2$	-642	-660	-302
Pol_D	$\varepsilon 1$	-320	-362	-513
	$\varepsilon 2$	+14	+2	+40

Pela observação da tabela 5.4 e figura 5.6, as extensões registadas na condição implantada são, na sua maioria, inferiores às registadas na condição intacta. As maiores alterações ocorrem para o caso de carga de abdução, com as maiores diferenças nominais, relativamente à condição intacta, a ocorrerem na região palmar distal, na extensão principal mínima do extensómetro Pal_D (-660 $\mu strain$, -89%) e no valor da extensão principal máxima na região dorsal lateral. (extensómetro Dor_Dl : - 548 $\mu strain$, -83%).

5.3.2 Comparação entre resultados experimentais usando diferentes implantes e condição nativa

Nesta secção são apresentados os resultados obtidos experimentalmente para os modelos implantados utilizando o implante Remotion e o implante Maestro. Os dados referentes ao implante Maestro derivam de estudo realizado previamente por Completo et al.⁴³, onde foram utilizados materiais e métodos semelhantes ao do presente trabalho.

Na fig. 5.7 é apresentada uma imagem do implante Maestro.



Fig. 5.7: Maestro e a Componente Radial

Nas tabelas seguintes - 5.5 a 5.7 - são apresentados os resultados para a média e desvio-padrão associado para cada extensómetro, assim como as diferenças nominais entre a condição intacta e implantado, nos implantes Remotion e Maestro. Toda a análise e dados incluídos nas tabelas estão em micro-strain ($\mu strain$).

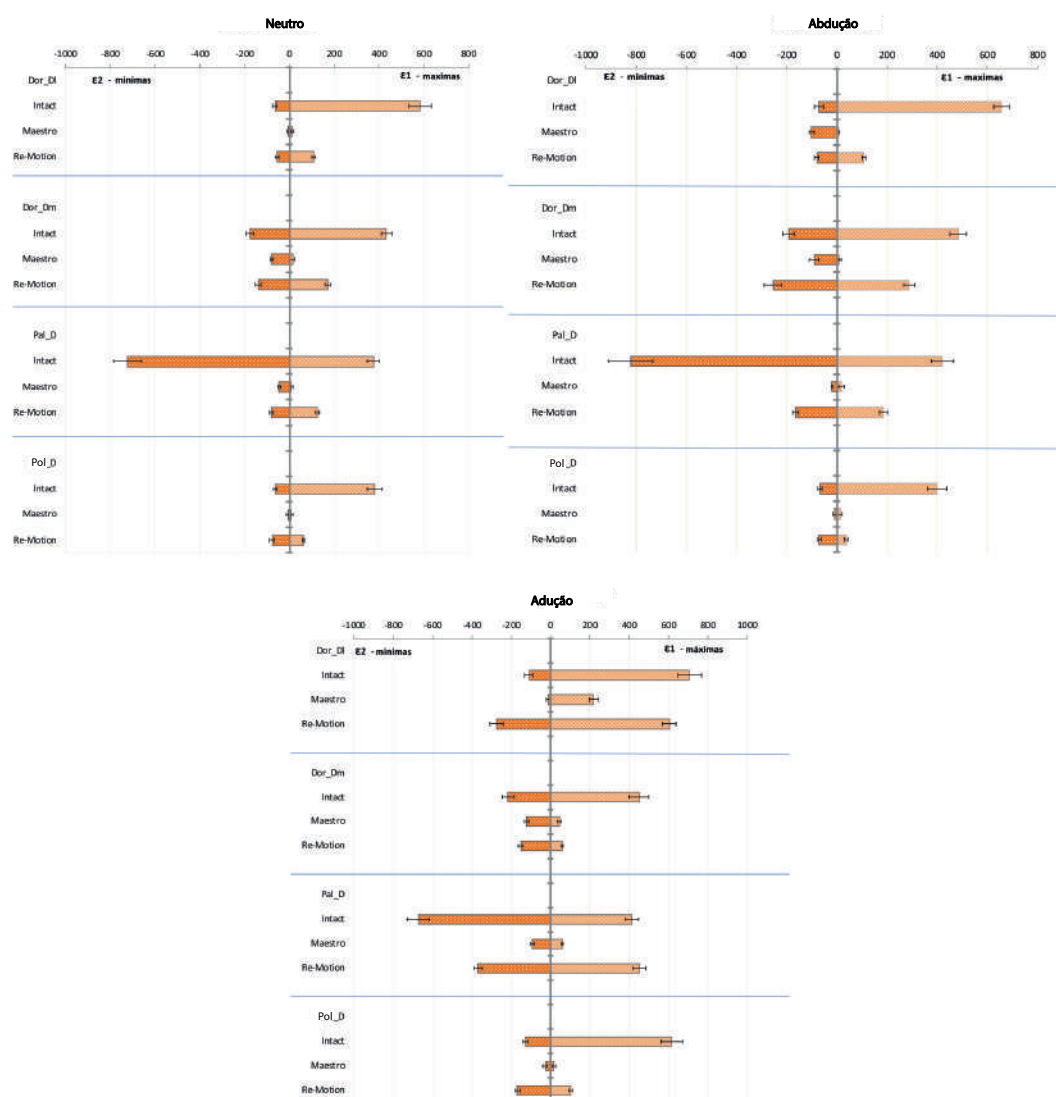


Fig. 5.8: Extensões principais mínimas e máximas para a condição intacto e implantado (μstrain)

Em adição às maiores diferenças absolutas observadas em cada caso de carga, é feita uma análise sobre as regiões onde se verificam as maiores diferenças entre os implantes Maestro e Remotion.

Por isso importa referir que, na análise destas diferenças, um valor positivo é representativo de um aumento na extensão principal do implante Remotion relativamente ao implante Maestro, enquanto que um valor negativo, uma diminuição do valor da extensão principal.

Caso de Carga Neutro

Tabela 5.5: Extensões principais na condição intacta e implantada - Caso 1(Neutra)

Extens.		Neutro							
		Intacto		Remotion		Maestro		Diferença p/ Intacto	
		M	DP	M	DP	M	DP	Remotion	Maestro
Dor_Dl	$\varepsilon 1$	584	50	108	10	11	8	-476	-573
	$\varepsilon 2$	-65	10	-57	9	-1	10	-8	-64
Dor_Dm	$\varepsilon 1$	433	23	172	12	15	10	-261	-418
	$\varepsilon 2$	-177	15	-141	13	-79	8	-36	-98
Pal_D	$\varepsilon 1$	376	28	124	9	7	12	-252	-369
	$\varepsilon 2$	-722	63	-80	8	-46	20	-642	-676
Pol_D	$\varepsilon 1$	381	24	61	5	6	8	-320	-375
	$\varepsilon 2$	-64	32	-78	11	-6	7	+14	-58

Nesta condição, a maior redução da extensão principal mínima ($\varepsilon 2$) ocorreu no implante Maestro, na região palmar distal com $-676 \mu strain$, uma mudança de -94% relativamente à condição intacta.

Quanto às extensões principais máximas, o mesmo implante produziu a redução mais significativa com $-573 \mu strain$ (-98%) na região dorsal lateral (extensómetro: Dor_Dl).

Em termos de diferenças entre os implantes, estas são mais significativas nas extensões principais máximas, principalmente nas regiões dorsal medial e palmar distal, com $157 \mu strain$ (extensómetro: Dor_Dm) e $117 \mu strain$ (extensómetro: Pal_D), representando uma redução percentual superior a 90% do valor da extensão do implante Maestro relativamente ao implante Remotion.

Caso de Carga Abdução

Tabela 5.6: Extensões principais na condição intacta e implantada - Caso 2(Adução)

Extens.		Abdução							
		Intacto		Remotion		Maestro		Diferença p/ Intacto	
		M	DP	M	DP	M	DP	Remotion	Maestro
Dor_Dl	$\varepsilon 1$	657	60	109	8	7	5	-548	-650
	$\varepsilon 2$	-71	20	-80	9	-102	10	+9	+31
Dor_Dm	$\varepsilon 1$	484	50	288	22	12	5	-196	-472
	$\varepsilon 2$	-191	30	-253	35	-91	20	+62	-100
Pal_D	$\varepsilon 1$	420	33	185	15	19	10	-235	-401
	$\varepsilon 2$	-823	56	-163	12	-20	15	-660	-803
Pol_D	$\varepsilon 1$	400	56	38	8	14	12	-362	-386
	$\varepsilon 2$	-68	13	-70	5	-7	2	+2	-61

Na abdução, a maior diferença nominal ocorreu com o implante Maestro, com uma redução de $-803 \mu strain$ (98%) na região palmar distal relativamente à condição intacta. Nas extensões principais máximas, a redução mais significativa verificou-se com o implante Maestro traduzindo-se em $-650 \mu strain$ (-99%) na região do dorsal lateral (extensómetro Dor_Dl).

Entre implantes, para as extensões principais máximas, foram nestes extensómetros onde se verificam as diferenças mais notórias: $-276 \mu\text{strain}$ (-96%) no extensómetro Dor_Dm e $-166 \mu\text{strain}$ (-90%) no extensómetro Pal_D.

Já nas extensões principais mínimas, a tendência é semelhante em ambos, excepto na região dorsal medial (extensómetro: Dor_Dm), com uma diferença nominal de $-162 \mu\text{strain}$ (-64%).

Caso de Carga Adução

Tabela 5.7: Extensões principais na condição intacta e implantada - Caso 3 (Adução)

Extens.		Intacto		Remotion		Maestro		Diferença p/ Intacto	
		M	DP	M	DP	M	DP	Remotion	Maestro
Dor_Dl	$\varepsilon 1$	706	30	603	36	219	21	-103	-487
	$\varepsilon 2$	-110	20	-275	32	-12	8	+165	-98
Dor_Dm	$\varepsilon 1$	450	32	59	6	46	10	-391	-404
	$\varepsilon 2$	-215	23	-151	12	-120	12	-64	-95
Pal_D	$\varepsilon 1$	413	45	452	35	59	6	-39	354
	$\varepsilon 2$	-672	90	-370	21	-92	10	-302	-580
Pol_D	$\varepsilon 1$	616	40	103	10	15	10	-513	-601
	$\varepsilon 2$	-129	7	-169	12	-29	12	+40	-100

Para esta condição, a maior alteração na extensão principal máxima ($\varepsilon 2$) ocorre na região polegar distal, Pol_D com $-601 \mu\text{strain}$ (98%) relativamente à condição intacto. Quanto à extensão principal mínima ($\varepsilon 1$) esta ocorre na região palmar distal com $-580 \mu\text{strain}$ (-86 %), relativo ao intacto., com ambas a ocorrem no implante Maestro.

Comparando a resposta dos implantes, no que concerne as extensões principais máximas, as maiores diferenças ocorrem nas regiões dorsal lateral (extensómetro Dor_Dl) com uma diferença nominal de $-384 \mu\text{strain}$ (-63%) e palmar distal (extensómetro Pal_D) com diferenças de $-393 \mu\text{strain}$ (-87 %). Quanto às extensões principais mínimas, as diferenças são na ordem $200 \mu\text{strain}$, com $-278 \mu\text{strain}$ (-75%), no extensómetro Pal_D, e $263 \mu\text{strain}$ (-96%) no extensómetro Dor_Dl.

De todos os casos de análise, a Adução é o que induz diferenças mais pronunciadas entre os implantes. Regra geral, ambos os implantes apresentam comportamentos semelhantes para as extensões principais mínimas, sendo nas extensões principais máximas onde ocorrem as diferenças mais significativas entre ambos, principalmente nas regiões palmar distal e dorsal lateral.

5.3.3 Comparação entre resultados experimentais e numéricos para condição nativa e implantado

Caso de Carga Neutra

Apresentados os resultados experimentais para os dois modelos - nativo e implantado -, procede-se agora à comparação destes com os obtidos nos modelos numéricos em regiões coincidentes aos extensómetros.

Na comparação com os valores experimentais, o modelo numérico utilizado é representativo da condição não-osteointegrada

Nas tabelas seguintes - tab 5.8 a 5.13 - os resultados estão agrupados segundo a condição de carga e subdivididos segundo a condição clínica .

A diferença nominal entre modelos resulta da diferença entre o modelo experimental e numérico, por isso um valor positivo representa um aumento do valor no modelo numérico relativamente a experimental e um valor negativo uma diminuição.

Tabela 5.8: Extensões e deformações principais no modelo experimental e numérico intacto e diferenças para o caso de carga Neutro

Neutra					
Extensómetro		Experimental	Numérico	Diferença Absoluta	Erro Relativo (%)
Dor_Dl	$\varepsilon 1$	584	154	430	74 %
	$\varepsilon 2$	-65	-65	0	0 %
Dor_Dm	$\varepsilon 1$	433	306	127	29%
	$\varepsilon 2$	-177	-146	-31	18 %
Pal_D	$\varepsilon 1$	376	245	131	35%
	$\varepsilon 2$	-722	-800	78	-11%
Pol_D	$\varepsilon 1$	381	177	204	54%
	$\varepsilon 2$	-64	-73	9	-14%

Tabela 5.9: Extensões e deformações principais no modelo experimental e numérico implantado e diferenças para o caso de carga Neutro $\mu strain$

Neutra					
Extensómetro		Experimental	Numérico	Diferença Absoluta	Erro Relativo (%)
Dor_Dl	$\varepsilon 1$	108	107	1	1%
	$\varepsilon 2$	-57	-59	2	-4%
Dor_Dm	$\varepsilon 1$	172	158	14	8%
	$\varepsilon 2$	-141	-148	7	-5%
Pal_D	$\varepsilon 1$	124	126	-2	-2 %
	$\varepsilon 2$	-80	-107	27	-34%
Pol_D	$\varepsilon 1$	61	61	0	0%
	$\varepsilon 2$	-78	-80	2	-3%

Perante a análise da tabela 5.8, para o caso de carga neutro, as maiores diferenças nominais ocorrem nas regiões dorsal lateral e polegar distal, com valores de deformação máxima de valor -430 $\mu strain$ (-74%), para o extensómetro Dor_Dl, e -306 $\mu strain$ (54%) no extensómetro Pol_D. Nos restantes extensómetros as diferenças percentuais são inferiores a 35%.

Quanto às discrepâncias para as deformações mínimas, esta apresentam um máximo nominal na região palmar distal, com -78 $\mu strain$ (-11%) relativamente ao modelo experimental.

Na tabela 5.9, as diferenças entre os resultados não são muito pronunciados, sendo inferiores a -14 $\mu strain$ (-8%), com excepção do valor da deformação principal mínima na região palmar distal (extensómetro Pal_D), que apresenta uma diferença nominal de -27

$\mu strain$ (-34%).

Caso de Carga Abdução

Tabela 5.10: Extensões principais máximas e mínimas experimentais e numéricas para o caso de carga 2 nativo $\mu strain$

Abdução					
Extensómetro		Experimental	Numérico	Diferença Absoluta	Diferença (%)
Dor_Dl	$\varepsilon 1$	657	237	-420	+64%
	$\varepsilon 2$	-71	-79	+8	+11%
Dor_Dm	$\varepsilon 1$	484	437	-47	-10%
	$\varepsilon 2$	-191	-193	+2	+1%
Pal_D	$\varepsilon 1$	420	358	-62	-15%
	$\varepsilon 2$	-823	-838	-15	-2%
Pol_D	$\varepsilon 1$	400	300	-100	-25%
	$\varepsilon 2$	-68	-155	+87	+128%

Tabela 5.11: Extensões principais máximas e mínimas experimentais e numéricas para o caso de carga 2 implantado $\mu strain$

Abdução					
Extensómetro		Experimental	Numérico	Diferença Absoluta	Diferença (%)
Dor_Dl	$\varepsilon 1$	109	95	-14	-13%
	$\varepsilon 2$	-80	-47	-33	-58%
Dor_Dm	$\varepsilon 1$	288	297	+9	+5%
	$\varepsilon 2$	-253	-251	-2	-1%
Pal_D	$\varepsilon 1$	185	153	-32	-26%
	$\varepsilon 2$	-163	-198	+35	+44%
Pol_D	$\varepsilon 1$	38	73	+35	+57%
	$\varepsilon 2$	-70	-71	+1	+1%

Avaliando a condição de carga de abdução, tabelas 5.10 e 5.11, destaca-se, no modelo nativo, a diferença nominal de -420 $\mu strain$ (-64%) no valor de deformação máxima na região dorsal lateral, no extensómetro Dor_Dl.

Nos restantes extensómetros as diferenças nominais não são superiores a 100 $\mu strain$. Para a condição implantado, tabela 5.11, as diferenças nominais entre os modelo não ultrapassam os 35 $\mu strain$, observável em duas regiões: na região do polegar distal e palmar distal.

Na região do polegar distal (extensómetro: Pol_D) verifica-se um aumento de +35 $strain$ (+57%) no valor da deformação principal máxima, relativamente ao modelo experimental. Na região palmar distal, traduz um aumento da deformação principal mínima no extensómetro Pal_D na região palmar distal, relativamente ao mesmo modelo.

Caso de Carga Adução

Tabela 5.12: Extensões principais máximas e mínimas experimentais e numéricos para o caso de carga 3 nativo $\mu strain$

		Adução			
Extensômetro		Experimental	Numérico	Diferença Absoluta	Diferença (%)
Dor_Dl	$\varepsilon 1$	706	277	-429	-61%
	$\varepsilon 2$	-110	-116	-6	-5%
Dor_Dm	$\varepsilon 1$	450	230	-220	-49%
	$\varepsilon 2$	-215	-215	0	0%
Pal_D	$\varepsilon 1$	413	321	-92	-22%
	$\varepsilon 2$	-672	-631	-41	-6%
Thu_D	$\varepsilon 1$	616	80	-536	-87%
	$\varepsilon 2$	-129	-142	+13	+10%

Tabela 5.13: Extensões principais máximas e mínimas experimentais e numéricos para o caso de carga 3 implantado $\mu strain$

		Adução			
Extensômetro		Experimental	Numérico	Diferença Absoluta	Diferença (%)
Dor_Dl	$\varepsilon 1$	603	443	-160	-27%
	$\varepsilon 2$	-275	-274	-1	0%
Dor_Dm	$\varepsilon 1$	59	136	+77	+131%
	$\varepsilon 2$	-151	-180	+29	+19%
Pal_D	$\varepsilon 1$	452	370	-82	-18%
	$\varepsilon 2$	-370	-396	+26	+7%
Thu_D	$\varepsilon 1$	103	103	0	0%
	$\varepsilon 2$	-169	-182	+13	+8%

Por fim, na condição de carga de adução, tabelas 5.12 e 5.13, a maior discrepância entre modelos encontra-se na região do polegar distal, no valor de deformação principal máxima no extensômetro Pol_D (-536 $\mu strain$, -87%), seguido da região dorsal lateral com -429 $\mu strain$ (-61%) e dorsal medial com -220 $\mu strain$ (-49%)

As diferenças nas extensões principais mínimas são inferiores a 13 $\mu strain$ (+10%). No modelo implantado, para as deformações máximas, verifica-se a maior diferença (-160 $\mu strain$, -27%) na região dorsal lateral (extensômetro Dor_Dl).

Quanto a deformações mínimas, estas são inferiores a +29 $\mu strain$ (+19%), na região dorsal medial (extensômetro: Dor_Dm).

De todas as condições analisadas, aquela onde se verificam as mais alterações pós-artroplastia é na posição de Adução, com a indução de respostas mais heterogêneas entre os implantes, levando diferenças mais pronunciadas entre eles.

Já em posição neutra, ambos seguem uma resposta semelhante e na posição de abdução a apresentar resultados intermédios.

Com os resultados para os três casos de carga no modelo intacto e implantado (Remotion) não-osteointegrado foi avaliada o nível de correlação global entre as deformações principais dos modelos numéricos e as extensões principais dos modelos experimentais

através de uma curva de regressão linear. Os resultados desta correlação estão disponíveis na figura 5.9.

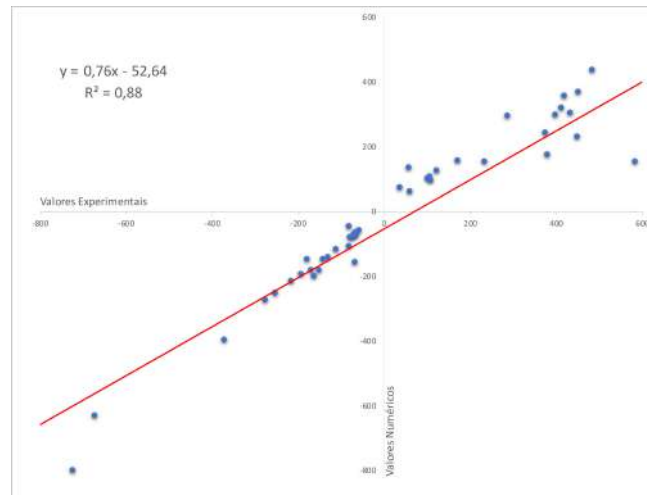


Fig. 5.9: Correlação entre os valores experimentais e numéricos para os estados nativo e implantado.

O valor global de correlação R^2 foi de 0.88, sendo o declive da recta obtida 0.76 e a intersecção na origem $52,64 \mu strain$.

5.4 Discussão

Neste capítulo foram apresentados os resultados experimentais obtidos através do estudo de modelos ósseos em osso sintético, com recurso a extensómetros. Com este, pretendia-se estudar as extensões na superfície do osso cortical, em duas condições clínicas distintas, intacto e implantado, com o intuito de se obter uma percepção dos riscos clínicos associados ao córtex do rádio.

Adicionalmente, estes modelos foram utilizados para comparação com outro implante comercial (Maestro) e finalmente comparados com os resultados obtidos nos modelos numéricos.

Ao analisar a tabela 5.4, verifica-se uma diminuição generalizada do valor das extensões principais máximas e mínimas do modelo implantado relativamente à condição intacta. A diferença absoluta nas extensões principais máximas é, com excepção do extensómetro Pal_D, superior à diferença nas extensões principais mínimas.

Esta mudança nas extensões, pode alterar os processos de remodelação do osso, resultando em mudanças na sua densidade em torno do implante.⁶⁶ Assim, um estímulo deficiente poderá resultar em reabsorção óssea, ou *stress-shielding*, levando à perda do suporte do implante.

Por outro lado, o sobrecarregamento, poderá promover a formação de osso e causar a sobrecarga localizada, levando ao aumento da densidade ou mesmo levar ao dano por fadiga, quando o acréscimo do valor da extensão ultrapassa o limite de fadiga do osso.⁶⁷

Com o implante Remotion, em todos os casos de carga verificaram-se reduções na extensão principal mínima do extensómetro Pal_D, e na extensão principal máxima dos extensómetros Dor_Dl, Dor_Dm e Pol_D.

Estas alterações potenciam o risco para a ocorrência de fenómenos de reabsorção óssea, ou *stress-shielding* nas regiões dorsal lateral e palmar distal principalmente em posição neutro e de abdução e na região polegar distal no caso de carga da adução. Os resultados demonstram também uma tendência para um acréscimo do valor de tensão principal mínima no extensómetro Pol_D. Este aumento, quase imperceptível nos casos de carga neutro e abdução, poderá tornar-se um alerta para a ocorrência de dano por fadiga no osso, especialmente em adução.

Este mesmo fenómeno poderá estar presente na região dorsal lateral, no caso de carga de adução, onde se verifica um aumento de 150% do valor de extensão principal mínima relativamente ao rádio intacto.

Comparando os valores de extensão entre os implantes Maestro e Remotion relativamente à condição intacta, verifica-se que estas são, de modo geral, mais pronunciadas no implante Maestro.

Em todos os casos de carga, salvo em posições particulares, os extensómetros apresentam diferenças nas extensão principal máxima superiores à extensão principal mínima. Avaliando a globalidade de resultados, os riscos associados a fenómenos de reabsorção óssea, são mais elevados no implante Maestro, especialmente em posição neutra, onde as reduções nas extensões principais máximas (ε_1) rondam os 94% e as mínimas (ε_2) os 84%. No entanto, ambos os implantes demonstram um risco elevado de reabsorção na região palmar distal, em todas as condições. A região polegar distal representa também, ainda que em menor proporção, um local passível da ocorrência dos mesmos fenómenos, particularmente em adução.

Da comparação entre resultados experimentais e numéricos pode-se concluir que o nível de correlação (R^2) obtido - 0.88 - é inferior aos descritos na literatura para estudos usando materiais e métodos equivalentes^{43,40,38,42,135} onde, na sua maioria, o nível de correlação está acima dos 0.92.

Tal como o R^2 , o declive da regressão linear apresenta um valor de 0.76, um valor abaixo dos valores registados em estudos com metodologia semelhante.^{43,40}

Estes níveis mais baixos estão essencialmente associados a diferenças nominais encontradas entre os modelos numéricos e experimentais, algo já referido durante a discussão dos resultados, sendo que estas diferenças, nos modelos implantados, são mais reduzidas.

Uma possível explicação para tais discrepâncias entre os modelos na condição intacta estará relacionada com a capacidade de o modelo numérico conseguir replicar de modo integral a condição de aplicação de carga do modelo experimental pois, no modelo numérico, esta foi aplicada directamente sobre as superfícies condilares do rádio, ao passo que no modelo experimental, esta foi aplicada através da componente carpal do implante Remotion.

No decorrer da aplicação da carga através do componente carpal da prótese, observou-se um deslizamento deste sobre as superfícies condilares do rádio, algo que não foi possível de replicar no modelo numérico. Este deslizamento poderá originar diferenças no momento flector gerado no modelo experimental relativamente ao modelo numérico. Esta possível diferença é mais significativa quando nos afastamos da região de aplicação da carga e, por conseguinte, nos níveis de deformação-extensão dos extensómetros posicionados em zonas mais proximais.

Por este motivo, e como se encontravam fora da zona de implantação do implante, os extensómetros mais proximais (Pal_P, Pol_P e Dor_P) foram excluídos da análise e não se inserem na correlação dos resultados.

Importa referir que o posicionamento dos extensómetros utilizados neste trabalho, replicam as posições utilizadas em estudo prévio sobre o implante Maestro,⁴³ sendo este último um implante com haste proximal cimentada de maior comprimento, justificando assim o uso de extensómetros em posições mais proximais.

Capítulo 6

Conclusões Finais e Trabalhos Futuros

6.1 Conclusões Finais

Este trabalho tinha como objectivo principal a análise da articulação radiocarpal no seu estado intacto e quando sujeito a uma artroplastia.

Esta era dividida em duas componentes: uma componente experimental, utilizando osso em material compósito, e outra numérica, com a criação de modelos numéricos representativos da articulação nos estados acima referidos.

A principal conclusão derivada da presente dissertação é de que a artroplastia usando Remotion induz profundas alterações na articulação radiocarpal, especificamente no rádio, relativamente à condição intacta.

Apesar de não estar em contacto directo com o implante, o osso cortical não é imune a alterações provocadas pelo *stress shielding* ou a sobrecarga, mediante as condições de carga analisadas.

No entanto, o osso esponjoso surge como a estrutura mais vulnerável e sujeita a maiores alterações, algo que seria de esperar uma vez que é o suporte maioritário do implante. Neste, foi possível observar o potencial risco de falência do osso esponjoso, derivada da sobrecarga cíclica, assim como o risco de reabsorção óssea por efeitos de stress-shielding.

Por estes motivos, situações de amplitude semelhante aos estudados neste trabalho devem ser limitadas em pacientes sujeitos à artroplastia, pois poderá contribuir para o insucesso da mesma.

Por outro lado, o risco de falência do material do implante surge como uma possibilidade remota, uma vez que os valores de tensão registados são bastante inferiores aos da tensão máxima admissível.

Avaliando a estabilidade da interface entre o implante-osso esponjoso, conclui-se que o grau de micromovimento registado em todas as condições de carga se encontram dentro dos limites estabelecidos por estudos anteriores, afastando a hipótese de desgaste e formação de tecido fibroso, que poderiam levar à migração e consequente perda do implante.

6.2 Trabalhos Futuros

Como já foi mencionado, o número de estudos incidindo sobre esta articulação são escassos.

Por essa razão, é necessário a continuação deste tipo de estudos, para perceber melhor o que melhorar e como solucionar os problemas recorrentes.

Assim, como trabalhos propostos, sugere-se os seguintes:

- Geração de modelos numéricos mais realistas, com inclusão dos ligamentos e outras estruturas envolventes;
- Realização de ensaios de fadiga com este implante para diferentes tipos de carga;
- Desenvolvimento de um modelo protótipo, testando diferentes geometrias e materiais;

Bibliografia

Bibliografia

- ¹ Anatomia da mão - ossos, músculos, artérias e nervos | Kenhub. Acedido em 2021-03-10. URL: <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/anatomia-da-mao>
- ² Carpal Tunnel Syndrome | Arthritis Foundation. URL: <https://www.arthritis.org/diseases/carpal-tunnel-syndrome>.
- ³ Conhecer a. Acedido em 2021-03-28. URL: <https://andar-reuma.pt/conhecer/>.
- ⁴ NSAIDs | Arthritis Foundation. URL: <https://www.arthritis.org/drug-guide/dmards/dmards%0Ahttps://www.arthritis.org/drug-guide/nsaids/nsaids>
- ⁵ Palmar aponeurosis. Acedido em 2021-03-10. URL: <https://www.imaios.com/en/e-Anatomy/Anatomical-Parts/Palmar-aponeurosis>
- ⁶ Physiopedia. Acedido em 2021-01-22. URL: <https://physio-pedia.com/Category:Wrist%-{}-{}Bones>
- ⁷ Punho/ Articulação Punho/ Aula Anatomia Humana. Acedido em 2019-04-12. URL: <https://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-articular/diartroses/punho/>
- ⁸ Short Fiber Filled Epoxy (simulated cortical bone). Acedido em 2021-05-11. URL: <https://www.sawbones.com/biomechanical-product-info>
- ⁹ The Carpal Tunnel - Borders - Contents - {TeachMeAnatomy}. 2020-02-21. URL: <https://teachmeanatomy.info/upper-limb/areas/carpal-tunnel/>
- ¹⁰ The Hand Society. Acedido em 2021-04-27. URL: <http://www.assh.org/handcare/hand-arm-conditions/osteoarthritis>.
- ¹¹ Wrist and Hand - Physiopedia. 2021-03-10. URL: <https://physio-pedia.com/Wrist%-{}and{}-{}Hand?utm{}=source=physiopedia{}&utm{}=medium=search{}&utm{}=campaign=ongoing{}-{}internal>
- ¹² Wrist Fusion (Total Wrist Arthrodesis) | Resurgens Orthopaedics. Acedido em 2021-03-25. URL: <https://www.resurgens.com/hand-wrist/procedures/wrist-fusion-total-wrist-arthrodesis>
- ¹³ Wrist joint osteoarthritis | Circle Health. Acedido em 2021-03-24. URL: <https://www.circlehealth.co.uk/treatments/wrist-joint-osteoarthritis>

- ¹⁴ 37 Proximal Row Carpectomy for Scaphoid Nonunion. In *The Scaphoid*. Georg Thieme Verlag, jun 2014. doi:10.1055/b-0034-80602.
- ¹⁵ *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering â 2*. CRC Press, 1st editio edition, sep 2020. doi:10.1201/9781003078289.
- ¹⁶ Muscle Atlas Entries Archive - UW Radiology, mar 2021. Acedido em 2021-03-02. URL: <https://rad.washington.edu/muscle-atlas/>.
- ¹⁷ Brian D. Adams. Wrist Arthroplasty. Partial and Total. *Hand Clinics*, 29(1):79–89, feb 2013. URL: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0749071212001254> doi:10.1016/j.hcl.2012.08.029.
- ¹⁸ Maria Almeida and Charles A. O'Brien. Basic biology of skeletal aging: Role of stress response pathways. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 68(10):1197–1208, oct 2013. URL: <https://academic.oup.com/biomedgerontology/article/68/10/1197/569542>, doi:10.1093/gerona/glt079.
- ¹⁹ Kai-Nan An, Richard A. Berger, and William P. Cooney, editors. *Biomechanics of the Wrist Joint*. Springer New York, New York, NY, 1991. URL: <http://link.springer.com/10.1007/978-1-4612-3208-7> doi:10.1007/978-1-4612-3208-7.
- ²⁰ ASSH. Wrist Fractures - Symptoms and Treatment - The Hand Society, 2017. URL: <https://www.assh.org/handcare/condition/wrist-arthritis> <http://www.assh.org/handcare/hand-arm-injuries/wrist-fractures>.
- ²¹ R. Badge, K. Kailash, D. R. Dickson, S. Mahalingam, A. Raza, A. Birch, D. Nuttall, S. R. Murali, M. J. Hayton, S. Talwalkar, A. C. Watts, and I. A. Trail. Medium-term outcomes of the Universal-2 total wrist arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *Bone and Joint Journal*, 98-B(12):1642–1647, dec 2016. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27909126/>, doi:10.1302/0301-620X.98B12.37121.
- ²² M. N. Bajuri, Mohammed Rafiq Abdul Kadir, Malliga Raman Murali, and T. Kamarul. Biomechanical analysis of the wrist arthroplasty in rheumatoid arthritis: A finite element analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 51(1-2):175–186, 2013. doi:10.1007/s11517-012-0982-9.
- ²³ Robert D. Beckenbaugh and Ronald L. Linscheid. Total wrist arthroplasty: A preliminary report. *Journal of Hand Surgery*, 2(5):337–344, sep 1977. doi:10.1016/S0363-5023(77)80043-9.
- ²⁴ Martin Behrens, Florian Husmann, Anett Mau-Moeller, Jenny Schlegel, Eva Maria Reuter, and Volker R. Zschorlich. Neuromuscular properties of the human wrist flexors as a function of the wrist joint angle. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 7(AUG), aug 2019. URL: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fbioe.2019.00181/full> doi:10.3389/fbioe.2019.00181.
- ²⁵ Michel Boeckstyns and Guillaume Herzberg. Periprosthetic Osteolysis after Total Wrist Arthroplasty. *Journal of Wrist Surgery*, 03(02):101–106, may 2014. URL: </pmc/articles/PMC4078145/> [/?report=](/pmc/articles/PMC4078145/?report=)

- [abstracthttps://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4078145/](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4078145/) [doi:10.1055/s-0034-1372532](https://doi.org/10.1055/s-0034-1372532)
- ²⁶ Michel E.H. Boeckstyns, Guillaume Herzberg, and Soren Merser. Favorable results after total wrist arthroplasty. *Acta Orthopaedica*, 84(4):415–419, 2013. URL: [/pmc/articles/PMC3768044/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3768044/) [https://www.tandfonline.com/action/journalInformation?journalCode=iort20](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3768044/?report=abstracthttps://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3768044/https://www.tandfonline.com/action/journalInformation?journalCode=iort20), [doi:10.3109/17453674.2013.823588](https://doi.org/10.3109/17453674.2013.823588)
- ²⁷ Joseph A. Bosco, Donald K. Bynum, and William H. Bowers. Long-term outcome of Volz total wrist arthroplasties. *The Journal of Arthroplasty*, 9(1):25–31, 1994. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8163972/> [doi:10.1016/0883-5403\(94\)90134-1](https://doi.org/10.1016/0883-5403(94)90134-1)
- ²⁸ David W. Brase and Lewis H. Millender. Failure of silicone rubber wrist arthroplasty in rheumatoid arthritis. *Journal of Hand Surgery*, 11(2):175–183, 1986. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3958445/> [doi:10.1016/S0363-5023\(86\)80047-8](https://doi.org/10.1016/S0363-5023(86)80047-8)
- ²⁹ Elaine L Bukowski. *Clinical Kinesiology and Anatomy, ed 4*, volume 86. 4th edition, 2006. [doi:10.2522/ptj.2006.86.12.1715.1](https://doi.org/10.2522/ptj.2006.86.12.1715.1)
- ³⁰ A. P.G. Castro, António Completo, J. A. Simões, and Paulo Flores. Modelling and simulation of alternative designs for the femurâimplant interface of Journey patellofemoral prosthesis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials: Design and Applications*, 233(8):1619–1628, aug 2019. [doi:10.1177/1464420718774074](https://doi.org/10.1177/1464420718774074)
- ³¹ C Castro. Sistema Músculo Esquelético. *ASEM (Federación española de Enfermedades Neuromusculares)*, 22:1–10, 2018. URL: <http://asemcantabria.org/wp-content/uploads/2015/09/musculo{ }esqueletico.pdf>
- ³² Christi M. Cavaliere and Kevin C. Chung. A systematic review of total wrist arthroplasty compared with total wrist arthrodesis for rheumatoid arthritis. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 122(3):813–825, sep 2008. URL: <http://journals.lww.com/00006534-200809000-00017>, [doi:10.1097/PRS.0b013e318180ece3](https://doi.org/10.1097/PRS.0b013e318180ece3)
- ³³ Derek T. Cawley, Nicola Kelly, Andrew Simpkin, Fintan J. Shannon, and J. Patrick McGarry. Full and surface tibial cementation in total knee arthroplasty: A biomechanical investigation of stress distribution and remodeling in the tibia. *Clinical Biomechanics*, 27(4):390–397, may 2012. [doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.10.011](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.10.011)
- ³⁴ E. K.J. Chadwick and A. C. Nicol. Elbow and wrist joint contact forces during occupational pick and place activities. *Journal of Biomechanics*, 33(5):591–600, may 2000. [doi:10.1016/S0021-9290\(99\)00184-0](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00184-0)
- ³⁵ A. Bobby Chhabra. Wrist and hand, 2013. Acedido em 5/10/2021. URL: <https://clinicalgate.com/wrist-and-hand/>, [doi:10.5005/jp/books/12679_15](https://doi.org/10.5005/jp/books/12679_15)

- ³⁶ T. K. Cobb and R. D. Beckenbaugh. Biaxial long-stemmed multipronged distal components for revision/bone deficit total-wrist arthroplasty. *Journal of Hand Surgery*, 21(5):764–770, 1996. doi:10.1016/S0363-5023(96)80189-4.
- ³⁷ T. K. Cobb and R. D. Beckenbaugh. Biaxial total-wrist arthroplasty. *Journal of Hand Surgery*, 21(6):1011–1021, 1996. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8969425/>, doi:10.1016/S0363-5023(96)80309-1
- ³⁸ A. Completo, R. Duarte, F. Fonseca, J.A. Simões, A. Ramos, and C. Relvas. Biomechanical evaluation of different reconstructive techniques of proximal tibia in revision total knee arthroplasty: An in-vitro and finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 28(3):291–298, mar 2013. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003312002902>, doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.12.009
- ³⁹ A. Completo and F. Fonseca. *Fundamentos de Biomecânica: Músculo -Esquelética e Ortopédica*. PUBLINDUSTRIA, 2011.
- ⁴⁰ A. Completo, F. Fonseca, and J. A. Simões. Finite element and experimental cortex strains of the intact and implanted tibia. *Journal of Biomechanical Engineering*, 129(5):791–797, oct 2007. doi:10.1115/1.2768382
- ⁴¹ A. Completo, F. Fonseca, J. A. Simões, A. Ramos, and C. Relvas. A new press-fit stem concept to reduce the risk of end-of-stem pain at revision TKA: A pre-clinical study. *Knee*, 19(5):537–542, 2012. doi:10.1016/j.knee.2011.12.008
- ⁴² A. Completo, J. Pereira, F. Fonseca, A. Ramos, C. Relvas, and J. Simões. Biomechanical analysis of total elbow replacement with unlinked iBP prosthesis: An in vitro and finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 26(10):990–997, dec 2011. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.06.008.
- ⁴³ A. Completo, J. Pereira, A. Nascimento, and F. Almeida. Strain shielding in distal radius after wrist arthroplasty with a current generation implant: An in vitro analysis. *Journal of Biomechanics*, 52:169–175, 2017. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.12.011
- ⁴⁴ W. P. Cooney, R. D. Beckenbaugh, and R. L. Linscheid. Total wrist arthroplasty. Problems with implant failures. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, NO. 187:121–128, 1984. doi:10.1097/00003086-198407000-00016
- ⁴⁵ William Cooney, Jennifer Manuel, John Froelich, and Marco Rizzo. Total Wrist Replacement: A Retrospective Comparative Study. *Journal of Wrist Surgery*, 01(02):165–172, dec 2012. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24179722/>, doi:10.1055/s-0032-1326728
- ⁴⁶ John Costi, Jeganath Krishnan, and Mark Pearcy. Total wrist arthroplasty: A quantitative review of the last 30 years. *Journal of Rheumatology*, 25(3):451–458, mar 1998.
- ⁴⁷ N. H. Courtman, D. H. Sochart, I. A. Trail, and J. K. Stanley. Biaxial wrist replacement: Initial results in the rheumatoid patient. *Journal of Hand Surgery: European Volume*, 24(1):32–34, feb 1999. URL: [http://journals.sagepub.com/doi/10.1016/S0266-7681\(99\)90017-7](http://journals.sagepub.com/doi/10.1016/S0266-7681(99)90017-7), doi:10.1016/S0266-7681(99)90017-7

- ⁴⁸ Joseph J. Crisco, Wendell M.R. Heard, Ryan R. Rich, David J. Paller, and Scott W. Wolfe. The mechanical axes of the wrist are oriented obliquely to the anatomical axes. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 93(2):169–177, jan 2011. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2106/JBJS.I.01222/> <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3016043/> [doi:10.2106/JBJS.I.01222](https://doi.org/10.2106/JBJS.I.01222)
- ⁴⁹ CrossFit. Movement About Joints, Part 7: The Ankle, 2019. Acessado em 2021-02-02. URL: <https://www.crossfit.com/essentials/movement-about-joints-part-7-the-ankle>
- ⁵⁰ Dra. Teresa Martins da Rocha, Dra. Maria João Gonçalves, and Dra. Joana Ferreira. Sociedade Portuguesa de Reumatologia: Artrite Reumatóide. Acessado em 2021-03-25. URL: <http://www.spreumatologia.pt/doencas/artrite-reumatoide/o-que-e-/166>
- ⁵¹ Dale Dellacqua. Total wrist arthroplasty. *Techniques in Orthopaedics*, 24(1):49–57, 2009. [doi:10.1097/BT0.0b013e3181a07f00](https://doi.org/10.1097/BT0.0b013e3181a07f00)
- ⁵² Douglas A. Dennis, Donald C. Ferlic, and Mack L. Clayton. Volz total wrist arthroplasty in rheumatoid arthritis: A long-term review. *Journal of Hand Surgery*, 11(4):483–490, 1986. [doi:10.1016/S0363-5023\(86\)80181-2](https://doi.org/10.1016/S0363-5023(86)80181-2)
- ⁵³ Brian J. Divelbiss, Christer Sollerman, and Brian D. Adams. Early results of the Universal total wrist arthroplasty in rheumatoid arthritis. *Journal of Hand Surgery*, 27(2):195–204, 2002. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11901378/> [doi:10.1053/jhsu.2002.31728](https://doi.org/10.1053/jhsu.2002.31728)
- ⁵⁴ Richard Drake, Wayne Vogl, and Adam Mitchell. *Gray's Anatomia para Estudantes*. Elsevier Editora Lda., 2004. URL: <https://books.google.pt/books?id=ZAglCwAAQBAJ>
- ⁵⁵ J. Duyck, K. Vandamme, L. Geris, H. Van Oosterwyck, M. De Cooman, J. Vandersloten, R. Puers, and I. Naert. The influence of micro-motion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants. *Archives of Oral Biology*, 51(1):1–9, jan 2006. URL: www.intl.elsevierhealth.com/journals/arob [doi:10.1016/j.archoralbio.2005.04.003](https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2005.04.003)
- ⁵⁶ M. P. Eiff. *Essentials of Musculoskeletal Care*, volume 11. Amer Academy of Orthopaedic, 4th editio edition, 1998. [doi:10.3122/15572625-11-3-251b](https://doi.org/10.3122/15572625-11-3-251b)
- ⁵⁷ Wiam El Ghouli, Dub ProthèseProth, José Johann Chidiac, Ass Etr Fac Med, Cert Tmd, Correspondence Pr JoséJos, and José J Chidiac. Prosthetic Requirements for Immediate Implant Loading: A Review. URL: <https://www.wileyhealthlearning.com/jopr.aspx> [doi:10.1111/j.1532-849X.2011.00819.x](https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00819.x)
- ⁵⁸ John Elfar, Ron Martin Garcia Menorca, Jeffrey Douglas Reed, and Spencer Stanbury. Composite bone models in orthopaedic surgery research and education, feb 2014. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2106/JBJS.I.01222/> <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4251767/> [doi:10.2106/JBJS.I.01222](https://doi.org/10.2106/JBJS.I.01222)

- abstract<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4251767/> doi:10.5435/JAAOS-22-02-111
- ⁵⁹ John F. Fatti, Andrew K. Palmer, Seth Greenky, and John F. Mosher. Long-term results of Swanson interpositional wrist arthroplasty: Part II. *Journal of Hand Surgery*, 16(3):432–437, 1991. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1861022/>, doi:10.1016/0363-5023(91)90009-Z.
- ⁶⁰ John F. Fatti, Andrew K. Palmer, and John F. Mosher. The long-term results of Swanson silicone rubber interpositional wrist arthroplasty. *Journal of Hand Surgery*, 11(2):166–175, 1986. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3958444/> doi:10.1016/S0363-5023(86)80046-6.
- ⁶¹ Angel Ferreres, Alberto Lluch, and Montserrat Del Valle. Universal total wrist arthroplasty: Midterm follow-up study. *Journal of Hand Surgery*, 36(6):967–973, 2011. doi:10.1016/j.jhsa.2011.03.034
- ⁶² Harry E. Figgie, Chitranjan S. Ranawat, Allan E. Inglis, Lee Ramsay Straub, and Christopher Mow. Preliminary results of total wrist arthroplasty in rheumatoid arthritis using the trispherical total wrist arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 3(1):9–15, 1988. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3361326/> doi:10.1016/S0883-5403(88)80048-2.
- ⁶³ M. P. Figgie, C. S. Ranawat, A. E. Inglis, M. Sobel, and H. E. Figgie. Trispherical total wrist arthroplasty in rheumatoid arthritis. *Journal of Hand Surgery*, 15(2):217–223, mar 1990. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2324447/> doi:10.1016/0363-5023(90)90098-C.
- ⁶⁴ M. Foumani, S. D. Strackee, R. Jonges, L. Blankevoort, A. H. Zwinderman, B. Carlsen, and G. J. Streekstra. In-vivo three-dimensional carpal bone kinematics during flexion-extension and radio-ulnar deviation of the wrist: Dynamic motion versus step-wise static wrist positions. *Journal of Biomechanics*, 42(16):2664–2671, 2009. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.08.016>, doi:10.1016/j.jbiomech.2009.08.016.
- ⁶⁵ Stefan M. Froschauer, Maximilian Zaussinger, Dietmar Hager, Manfred Behawy, Oskar Kwasny, and Dominik Duscher. Re-motion total wrist arthroplasty: 39 non-rheumatoid cases with a mean follow-up of 7 years. *Journal of Hand Surgery: European Volume*, 44(9):946–950, nov 2019. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31403876/> doi:10.1177/1753193419866117
- ⁶⁶ Harold M. Frost. Bone’s Mechanostat: A 2003 Update, 2003. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14613308/>, doi:10.1002/ar.a.10119.
- ⁶⁷ Harold M. Frost. A 2003 update of bone physiology and Wolff’s law for clinicians. *Angle Orthodontist*, 74(1):3–15, 2004. doi:10.1043/0003-3219(2004)074<0003:AUOBPA>2.0.CO;2.
- ⁶⁸ S. Fukuoka, K. Yoshida, and Y. Yamano. Estimation of the migration of tibial components in total knee arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 82-B(2):222–227, mar 2000. doi:10.1302/0301-620x.82b2.0820222.

- ⁶⁹ Rohit Garg, Andrew P. Kraszewski, Holbrook H. Stoecklein, Grisha Syrkin, Howard J. Hillstrom, Sherry Backus, Mark L. Lenhoff, Aviva L. Wolff, Joseph J. Crisco, and Scott W. Wolfe. Wrist kinematic coupling and performance during functional tasks: Effects of constrained motion. *Journal of Hand Surgery*, 39(4):634–642.e1, 2014. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhsa.2013.12.031> doi: [10.1016/j.jhsa.2013.12.031](https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2013.12.031)
- ⁷⁰ Allan C. Gelber. Osteoarthritis research: Current state of the evidence, 2015. Acedido em 2021-03-24. URL: <https://curearthritis.org/new-ways-to-grow-cartilage/> doi:10.1097/BOR.0000000000000176
- ⁷¹ Harris Gellman, Roch Hontas, Robert H. Brumfield, John Tozzi, and J. Pierce Conaty. Total wrist arthroplasty in rheumatoid arthritis: A long term clinical review. In *Clinical Orthopaedics and Related Research*, number 342, pages 71–76. Springer New York LLC, sep 1997. URL: <https://europepmc.org/article/med/9308527>, doi:10.1097/00003086-199709000-00012
- ⁷² E. Genda and E. Horii. Theoretical stress analysis in wrist joint neutral position and functional position. *Journal of Hand Surgery*, 25 B(3):292–295, 2000. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10961558/>, doi:10.1054/jhsb.2000.0388
- ⁷³ Joseph A. Gil, Robin N. Kamal, Eugene Cone, and Arnold Peter C. Weiss. High Survivorship and Few Complications With Cementless Total Wrist Arthroplasty at a Mean Followup of 9 Years. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 475(12):3082–3087, dec 2017. doi:10.1007/s11999-017-5445-z
- ⁷⁴ M Gislason and D Nash. Finite element modelling of a total wrist implant. Technical report, 2013.
- ⁷⁵ M. K. Gislason, E. Foster, M. Bransby-Zachary, and D. H. Nash. Biomechanical analysis of the Universal 2 implant in total wrist arthroplasty: a finite element study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(10):1113–1121, jul 2017. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28580792/>, doi:10.1080/10255842.2017.1336548
- ⁷⁶ M. K. Gislason, D. H. Nash, A. Nicol, A. Kanellopoulos, M. Bransby-Zachary, T. Hems, B. Condon, and B. Stansfield. A Three-dimensional finite element model of maximal grip loading in the human wrist. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 223(7):849–861, oct 2009. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19908424><http://journals.sagepub.com/doi/10.1243/09544119JEIM527>, doi:10.1243/09544119JEIM527
- ⁷⁷ M. K. Gíslason, B. Stansfield, M. Bransby-Zachary, T. Hems, and D. H. Nash. Load transfer through the radiocarpal joint and the effects of partial wrist arthrodesis on carpal bone behaviour: A finite element study. *Journal of Hand Surgery: European Volume*, 37(9):871–878, 2012. URL: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1753193412441761> doi:10.1177/1753193412441761
- ⁷⁸ Nicole M. Grosland, R. D. Rogge, and B. D. Adams. Influence of Articular Geometry on Prosthetic Wrist Stability. *Clinical Orthopaedics and Related Research*,

- 421(421):134–142, apr 2004. URL: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00003086-200404000-00023>, doi:10.1097/01.blo.0000126304.79828.2c
- ⁷⁹ Ted S. Gross and Clinton T. Rubin. Uniformity of resorptive bone loss induced by disuse. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(5):708–714, sep 1995. URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/jor.1100130510><https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jor.1100130510><https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jor.1100130510> doi:10.1002/jor.1100130510
- ⁸⁰ Amit Gupta. Total wrist arthroplasty. *American journal of orthopedics (Belle Mead, N.J.)*, 37(8 Suppl 1):12–16, 2008. URL: [https://www.researchgate.net/publication/51434180}_{Total}_{wrist}_{arthroplasty/fulltext/02a829450cf2fb757afeec01/51434180}_{Total}_{wrist}_{arthroplasty.pdf}](https://www.researchgate.net/publication/51434180}_{Total}_{wrist}_{arthroplasty/fulltext/02a829450cf2fb757afeec01/51434180}_{Total}_{wrist}_{arthroplasty.pdf), doi:10.1097/00006534-197812000-00050
- ⁸¹ Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen, and Timothy R. Derrick. *Biomechanical basis of human movement: Fourth edition*. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- ⁸² W. J. Hamilton. *Human Anatomy*, volume 1. Pearson Education, 7^a edition, 1965. URL: <https://books.google.pt/books?id=hr15CwAAQBAJ> doi:10.1136/bmj.1.5440.980-b
- ⁸³ Toshiaki Hara, Emiko Horii, Kai Nan An, William P. Cooney, Ronald L. Linscheid, and Edmund Y.S. Chao. Force distribution across wrist joint: Application of pressure-sensitive conductive rubber. *Journal of Hand Surgery*, 17(2):339–347, mar 1992. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/036350239290417N>, doi:10.1016/0363-5023(92)90417-N
- ⁸⁴ G. Herzberg. Étude Prospective D’Une Nouvelle Prothèse Totale Du Poignet: Résultats À Court Terme. *Chirurgie de la Main*, 30(1):20–25, feb 2011. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1297320311000217> doi:10.1016/j.main.2011.01.017
- ⁸⁵ Guillaume Herzberg, Michel Boeckstyns, Allan Sorensen, Peter Axelsson, Karsten Kroener, Philippe Liverneaux, Laurent Obert, and Soren Merser. âRemotionâ Total Wrist Arthroplasty: Preliminary Results of a Prospective International Multicenter Study of 215 Cases. *Journal of Wrist Surgery*, 01(01):017–022, 2012. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23904975/>, doi:10.1055/s-0032-1323642
- ⁸⁶ Richard M. Hinds, John T. Capo, Marco Rizzo, James R. Roberson, and Michael B. Gottschalk. Total Wrist Arthroplasty Versus Wrist Fusion: Utilization and Complication Rates as Reported by ABOS Part II Candidates. *Hand*, 12(4):376–381, 2017. doi:10.1177/1558944716668846
- ⁸⁷ Sophie Honecker, Yuka Igeta, Ali Al Hefzi, Chiara Pizza, Sybille Facca, and Philippe Liverneaux. Survival Rate on a 10-Year Follow-Up of Total Wrist Replacement Implants: A 23-Patient Case Series. *Journal of Wrist Surgery*, 08(01):024–029, feb 2019. URL: </pmc/articles/PMC6358454//pmc/articles/PMC6358454/?report=abstract><https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6358454/> doi:10.1055/s-0038-1668152

- ⁸⁸ E. Horii, M. Garcia-Elias, K. N. An, A. T. Bishop, W. P. Cooney, R. L. Linscheid, and E. Y.S. Chao. Effect on force transmission across the carpus in procedures used to treat Kienböck's disease. *Journal of Hand Surgery*, 15(3):393–400, 1990. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2348055/> doi:10.1016/0363-5023(90)90049-W.
- ⁸⁹ S. F. Hulbert, F. A. Young, R. S. Mathews, J. J. Klawitter, C. D. Talbert, and F. H. Stelling. Potential of ceramic materials as permanently implantable skeletal prostheses. *Journal of Biomedical Materials Research*, 4(3):433–456, 1970. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/5469185/> doi:10.1002/jbm.820040309.
- ⁹⁰ Murali Jasty, Charles Bragdon, Dennis Burke, Daniel O'Connor, Jay Lowenstein, and William H. Harris. In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 79(5):707–714, 1997. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9160943/> doi:10.2106/00004623-199705000-00010.
- ⁹¹ Susan L. Jolly, Donald C. Ferlic, Mack L. Clayton, Douglas A. Dennis, and E. A. Stringer. Swanson silicone arthroplasty of the wrist in rheumatoid arthritis: A long-term follow-up. *Journal of Hand Surgery*, 17(1):142–149, 1992. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1538096/> doi:10.1016/0363-5023(92)90130-H.
- ⁹² Choi K and Goldstein SA. A comparison of the fatigue behavior of human trabecular and cortical bone tissue. *Journal of biomechanics*, 25(12):1371–1381, 1992. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1491015/> doi:10.1016/0021-9290(92)90051-2.
- ⁹³ Robin N. Kamal, Adam Starr, and Edward Akelman. Carpal Kinematics and Kinetics. *Journal of Hand Surgery*, 41(10):1011–1018, oct 2016. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502316304178> doi:10.1016/j.jhsa.2016.07.105.
- ⁹⁴ Ioannis A. Karnezis. Correlation between wrist loads and the distal radius volar tilt angle. *Clinical Biomechanics*, 20(3):270–276, mar 2005. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003304002438> doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.10.004.
- ⁹⁵ Robert Kaufmann, Jamie Pfaeffle, Brad Blankenhorn, Kathryne Stabile, Doug Robertson, and Robert Goitz. Kinematics of the midcarpal and radiocarpal joints in radioulnar deviation: An in vitro study. *Journal of Hand Surgery*, 30(5):937–942, sep 2005. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502305004089> doi:10.1016/j.jhsa.2005.05.016.
- ⁹⁶ Robert A. Kaufmann, H. James Pfaeffle, Brad D. Blankenhorn, Kathryne Stabile, Doug Robertson, and Robert Goitz. Kinematics of the Midcarpal and Radiocarpal Joint in Flexion and Extension: An In Vitro Study. *Journal of Hand Surgery*, 31(7):1142–1148, sep 2006. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502306005612> doi:10.1016/j.jhsa.2006.05.002.
- ⁹⁷ Colin D. Kennedy and Jerry I. Huang. Prosthetic Design in Total Wrist Arthroplasty, jan 2016. doi:10.1016/j.ocl.2015.08.018.

- ⁹⁸ Lynn D. Ketchum, Paul W. Brand, David Thompson, and Gordon S. Pocock. The determination of moments for extension of the wrist generated by muscles of the forearm. *Journal of Hand Surgery*, 3(3):205–210, 1978. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/659816/>, doi:10.1016/S0363-5023(78)80083-5.
- ⁹⁹ Urs Kistler, Arnold Peter C. Weiss, Beat R. Simmen, and Daniel B. Herren. Long-term results of silicone wrist arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *Journal of Hand Surgery*, 30(6):1282–1287, nov 2005. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16344189/>, doi:10.1016/j.jhsa.2005.07.009.
- ¹⁰⁰ Magnus Kjartan and David H. Finite Element Modelling of a Multi-Bone Joint: The Human Wrist. In *Finite Element Analysis - New Trends and Developments*. 2012. URL: <http://dx.doi.org/10.5772/50560>, doi:10.5772/50560.
- ¹⁰¹ Nupur Kohli, Jennifer C Stoddart, and Richard J. van Arkel. The limit of tolerable micromotion for implant osseointegration: a systematic review. *Scientific Reports*, 11(1):10797, 2021. URL: www.nature.com/scientificreports doi:10.1038/s41598-021-90142-5.
- ¹⁰² M. J. Kraay and M. P. Figgie. Wrist arthroplasty with the trispherical total wrist prosthesis. *Seminars in arthroplasty*, 6(1):37–43, jan 1995. URL: <https://europepmc.org/article/med/10155685>.
- ¹⁰³ Yngvar Krukhaug, Stein A. Lie, Leif I. Havelin, Ove Furnes, and Leiv M. Hove. Results of 189 wrist replacements. *Acta Orthopaedica*, 82(4):405–409, aug 2011. URL: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/17453674.2011.588858>, doi:10.3109/17453674.2011.588858.
- ¹⁰⁴ Frank J. Lamberta, Donald C. Ferlic, and Mack L. Clayton. Volz total wrist arthroplasty in rheumatoid arthritis: A preliminary report. *Journal of Hand Surgery*, 5(3):245–252, may 1980. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502380800098>, doi:10.1016/S0363-5023(80)80009-8.
- ¹⁰⁵ Pamela K. Levangie and Cynthia C. Norkin. *Joint Structure and Function: A comprehensive analysis*. F.A. Davis PT Collection. F.A. Davis Company, 2011. URL: <https://books.google.com/books?id=8IFoQgAACAAJ{&}pgis=1>
- ¹⁰⁶ Zong Ming Li, Laurel Kuxhaus, Jesse A. Fisk, and Thomas H. Christophel. Coupling between wrist flexion-extension and radial-ulnar deviation. *Clinical Biomechanics*, 20(2):177–183, feb 2005. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.10.002.
- ¹⁰⁷ R. L. Linscheid. Kinematic considerations of the wrist. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, NO. 202:27–39, 1986. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3955960/>, doi:10.1097/00003086-198601000-00005.
- ¹⁰⁸ R. L. Linscheid. Biomechanics of the distal radioulnar joint, 1992. doi:10.1097/00003086-199202000-00008.
- ¹⁰⁹ Matthew P. Lorei, Mark P. Figgie, Chitranjan S. Ranawat, and Allan E. Inglis. Failed total wrist arthroplasty: Analysis of failures and results of operative management. In *Clinical Orthopaedics and Related Research*, number 342, pages 84–93.

- Springer New York LLC, sep 1997. URL: <https://europepmc.org/article/med/9308529>, doi:10.1097/00003086-199709000-00014
- ¹¹⁰ Kalenia Márquez-Florez, Enrique Vergara-Amador, Estevam Barbosa de Las Casas, and Diego A. Garzón-Alvarado. Theoretical distribution of load in the radius and ulna carpal joint. *Computers in Biology and Medicine*, 60:100–106, may 2015. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010482515000657>, doi:10.1016/j.compbiomed.2015.02.016.
- ¹¹¹ Susana Ferreira Meireles, António Godinho Completo, César Silva, and José António Simões. Wrist kinematic behavior correlation with functional outcomes and progress in patients having a total wrist arthroplasty. *ISTA: 24th Annual congress of International Society for Technology in Arthroplasty*, page 716, 1000. URL: <https://ria.ua.pt/handle/10773/8360>.
- ¹¹² Eitan Melamed, Bryan Marascalchi, Richard Hinds, Marco Rizzo, and John Capo. Trends in the Utilization of Total Wrist Arthroplasty versus Wrist Fusion for Treatment of Advanced Wrist Arthritis. *Journal of Wrist Surgery*, 05(03):211–216, feb 2016. doi:10.1055/s-0036-1571841
- ¹¹³ D. Melo, A. Completo, A. Nascimento, and F. Fonseca. Biomechanical analysis of metacarpophalangeal joint arthroplasty with metal-polyethylene implant: An in-vitro study. *Clinical Biomechanics*, 62:79–85, 2019. URL: <https://dacemirror.sci-hub.se/journal-article/c597544156292aaab5ce6437880476ae/melo2019.pdf>, doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.01.005.
- ¹¹⁴ J. Menon. Total wrist replacement using the modified Volz prosthesis. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 69(7):998–1006, sep 1987. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3654712/><https://europepmc.org/article/med/3654712> doi:10.2106/00004623-198769070-00007.
- ¹¹⁵ Jay Menon and Brian S. Doyle. Universal total wrist implant: Experience with a carpal component fixed with three screws. *Journal of Arthroplasty*, 13(5):515–523, 1998. URL: https://ac.els-cdn.com/S088354039890050X/1-s2.0-S088354039890050X-main.pdf?{}_tid=a092abe3-8d55-4348-940e-0b33d46f6b9d{&}acdnat=1530268325{ }b6d97a635cbceb332e56fed472f839a8https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9726316/, doi:10.1016/S0883-5403(98)90050-X.
- ¹¹⁶ Hans Christoph Meuli and Diego L. Fernandez. Uncemented total wrist arthroplasty. *Journal of Hand Surgery*, 20(1):115–122, 1995. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7722250/> doi:10.1016/S0363-5023(05)80069-3
- ¹¹⁷ H. Meuli Ch. Meuli total wrist arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, NO. 187:107–111, 1984. URL: <https://europepmc.org/article/med/6744703>.
- ¹¹⁸ T. M. Moojen, J. G. Snel, M. J.P.F. Ritt, J. M.G. Kauer, H. W. Venema, K. E. Bos, and G. J. Den Heeten. Three-dimensional carpal kinematics in vivo. *Clinical Biomechanics*, 17(7):506–514, aug 2002. doi:10.1016/S0268-0033(02)00038-4

- ¹¹⁹ Keith L Moore. *Clinically oriented anatomy*. Third edition / [illustrated primarily by Dorothy Chubb ... [and others] ; photography by John Kozie and Paul Schwartz. Baltimore : Williams & Wilkins, [1992] ©1992. URL: <https://search.library.wisc.edu/catalog/999692605902121>
- ¹²⁰ Syam P.K. Morapudi, William J. Marlow, Daniel Withers, Peter Ralte, Ayman Gabr, and Mohammad Waseem. Total wrist arthroplasty using the Universal 2 prosthesis. *Journal of orthopaedic surgery (Hong Kong)*, 20(3):365–368, dec 2012. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23255648/>, doi:10.1177/230949901202000321.
- ¹²¹ Alessio Murgia, Peter J. Kyberd, Paul H. Chappell, and Colin M. Light. Marker placement to describe the wrist movements during activities of daily living in cyclical tasks. *Clinical Biomechanics*, 19(3):248–254, mar 2004. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15003339/>, doi:10.1016/j.clinbiomech.2003.11.012.
- ¹²² Rajesh Nair. Review article: Total wrist arthroplasty, dec 2014. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25550026/>, doi:10.1177/230949901402200326.
- ¹²³ M. Niinomi. Fatigue characteristics of metallic biomaterials. *International Journal of Fatigue*, 29(6):992–1000, jun 2007. doi:10.1016/j.ijfatigue.2006.09.021.
- ¹²⁴ Margareta Nordin and Victor H. Frankel. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Third ed. edition, 2012. doi:10.1136/bjism.26.1.69-a.
- ¹²⁵ Jason A. Nydick, Scott M. Greenberg, Jeffrey D. Stone, Bailee Williams, John A. Polikandriotis, and Alfred V. Hess. Clinical outcomes of total wrist arthroplasty. *Journal of Hand Surgery*, 37(8):1580–1584, aug 2012. URL: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502312006855>, doi:10.1016/j.jhsa.2012.05.016.
- ¹²⁶ S. Nylén, C. Sollerman, D. Haffajee, and L. Ekelund. Swanson implant arthroplasty of the wrist in rheumatoid arthritis. *Journal of Hand Surgery*, 9(3):295–299, 1984. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6512366/>, doi:10.1016/0266-7681(84)90046-9.
- ¹²⁷ Shawn W. O’Driscoll, Emiko Horii, Richard Ness, Tom D. Cahalan, Robin R. Richards, and Kai Nan An. The relationship between wrist position, grasp size, and grip strength. *Journal of Hand Surgery*, 17(1):169–177, 1992. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1538102/>, doi:10.1016/0363-5023(92)90136-D
- ¹²⁸ Shade Ogunro, Irfan Ahmed, and Virak Tan. Current indications and outcomes of total wrist arthroplasty. *Orthopedic Clinics of North America*, 44(3):371–379, jul 2013. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S003058981300031X>, doi:10.1016/j.ocl.2013.03.008.
- ¹²⁹ A. K. Palmer and F. W. Werner. Biomechanics of the distal radioulnar joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, NO. 187(187):26–35, 1984. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6744728/>, doi:10.1097/00003086-198407000-00005.

- ¹³⁰ Andrew K. Palmer and Frederick W. Werner. The triangular fibrocartilage complex of the wrist. *Anatomy and function*. *Journal of Hand Surgery*, 6(2):153–162, mar 1981. URL: [https://www.jhandsurg.org/article/S0363-5023\(81\)80170-0/abstract](https://www.jhandsurg.org/article/S0363-5023(81)80170-0/abstract) doi:10.1016/S0363-5023(81)80170-0.
- ¹³¹ Andrew K. Palmer, Frederick W. Werner, Dennis Murphy, and Richard Glisson. Functional wrist motion: A biomechanical study. *Journal of Hand Surgery*, 10(1):39–46, 1985. doi:10.1016/S0363-5023(85)80246-X
- ¹³² Javad Parvizi and Gregory K. Kim. Cartilage. In *High Yield Orthopaedics*, pages 80–81. Elsevier, 2010. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B978141600236900050X> doi:10.1016/B978-1-4160-0236-9.00050-X.
- ¹³³ Rita M Patterson, Laura Williams, Clark R Andersen, Shukuki Koh, and Steven F Viegas. and Passive Motion of the Wrist. *Hand Surgery*, 32:1013–1019, 2016.
- ¹³⁴ Leonardo Punzi, Paola Galozzi, Roberto Luisetto, Marta Favero, Roberta Ramonda, Francesca Oliviero, and Anna Scanu. Post-traumatic arthritis: Overview on pathogenic mechanisms and role of inflammation, 2016. URL: </pmc/articles/PMC5013366/> <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5013366/> doi:10.1136/rmdopen-2016-000279
- ¹³⁵ A. Ramos, R. J. Duarte, C. Relvas, A. Completo, and J. A. Simões. The influence of acetabular bone cracks in the press-fit hip replacement: Numerical and experimental analysis. *Clinical Biomechanics*, 28(6):635–641, jul 2013. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.06.005.
- ¹³⁶ A. Ramos and J. A. Simões. Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur. *Medical Engineering and Physics*, 28(9):916–924, nov 2006. doi:10.1016/j.medengphy.2005.12.006.
- ¹³⁷ D. Rancourt, A. Shirazi-Adl, G. Drouin, and G. Paiement. Friction properties of the interface between porous surfaced metals and tibial cancellous bone. *Journal of Biomedical Materials Research*, 24(11):1503–1519, 1990. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2279983/> doi:10.1002/jbm.820241107
- ¹³⁸ Jeffrey D. Reed, Spencer J. Stanbury, Ron M. Menorca, and John C. Elfar. The emerging utility of composite bone models in biomechanical studies of the hand and upper extremity. *Journal of Hand Surgery*, 38(3):583–587, mar 2013. URL: </pmc/articles/PMC5818984/> <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5818984/> doi:10.1016/j.jhsa.2012.12.005
- ¹³⁹ Ole Reigstad. Wrist arthroplasty: Bone fixation, clinical development and mid to long term results. *Acta Orthopaedica*, 85(S354):1–53, mar 2014. doi:10.3109/17453674.2014.900597.
- ¹⁴⁰ Michael E. Rettig and Robert D. Beckenbaugh. Revision total wrist arthroplasty. *Journal of Hand Surgery*, 18(5):798–804, 1993. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8228049/> doi:10.1016/0363-5023(93)90045-5

- ¹⁴¹ M. J.P.F. Ritt, P. R. Stuart, L. Naggar, and R. D. Beckenbaugh. The early history of arthroplasty of the wrist From amputation to total wrist implant. *Journal of Hand Surgery*, 19(6):778–782, 1994. URL: [http://journals.sagepub.com/doi/10.1016/0266-7681\(94\)90257-7](http://journals.sagepub.com/doi/10.1016/0266-7681(94)90257-7), doi:10.1016/0266-7681(94)90257-7
- ¹⁴² Marco Rizzo and Robert D. Beckenbaugh. Results of biaxial total wrist arthroplasty with a modified (long) metacarpal stem. *Journal of Hand Surgery*, 28(4):577–584, jul 2003. URL: <http://www.jhandsurg.org/article/S0363502303002041/fulltext><http://www.jhandsurg.org/article/S0363502303002041/abstract>[https://www.jhandsurg.org/article/S0363-5023\(03\)00204-1/abstract](https://www.jhandsurg.org/article/S0363-5023(03)00204-1/abstract), doi:10.1016/S0363-5023(03)00204-1
- ¹⁴³ Francisco Rubio. Total Wrist Arthroplasty. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 30(4):9–14, 2020. URL: <http://europepmc.org/abstract/MED/28214456>, doi:10.1016/j.oto.2020.100831
- ¹⁴⁴ L. K. Ruby, W. P. Conney, K. N. An, R. L. Linscheid, and E. Y.S. Chao. Relative motion of selected carpal bones: A kinematic analysis of the normal wrist. *Journal of Hand Surgery*, 13(1):1–10, 1988. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3351212/>, doi:10.1016/0363-5023(88)90189-X
- ¹⁴⁵ Jaiyoung Ryu, William P. Cooney, Linda J. Askew, Kai Nan An, and Edmund Y.S. Chao. Functional ranges of motion of the wrist joint. *Journal of Hand Surgery*, 16(3):409–419, may 1991. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1861019/>, doi:10.1016/0363-5023(91)90006-W
- ¹⁴⁶ Ken Sabbag and Roy Meals. The Wrist. Diagnosis and Operative Treatment. *The Journal of Hand Surgery*, 26(1):165–166, jan 2001. URL: <http://www.jhandsurg.org/article/S0363502300900029/fulltext><http://www.jhandsurg.org/article/S0363502300900029/abstract>[https://www.jhandsurg.org/article/S0363-5023\(00\)90002-9/abstract](https://www.jhandsurg.org/article/S0363-5023(00)90002-9/abstract), doi:10.1053/s0363-5023(00)90002-9
- ¹⁴⁷ Marcus Sagerfors, Anil Gupta, Ole Brus, Marco Rizzo, and Kurt Pettersson. Patient related functional outcome after total wrist arthroplasty: a single center study of 206 cases. *Hand surgery : an international journal devoted to hand and upper limb surgery and related research : journal of the Asia-Pacific Federation of Societies for Surgery of the Hand*, 20(1):81–87, jan 2015. URL: <http://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0218810415500112><https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25609279/>, doi:10.1142/S0218810415500112
- ¹⁴⁸ S. K. Sarrafian, J. L. Melamed, and G. M. Goshgarian. Study of wrist motion in flexion and extension. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, No. 126(126):153–159, jul 1977. URL: <https://europepmc.org/article/med/598105>, doi:10.1097/00003086-197707000-00025
- ¹⁴⁹ S. Schill, H. Thabe, and W. Mohr. Langzeitergebnisse nach Swansonprothesenversorgung des rheumatischen handgelenks. *Handchirurgie Mikrochirurgie*

- Plastische Chirurgie*, 33(3):198–206, 2001. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11468898/>, doi:10.1055/s-2001-15132
- ¹⁵⁰ R. Schmitt. Funktionelle anatomie und biomechanik des karpus. *Radiologe*, 46(8):638–648, aug 2006. URL: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00117-006-1397-0>, doi:10.1007/s00117-006-1397-0
- ¹⁵¹ F. Schuind, W. P. Cooney, R. L. Linscheid, K. N. An, and E. Y.S. Chao. Force and pressure transmission through the normal wrist. A theoretical two-dimensional study in the posteroanterior plane. *Journal of Biomechanics*, 28(5):587–601, may 1995. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/002192909400093J>, doi:10.1016/0021-9290(94)00093-J
- ¹⁵² D. E.T. Shepherd and A. J. Johnstone. Design considerations for a wrist implant. *Medical Engineering and Physics*, 24(10):641–650, dec 2002. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453302001480>, doi:10.1016/S1350-4533(02)00148-0
- ¹⁵³ J. K. Stanley and A. R. Tolat. Long-term results of swanson silastic arthroplasty in the rheumatoid wrist. *Journal of Hand Surgery (British and European Volume)*, 18(3):381–388, 1993. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8345274/>, doi:10.1016/0266-7681(93)90069-R
- ¹⁵⁴ DSc Susan Standring, PhD. *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*. Elsevier, 41th edition, 2015.
- ¹⁵⁵ A. B. Swanson, I. B. Matev, and G. de Groot. The strength of the hand. *Bulletin of prosthetics research*, 10(14):145–153, sep 1970. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/5522244/>
- ¹⁵⁶ Alfred B. Swanson. Silicone arthroplasty of the wrist in rheumatoid arthritis, 1993. doi:10.1016/0363-5023(93)90267-7
- ¹⁵⁷ V. J. Takwale, D. Nuttall, I. A. Trail, and J. K. Stanley. Biaxial total wrist replacement in patients with rheumatoid arthritis. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, 84(5):692–699, 2002. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12188487/>, doi:10.1302/0301-620X.84B5.12276
- ¹⁵⁸ Taleisnik. *The Wrist*. Churchill Livingstone, 1st editio edition, 1985.
- ¹⁵⁹ M. Taylor and K. E. Tanner. Fatigue failure of cancellous bone: A possible cause of implant migration and loosening, 1997. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9119838/>, doi:10.1302/0301-620X.79B2.7461
- ¹⁶⁰ A. F. Tencer, S. F. Viegas, J. Cantrell, M. Chang, P. Clegg, C. Hicks, C. O'Meara, and J. B. Williamson. Pressure distribution in the wrist joint. *Journal of Orthopaedic Research*, 6(4):509–517, jul 1988. URL: <http://doi.wiley.com/10.1002/jor.1100060406>, doi:10.1002/jor.1100060406
- ¹⁶¹ Karen L. Troy, William Brent Edwards, Varun A. Bhatia, and Mary Lou Bareither. In vivo loading model to examine bone adaptation in humans: A

- pilot study. *Journal of Orthopaedic Research*, 31(9):1406–1413, sep 2013. URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/jor.22388><https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jor.22388><https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jor.22388>, doi:10.1002/jor.22388
- ¹⁶² S. F. Viegas, A. F. Tencer, J. Cantrell, M. Chang, P. Clegg, C. Hicks, C. O'Meara, and J. B. Williamson. Load transfer characteristics of the wrist. Part I. The normal joint. *Journal of Hand Surgery*, 12(6):971–978, 1987. URL: [http://dx.doi.org/10.1016/S0363-5023\(87\)80093-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0363-5023(87)80093-X), doi:10.1016/S0363-5023(87)80093-X
- ¹⁶³ Steven F. Viegas, Rita Patterson, Pamela Peterson, John Roefs, Allan Tencer, and Shaena Choi. The effects of various load paths and different loads on the load transfer characteristics of the wrist. *Journal of Hand Surgery*, 14(3):458–465, 1989. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2738332/> doi:10.1016/S0363-5023(89)80004-8
- ¹⁶⁴ Esther Vögelin and Ladislav Nagy. Fate of failed Meuli total wrist arthroplasty. *Journal of Hand Surgery*, 28 B(1):61–68, feb 2003. doi:10.1054/jhsb.2002.0812
- ¹⁶⁵ R. G. Volz. Total wrist arthroplasty. A clinical review. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, NO. 187:112–120, 1984. doi:10.1097/00003086-198407000-00015
- ¹⁶⁶ Robert G. Volz. Clinical experiences with a new total wrist prosthesis. *Archiv für Orthopädische und Unfall-Chirurgie*, 85(2):205–209, jan 1976. URL: <https://link.springer.com/article/10.1007/BF00415459><https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/962690/>, doi:10.1007/BF00415459
- ¹⁶⁷ Christina M. Ward, Taften Kuhl, and Brian D. Adams. Five to ten-year outcomes of the universal total wrist arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 93(10):914–919, may 2011. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21593366> doi:10.2106/JBJS.H.01614
- ¹⁶⁸ Arnold Peter C. Weiss, Robin N. Kamal, and Paul Shultz. Total wrist arthroplasty, mar 2013. doi:10.5435/JAAOS-21-03-140
- ¹⁶⁹ P.J. T.S.van Winterswijk and P.A. G.M. Bakx. Promising Clinical Results of the Universal Total Wrist Prosthesis in Rheumatoid Arthritis~!2009-11-17~!2010-01-11~!2010-02-17~! *The Open Orthopaedics Journal*, 4(2):67–70, mar 2010. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20224741/> doi:10.2174/1874325001004020067
- ¹⁷⁰ Scott W. Wolfe, Corey Neu, and Joseph J. Crisco. In vivo scaphoid, lunate, and capitate kinematics in flexion and in extension. *Journal of Hand Surgery*, 25(5):860–869, 2000. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11040301/> doi:10.1053/jhsu.2000.9423
- ¹⁷¹ S. Yamaguchi, S. F. Viegas, and R. M. Patterson. Anatomic study of the pisotriquetral joint: Ligament anatomy and cartilagenous change. *Journal of Hand Surgery*, 23(4):600–606, jul 1998. doi:10.1016/S0363-5023(98)80044-0