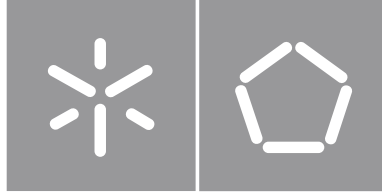




Tiago André Moreira Gonçalves da Costa
Leite
**Ortótese Acessível para Reabilitação ou
Funcionalização da Mão e dos Dedos**

Universidade do Minho
Escola de Engenharia





Universidade do Minho

Escola de Engenharia

Tiago André Moreira Gonçalves da Costa
Leite

**Ortótese Acessível para Reabilitação ou
Funcionalização da Mão e dos Dedos**

Dissertação de Mestrado

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Biomateriais, Reabilitação e Biomecânica

Trabalho efetuado sob orientação do

Professor Doutor Eurico Augusto Rodrigues Seabra

Professor Doutor Hélder Jesus Fernandes Puga

DIREITOS DE AUTOR E CONDIÇÕES DE UTILIZAÇÃO DO TRABALHO POR TERCEIROS

Este é um trabalho académico que pode ser utilizado por terceiros desde que respeitadas as regras e boas práticas internacionalmente aceites, no que concerne aos direitos de autor e direitos conexos. Assim, o presente trabalho pode ser utilizado nos termos previstos na licença abaixo indicada. Caso o utilizador necessite de permissão para poder fazer um uso do trabalho em condições não previstas no licenciamento indicado, deverá contactar o autor, através do RepositóriUM da Universidade do Minho.

Licença concedida aos utilizadores deste trabalho



**Atribuição-NãoComercial-SemDerivações
CC BY-NC-ND**

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, quero agradecer aos Professores Doutores Eurico Augusto Rodrigues Seabra e Hélder Jesus Fernandes Puga pela mentoria e partilha de conhecimento.

Agradeço ao Rúben Durães pela perspetiva e experiências que transmitiu, sempre de forma altruísta.

Aos meus amigos sou grato pela camaradagem, pelos momentos divertidos e pela entreajuda. Todos tiveram um papel preponderante no meu desenvolvimento pessoal, por isso sei que carrego um pouco de cada um, onde quer que a vida me leve.

Agradeço à minha família pelo suporte e auxílio prestado, permitindo que percorresse o meu caminho, por vezes atribulado, com segurança e confiança. Graças a eles pude cometer erros, mas principalmente, tomar decisões das quais me orgulho, com base nos valores que me inculcaram.

Finalmente, agradeço à Margarida Queirós por me acompanhar nos bons e maus momentos e pela força e positividade que sempre me transmitiu. Aprendi, com o seu sorriso incansável, que a felicidade está presente nas mais pequenas coisas.

DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Declaro ter atuado com integridade na elaboração do presente trabalho académico e confirmo que não recorri à prática de plágio nem a qualquer forma de utilização indevida ou falsificação de informações ou resultados em nenhuma das etapas conducente à sua elaboração. Mais declaro que conheço e que respeitei o Código de Conduta Ética da Universidade do Minho.

Universidade do Minho, 30 / 10 / 2022

Assinatura: Luís André Moreira Gonçalves da Costa Leite

RESUMO

Título: Ortótese acessível para reabilitação ou funcionalização da mão e dos dedos.

Com a crescente população e respetiva longevidade, surge uma maior necessidade de reabilitação derivada de fatores inerentes à idade e à maior taxa de sobrevivência a doenças e traumas. Isto também se demonstra verdade na reabilitação da mão e dos dedos.

Os AVCs, a rutura dos tendões flexores e as lesões da medula espinhal, são algumas situações onde é necessária a reabilitação para recuperar a funcionalidade da mão. No entanto, a exigência de recursos humanos, monetários, espaciais e temporais, dificulta a reabilitação ótima. A utilização de dispositivos complementares ao terapeuta possibilita uma reabilitação independente e frequente, poupando, às unidades de saúde, os recursos supramencionados. O interesse nesta área demonstra-se pelo aumento do número de trabalhos científicos incidentes. Por outro lado, estes dispositivos não têm grande expressão no mercado atual, o que se deve, principalmente, à deficiente acessibilidade aos utilizadores.

Este projeto tem como objetivo o desenvolvimento de uma ortótese para reabilitação ou funcionalização da mão e dedos que seja acessível à população necessitada.

O dispositivo desenvolvido tem quatro motores e um mecanismo de transmissão redundante (onde os constrangimentos são definidos aquando da colocação nos dedos) que permite flexão e extensão independentes de cada dedo, exceto o polegar. A cinemática foi analisada com estudos de movimento e as cargas foram avaliadas com estudos estáticos e análise estrutural com as cargas aferidas no estudo de movimento. Nas simulações, tanto a flexão como a extensão foram alcançadas em quatro segundos. Foi construído um protótipo do sistema de transmissão, cuja cinemática correspondeu às da simulação e respeitou a biomecânica dos dedos. Na flexão máxima, o exoesqueleto seria capaz de segurar objetos que exercessem uma força normal de até 20 N.

O dispositivo manteve a sua integridade estrutural nas simulações e o peso e o custo de produção previstos eram consistentes com os requisitos. Os critérios anteriores e a adaptabilidade do dispositivo mostram o potencial de competitividade no mercado e de utilização tanto nas unidades de saúde como a título individual.

Palavras-Chave: Acessível; Engenharia de Produto; Mão; Ortótese; Reabilitação.

ABSTRACT

Title: Accessible Orthosis for rehabilitation or functionalization of the hand and fingers.

As the population and its longevity grows, the need for rehabilitation increases as a result of age-related factors and higher survival rates from disease and trauma. This is also true for rehabilitation of the hand and fingers.

Strokes, ruptures of flexor tendons, and spinal cord injuries are examples of situations in which rehabilitation is necessary to restore normal hand function. However, the human, financial, space, and time resource requirements associated with rehabilitation often mean that populations in need do not have access to optimal rehabilitative care, making it more difficult for patients to recover. Therefore, the use of devices that complement the therapist is an interesting alternative, as it makes rehabilitation more independent and frequent, saving healthcare institutions the resources mentioned above. The interest in this research area is evidenced by the increasing number of scientific articles. On the other hand, these devices are not yet very widespread in the current market, mainly due to poor accessibility for users.

This project aims to develop an orthosis for rehabilitation or functionalization of the hand and fingers, accessible to the needed population.

The newly developed device has four motors and a redundant transmission system that allows independent flexion and extension of each finger, except the thumb. Kinematics were analyzed with motion studies and loads were evaluated with static studies and structural analysis using motion loads. In the simulations, both flexion and extension were achieved in four seconds. A prototype transmission system was built whose kinematics matched that of the simulation and corresponded to the biomechanics of the fingers. At maximum flexion, the exoskeleton would be able to hold small objects and exert a normal force of up to 20 N with structural integrity.

The device maintained its structural integrity in the simulations and the predicted weight and production cost were consistent with the requirements. The previous criteria and the adaptability of the device show the potential for market competitiveness and for use in both healthcare facilities and individual households.

Keywords: Accessible; Engineering design; Hand; Orthosis; Rehabilitation.

ÍNDICE

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | Introdução | 1 |
| 1.1 | Estrutura da dissertação | 2 |
| 2 | Anatomia e Biomecânica da Mão e Dedos | 3 |
| 2.1 | Ossos | 3 |
| 2.2 | Músculos do Antebraço (Extrínsecos)..... | 4 |
| 2.2.1 | Músculos Flexores-Pronadores do Antebraço | 4 |
| 2.2.2 | Músculos Extensores-Supinadores do Antebraço | 5 |
| 2.3 | Músculos Intrínsecos | 6 |
| 2.4 | Articulações e Biomecânica da Mão e Dedos | 7 |
| 2.4.1 | Articulação Radiocubital Distal | 8 |
| 2.4.2 | Articulações do Punho | 8 |
| 2.4.3 | Articulações do Polegar | 9 |
| 2.4.4 | Articulações da Palma | 10 |
| 2.4.5 | Articulações do 2º ao 5º Dedo | 11 |
| 3 | Patologias/Lesões que afetam a mobilidade dos dedos..... | 12 |
| 3.1 | Trauma Nervoso..... | 12 |
| 3.2 | Compressão Nervosa..... | 13 |
| 3.3 | Lesão C6/C7 da Medula Espinhal..... | 13 |
| 3.4 | Contratura de Dupuytren | 14 |
| 3.5 | Acidente Vascular Cerebral (AVC) | 15 |
| 3.6 | Trauma dos Tendões Flexores..... | 16 |
| 4 | Revisão da Literatura..... | 17 |
| 4.1 | Talas Médicas (<i>Splint</i>)..... | 17 |
| 4.2 | Exoesqueletos | 20 |
| 4.2.1 | Atuadores e Fonte de Energia | 21 |
| 4.2.2 | Transmissão de Movimento | 25 |
| 4.2.3 | Controlo..... | 29 |
| 5 | Projeto Conceptual..... | 32 |
| 5.1 | Árvore de Objetivos | 32 |
| 5.1.1 | Segurança | 35 |
| 5.1.2 | Acessibilidade | 35 |

| | | |
|------------|--|-----------|
| 5.1.3 | Portabilidade | 36 |
| 5.1.4 | Funcionalidade | 37 |
| 5.2 | Método da Análise de Funções | 38 |
| 5.3 | Método da Especificação de Desempenho | 39 |
| 5.4 | Método do mapa morfológico | 42 |
| 5.4.1 | Soluções conceituais geradas..... | 46 |
| 5.5 | Método dos objetivos ponderados | 48 |
| 6 | Projeto Detalhado | 52 |
| 6.1 | Modelação: mão de apoio à simulação | 52 |
| 6.2 | Modelação: Mecanismo de transmissão e suportes..... | 53 |
| 6.3 | Modelação: mecanismo de ajuste/alinhamento lateral do exoesqueleto | 55 |
| 6.4 | Modelação: Sistema de atuação | 56 |
| 6.5 | Análise cinemática | 57 |
| 6.6 | Simulação de esforços | 60 |
| 6.6.1 | Análise dinâmica de esforços | 61 |
| 6.6.2 | Simulação estática | 64 |
| 6.7 | Refinamento do modelo..... | 71 |
| 7 | Conclusões e Trabalhos Futuros..... | 74 |
| | Referências..... | 76 |
| | Anexos | 89 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Ossos da mão e do antebraço (adaptado de [11])..... | 3 |
| Figura 2 - Representação dos músculos flexores-pronadores (adaptada de [13])..... | 5 |
| Figura 3 - Representação dos músculos extensores-supinadores (adaptado de [13])..... | 6 |
| Figura 4 - Representação dos músculos intrínsecos (adaptado de [13]). | 6 |
| Figura 5 - Posição do rádio e cúbito na supinação, pronação e posição neutral (adaptado de [28]). | 8 |
| Figura 6 - Movimentos do punho (adaptado de [12])..... | 9 |
| Figura 7 - Movimentos de polegar (adaptado de [34])..... | 10 |
| Figura 8 - Movimentos dos dedos 2 a 5 (adaptado de [12])..... | 11 |
| Figura 9 - Segmentos e estruturas da medula espinhal (adaptado de [78])..... | 14 |
| Figura 10 - Ortótese WDFHO e mecanismo de tenodese (adaptado de [82])..... | 14 |
| Figura 11 - Exemplo de elementos constituintes das talas médicas (adaptado de [122]). | 18 |
| Figura 12 - Tipos de talas médicas: A - tala de imobilização; B - tala de transferência de binário; C - tala estático-progressiva; D - tala de restrição; E - tala dinâmica de extensão; F - tala dinâmica de flexão; (adaptado de [127,74,128,117,129,130], respetivamente). | 19 |
| Figura 13 – Exemplos de exoesqueletos com atuadores elétricos: A – dois servomotores, um para o dedo 2 e outro para os dedos 3 a 5; B – cinco atuadores lineares, um para cada dedo; C – três atuadores rotativos por dedo (2 a 5) e dois para o polegar; (adaptado de [150,151,152], respetivamente). | 22 |
| Figura 14 - Exemplos de exoesqueletos com atuadores pneumáticos: A - cinco músculos pneumáticos, um para cada dedo; B – um músculo pneumático para os dedos 2 a 5; C – cinco atuadores pneumáticos maleáveis, um para cada dedo; D – um pistão pneumático para o dedo 2; (adaptado de [155,156,157], respetivamente)..... | 23 |
| Figura 15 - Exemplos de exoesqueletos com outros tipos de atuação: A – WDFHO, Atuação por movimentos do punho; B - Atuação por um sistema hidráulico (dedos 2 e 3); C – HandSome, atuação por elásticos (reposição da extensão); D - Atuação por ligas com memória de forma que contraem quando aquecidas; (adaptado de [74,159,160,148], respetivamente). | 24 |
| Figura 16 - Mecanismos de transferência de movimento e de correspondência do centro de rotação: A - mecanismo paralelograma (centros remotos); B - eixos correspondidos; C - juntas prismáticas circulares (centro remoto); D - engrenagens (atuação direta); E- Sistema de barras | |

| | |
|---|----|
| (mecanismo redundante); F – mecanismo base-para-distal; (adaptado de [162,166,167,161,168,169], respetivamente). | 27 |
| Figura 17 – Transferência de movimento por cabos e atuadores maleáveis: A - cabos usados como tendões; B - Atuador maleável força o dedo a acompanhar a sua deformação; C - Cabos de bowden com mecanismos de correspondência de centros de rotação; D – Transferência de movimento por cabos de um atuador rotativo para um mecanismo rígido de calhas; (adaptado de [170,171,172,173], respetivamente). | 28 |
| Figura 18 - Exemplo de exoesqueletos com cabos e molas: A - Cabo transmite movimento de atuador elétrico para uma junta "dobradiça" e molas retomam a posição inicial; B - Cabos usados como tendões, molas repõe a posição e mecanismo redundante para definir centro de rotação; (adaptado de [174,175]). | 29 |
| Figura 19 - Árvore de objetivos preliminar. | 34 |
| Figura 20 - Caixa-negra que representa o maior nível de generalidade..... | 38 |
| Figura 21 - Caixa transparente correspondente ao interior da caixa-negra..... | 39 |
| Figura 22 - Modelo tridimensional da mão..... | 53 |
| Figura 23 - Comparação entre o mecanismo de transmissão desenvolvido e um mecanismo da literatura: A - mecanismo da literatura [168]; B - Mecanismo desenvolvido em extensão; C – Mecanismo desenvolvido em flexão..... | 54 |
| Figura 24 - Modelo tridimensional da mão com os suportes e o mecanismo de transmissão. | 54 |
| Figura 25 - Mecanismo de ajuste lateral: A- implementado no suporte dorsal; B- Vista em explosão. | 55 |
| Figura 26 - Dimensões do motor selecionado [193]. | 56 |
| Figura 27 - Módulo de atuação constituído pelo motor, sem-fim, cremalheira e suporte. | 57 |
| Figura 28 - Simulação do movimento do dedo indicador. A flexão é demonstrada de 1) a 4) e a extensão de 5) a 8). | 58 |
| Figura 29 - Movimento do dedo indicador com o protótipo. A flexão é demonstrada de 1) a 4) e a extensão de 4) a 6). | 58 |
| Figura 30 - Simulação do movimento do dedo indicador, com o módulo atuador integrado: A - Flexão demonstrada de A-1) a A-4) e extensão de A-5) a A-8); B - percurso da falange distal ao longo da flexão e extensão..... | 59 |
| Figura 31 - Exigência de binário em: A - Flexão; B - Extensão..... | 60 |

| | |
|---|----|
| Figura 32 - Nomenclatura das barras do mecanismo de transmissão..... | 62 |
| Figura 33 - Configurações do mecanismo de transmissão avaliadas..... | 62 |
| Figura 34 - Condições aplicadas na simulação estática do módulo de atuação..... | 65 |
| Figura 35 - Mapa gráfico do fator de segurança do módulo de atuação, com o material <i>ABS</i> atribuído ao sem-fim e à cremalheira..... | 66 |
| Figura 36 - Mapa gráfico do fator de segurança do módulo de atuação após alteração do <i>ABS</i> para <i>Nylon 101</i> | 67 |
| Figura 37 – Fixações e “Pin connectors” Implementados: a) fixação que anula a translação no sem-fim; b) fixações que permitem apenas translação na direção da atuação; c) e d) fixações a emular o contacto com um objeto..... | 68 |
| Figura 38 - Representação gráfica da malha criada. | 69 |
| Figura 39 - Resultados da simulação estática: A - Mapa gráfico do fator de segurança onde o valor mínimo ocorre nos dentes da cremalheira; B – Distribuição das tensões de <i>Von Mises</i> . Os maiores esforços ocorrem entre os pontos de contacto entre a cremalheira e o sem fim. Nas barras, os esforços diminuem ao longo do mecanismo de transmissão, excetuando as zonas de ligação entre barras e entre as barras e os suportes dos dedos. | 69 |
| Figura 40 - Forças normais na falange média e distal..... | 70 |
| Figura 41 - Elementos sugeridos para o módulo de controlo: A - <i>encoder</i> magnético montado no motor [196]; B - controladores empilhados num <i>Arduino Uno</i> [198]. | 72 |
| Figura 42 - Modelo tridimensional compreendendo todos os elementos do exoesqueleto, a mão e o antebraço. | 72 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 1 - Função dos músculos flexores-pronadores do antebraço. | 4 |
| Tabela 2 - Função dos músculos extensores-supinadores do antebraço. | 5 |
| Tabela 3 - Função dos músculos intrínsecos. | 7 |
| Tabela 4 - Vantagens e desvantagens dos vários sistemas de atuação. | 25 |
| Tabela 5 - Mecanismos de correspondência dos centros de rotação e as suas vantagens e desvantagens. | 26 |
| Tabela 6 – Requisitos e especificações. | 40 |
| Tabela 7 - Mapa morfológico. | 43 |
| Tabela 8 - Soluções globais escolhidas para avaliação posterior. | 47 |
| Tabela 9 - Atribuição da ordem de importância a cada critério. | 48 |
| Tabela 10 - Escala qualitativa de desempenho. | 49 |
| Tabela 11 - Grelha de pontuação para avaliação das soluções conceptuais. | 50 |
| Tabela 12 - Características do motor selecionado [192]. | 56 |
| Tabela 13 - Propriedades do ABS utilizado nas barras do mecanismo de transmissão [195]. | 61 |
| Tabela 14 - Fatores de segurança e configurações de maior esforço para cada barra do mecanismo de transmissão. | 63 |
| Tabela 15 - Propriedades do <i>Nylon 101</i> | 66 |
| Tabela 16 - Propriedades da malha de alta-qualidade. | 68 |

LISTA DE ABREVIATURAS

A

- ACP Abdutor Curto do Polegar
- ADM Abdutor do Dedo Mínimo
- ALP Abdutor Longo do Polegar
- AP Adutor do Polegar
- AVC Acidente Vascular Cerebral

C

- CMC Carpometacarpal

D

- DC Direct Current

E

- ECC Extensor Cubital do Carpo
- ECP Extensor Curto do Polegar
- ED Extensor dos Dedos
- EDM Extensor do Dedo Mínimo
- EEG Eletroencefalografia
- EI Extensor do Indicador
- ELP Extensor Longo do Polegar
- EMG Eletromiografia
- ERCC Extensor Radial Curto do Carpo
- ERLC Extensor Radial Longo do Carpo

F

- FCC Flexor Cubital do Carpo
- FCDM Flexor Curto do Dedo Mínimo
- FCP Flexor Curto do Polegar
- FLP Flexor Longo do Polegar
- FPD Flexor Profundo dos Dedos
- FRC Flexor Radial do Carpo

FSD Flexor Superficial dos Dedos

I

I Interósseos

IF Interfalângica

IFD Interfalângica Distal

IFP Interfalângica Proximal

L

L Lumbricais

M

MCF Metacarpofalângica

O

ODM Oponente do Dedo Mínimo

OP Oponente do Polegar

P

PC Palmar Curto

PL Palmar Longo

PLA Ácido Polilático

PQ Pronador Quadrado

PR Pronador Redondo

S

S Supinador

W

WDFHO Wrist Driven Flexor Hinge Orthosis

1 INTRODUÇÃO

Segundo o instituto nacional de estatística, em Portugal, a esperança média de vida aumentou de 73,93 anos para 81,06 anos, desde 1988 [1]. Este aumento acompanha a tendência global e é consequente do avanço da medicina e da qualidade de vida. Em par com esta tendência está a quantidade de pessoas a necessitar de terapia de reabilitação, quer seja por debilidades da idade ou por maior taxa de sobrevivência a doenças e traumas [2,3].

A reabilitação tradicional da mão visa manter, recuperar, impedir a perda ou auxiliar a funcionalidade da mão, no entanto apresenta limitações que devem ser colmatadas [3,4]. Na verdade, esta implica a presença de um terapeuta em várias sessões, no decorrer de um período, muitas vezes, prolongado. Daqui se infere que o custo da reabilitação, a sua acessibilidade e a disponibilidade de terapeutas são fatores limitantes para a alargada população necessitada. Por fim, a duração e frequência da reabilitação também são fatores importantes, todavia nem sempre é possível implementar planos de reabilitação que respondam às exigências devido às limitações mencionadas anteriormente [4-6].

Neste contexto, surge a engenharia aplicada à reabilitação, nomeadamente a utilização de exoesqueletos. Estes permitem realizar a reabilitação de forma intensa, precisa e com pouca variabilidade, além de possibilitarem a recolha de dados sobre a progressão do paciente [3,6].

A repetição dos protocolos de reabilitação sem recorrer exaustivamente ao terapeuta, otimiza os recursos humanos e monetários necessários. Em contexto clínico, os exoesqueletos providenciam que o mesmo terapeuta supervisione a reabilitação de vários pacientes em simultâneo. Por outro lado, a reabilitação pode ser feita de forma remota e independente, pelo paciente [3,5,6].

O interesse nesta área foi descrito por Birouas *et al.* (2018), que demonstra um aumento do número de artigos científicos publicados, quando pesquisada a palavra-chave “*Hand exoskeleton*”, de 52 (em 1994) para 529 (em 2017) [7].

Apesar das vantagens mencionadas, os exoesqueletos têm uma expressão reduzida no mercado. Uma das razões é apresentarem resultados semelhantes aos da reabilitação tradicional, o que, por si só, não explica o vazio comercial. No entanto, este fator associado ao elevado preço dos exoesqueletos desmotiva a aquisição por parte das unidades de saúde

ou a título individual [4,6]. A baixa portabilidade, a complexidade de operação e a especificidade da utilização são outros fatores que reduzem a atratividade destes dispositivos [3-5,8].

Evidencia-se, portanto, a necessidade de desenvolver exoesqueletos mais simples, mais portáteis, com menor preço de aquisição e adaptáveis a várias pessoas e casos clínicos, pelo que será o objetivo desta dissertação conceber um dispositivo que compreenda estas características.

1.1 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

A dissertação encontra-se dividida em 8 capítulos, sendo o primeiro referente à introdução da dissertação.

O Capítulo 2 aborda a anatomia da mão, nomeadamente os ossos, músculos, ligamentos e articulações que a constituem. Adicionalmente, são mencionados os principais movimentos de cada articulação e a sua amplitude média.

O Capítulo 3 diz respeito aos casos clínicos que podem ser, eventualmente, reabilitados com o dispositivo a conceber. Contextualiza-se o público-alvo exemplificando algumas doenças e traumas, sem restringir a conceção do projeto a esses exemplos.

No Capítulo 4 realiza-se uma revisão da literatura, dividindo-se primeiramente as ortóteses em talas médicas e exoesqueletos. Por sua vez, nos exoesqueletos, são definidos subpontos: os atuadores, os mecanismos de transmissão e os métodos de controlo. Para cada subponto são apresentadas as principais alternativas, assim como as suas vantagens e desvantagens.

No Capítulo 5 implementa-se o projeto conceptual, desenvolvendo-se uma árvore de objetivos, o método da análise de funções, o método da especificação de desempenho, o método do mapa morfológico e o método dos objetivos ponderados.

No capítulo 6 realiza-se um desenvolvimento da solução conceptual. Desenvolveram-se os vários componentes da solução e criou-se um modelo 3D do dispositivo inteiro. Realizaram-se as simulações cinemáticas e de esforços e a validação cinemática com um protótipo.

Por fim, o capítulo 7 aborda os custos associados ao dispositivo, o capítulo 8 apresenta as conclusões e as propostas para trabalhos futuros.

2 ANATOMIA E BIOMECÂNICA DA MÃO E DEDOS

A evolução humana está diretamente relacionada com a mão e com a sua evolução. De facto, as alterações anatómicas que a mão foi sofrendo culminaram numa ferramenta multifacetada com grande impacto na linguagem, na manipulação de objetos e nas relações socioculturais [9,10].

A mão é um órgão complexo que envolve a coordenação entre o sistema nervoso central e as estruturas anatómicas: como as articulações, ossos, músculos e tendões. Esta efetua uma panóplia de movimentos com força e velocidade adaptáveis e, devido à presença das muitas estruturas especializadas, até um trauma menor pode causar rigidez, perda de função e perda de força [9,11,12].

2.1 Ossos

O esqueleto do antebraço, ilustrado na Figura 1, é formado pelo rádio e pelo cúbito e culmina na mão, constituída por oito ossos carpais, cinco metacarpais e 14 falanges. O carpo possui uma fileira de ossos distal e uma proximal, cada uma com quatro ossos, sendo que a proximal articula com o rádio e disco articular e a distal articula com os ossos do metacarpo. Os ossos da fileira proximal do carpo são o escafoíde, o semilunar, o piramidal e o pisiforme e, por sua vez, a fileira distal engloba o trapézio, o trapezoide, o capitato e o hamato [9,11,13].

O metacarpo possui cinco ossos, numerados de 1 a 5 desde o polegar até ao mindinho, que, distalmente, articulam com as falanges proximais. Cada dedo possui três falanges (a proximal, a média e a distal), exceto o polegar que apresenta apenas duas [9,11,13].



Figura 1 - Ossos da mão e do antebraço (adaptado de [11]).

2.2 MÚSCULOS DO ANTEBRAÇO (EXTRÍNSECOS)

Os músculos que atuam na mão podem ser divididos em extrínsecos e intrínsecos. Os extrínsecos, localizados no antebraço, originam-se fora da mão e inserem-se nesta. Isto acontece, pois é necessário pouco volume na zona distal para que os movimentos se processem de forma correta e eficaz e, portanto, a parte contrátil dos músculos do antebraço, mais volumosa, encontra-se na zona proximal do antebraço. Os músculos estreitam-se em tendões que se inserem, proximalmente, nos ossos ou ligamentos, o que permite transmitir a sua ação ao punho e aos dedos [9,13,14].

Os músculos extrínsecos dividem-se no compartimento anterior e posterior. Em geral, os músculos flexores e pronadores encontram-se no compartimento anterior e são inervados pelo nervo mediano (exceto o FCC, e a parte cubital do FPD, que são inervados pelo nervo cubital). Por outro lado, os músculos extensores e supinadores encontram-se no compartimento posterior e são inervados pelo nervo radial [11,13,14].

2.2.1 MÚSCULOS FLEXORES-PRONADORES DO ANTEBRAÇO

Os músculos do compartimento anterior estão ilustrados na Figura 2 e a sua função explanada na Tabela 1.

Tabela 1 - Função dos músculos flexores-pronadores do antebraço.

| <i>Músculo</i> | <i>Função</i> |
|-----------------------|---|
| FRC | Flete e abduz simultaneamente o punho [13-16]. |
| PR e PQ | Ambos envolvidos na pronação do antebraço [13-15]. |
| FCC | Flete e aduz o punho em cooperação com o FRC e ECC [13,14,16]. |
| PL | Flexor acessório do punho e resiste a esforços de corte na palma da mão [14-16]. |
| FSD | Dá origem a quatro tendões, que se estendem até aos dedos 2 a 5. Flete as articulações IFP, MCF e radiocarpal, independentemente [13,14,16,17]. |
| FPD | Flete as articulações IFP, MCF e do punho. Flete as articulações IFD dos dedos 2 a 5 [13,14,16,17]. |
| FLP | Flete as articulações IF, MCF e CMC do polegar [13,14,16,17,18,19]. |

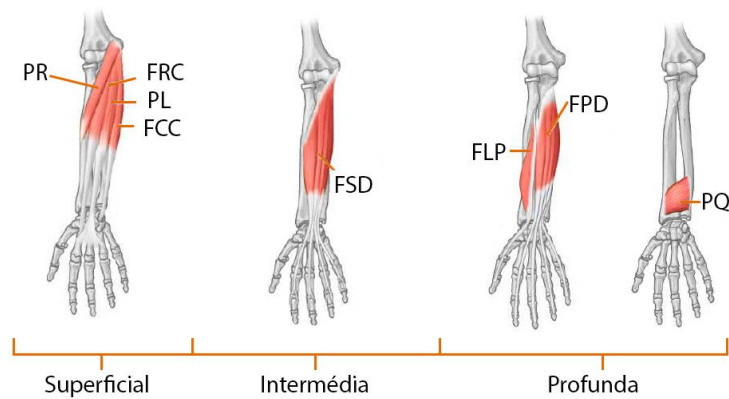


Figura 2 - Representação dos músculos flexores-pronadores (adaptada de [13]).

2.2.2 MÚSCULOS EXTENSORES-SUPINADORES DO ANTEBRAÇO

A Tabela 2 esclarece a funcionalidade e a Figura 3 ilustra os músculos do compartimento posterior.

Tabela 2 - Função dos músculos extensores-supinadores do antebraço.

| Músculo | Função |
|----------------|--|
| ERLC | Estende e abduz a articulação do carpo e a mediocarpal e auxilia a cerrar o punho [13,14,16,17]. |
| ERCC | Abduz e estende a mão simultaneamente ou isoladamente [13,14,16] |
| ECC | Em sinergia com o ERLC e ERCC estende o punho ao agarrar, aumentando a força. Já com o FCC aduz a mão [14,16,17]. |
| EDM | Extensão do 5º dedo [13,14,16,17]. |
| ED | Principal extensor dos dedos 2 a 4. Divide-se em quatro tendões que divergem para cada dedo, consegue estender as articulações radiocarpais, MCF, IFP e IFD [13,14,16,17]. |
| S | Atua na supinação do antebraço [13]. |
| ALP | Abduz a articulação radiocarpal e auxilia a abdução e extensão do polegar [13,14,16,17,18,19]. |
| ECP | Estende a 1ª falange proximal e o 1º osso metacarpal e auxilia a estender e abduzir a mão [13,14,16,17,18,19]. |
| ELP | Estende o osso metacarpal, a falange distal e a proximal do polegar [13,14,16,17,18,19]. |
| EI | Estende o dedo indicador independentemente (ex: apontar) e auxilia a extensão do punho [13,14,16,17]. |

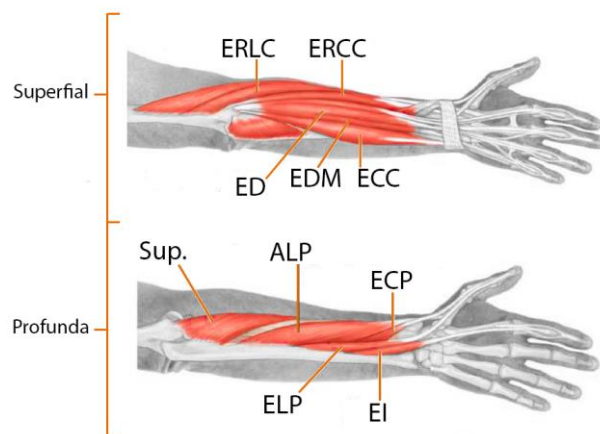


Figura 3 - Representação dos músculos extensores-supinadores (adaptado de [13]).

2.3 MÚSCULOS INTRÍNSECOS

Os músculos intrínsecos originam-se e inserem-se na mão. Estes dividem-se em cinco compartimentos distintos: o tenar (ACP, FCP e OP), o hipotenar (ADM, FCDM e ODM), o adutor (AP), o lumbrical (L) e os interósseos (I palmares e dorsais). Existe ainda um músculo superficial, o PC [13,17,21].

Os músculos tenares têm como principal função a movimentação do polegar e os hipotenares estão direcionados para a movimentação do dedo mindinho. Já os músculos lumbricais e os interósseos (palmares e distais) unem-se às faixas laterais da expansão dos extensores e atuam sobre os dedos, sendo categorizados, segundo Moore *et al.* (2014), como músculos curtos palmares [13,16,17,18,21,22].

Estes músculos estão ilustrados na Figura 4 e a sua função descrita na Tabela 3.

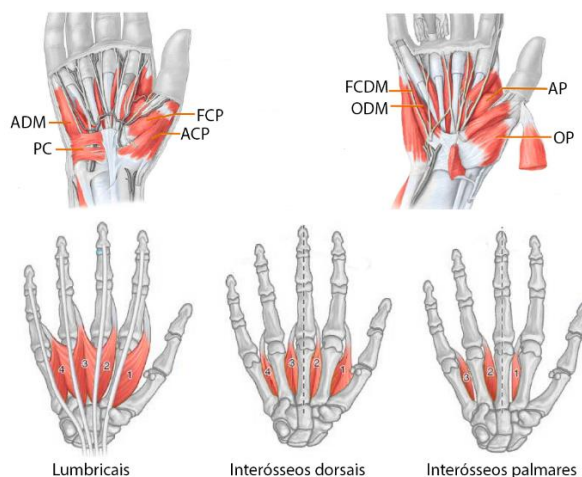


Figura 4 - Representação dos músculos intrínsecos (adaptado de [13]).

Tabela 3 - Função dos músculos intrínsecos.

| Músculos Tenares | Função |
|-----------------------------|---|
| ACP | Abduz e flete o metacarpo I, estende a articulação IF do polegar e auxilia o músculo oponente do polegar no início da oposição [13,16,18,19]. |
| FCP | Flete o polegar nas articulações CMC e MCF, estende a articulação IF e atua na pronação do metacarpal 1 [13,16,18,19]. |
| OP | Intervém na oposição do polegar fletindo a articulação CMC durante a oposição [13,16,18,19]. |
| Músculos Hipotenares | Função |
| ADM | Abduz e flete a falange proximal do dedo mindinho [13,16,21]. |
| FCDM | Flete a falange proximal na articulação MCF do dedo mindinho e produz uma ligeira rotação lateral [13,16,17,21]. |
| ODM | Flete a 5ª articulação CMC e ajuda na oposição do mindinho ao polegar [13,16,17,21]. |
| PC | Enruga a pele da eminência hipotenar, acentuando-a e otimizando a preensão palmar [13,16,17]. |
| Músculos c. Adutor | Função |
| AP | Aduz e aproxima o polegar à palma da mão [13,16,17,18,19]. |
| Músculos Curtos | Função |
| L | Fletam os dedos na MCF e estendem nas IF [13,14,16,17,22]. |
| I | Os dorsais abduzem os dedos, e os palmares aduzem-nos [13,14,16,17,21]. |

2.4 ARTICULAÇÕES E BIOMECÂNICA DA MÃO E DEDOS

Entre os vários ossos da mão e do antebraço formam-se as articulações radiocubital proximal e distal, radiocarpal, mediocarpal, intercarvais, CMC, MCF e IF. As CMC, MCF e IF são numeradas de 1 a 5, do polegar para o mindinho. As IF dividem-se em proximal e distal, exceto no polegar onde existem apenas duas falanges e uma articulação IF.

2.4.1 ARTICULAÇÃO RADIOCUBITAL DISTAL

O rádio e o cúbito formam entre si as articulações radiocubitais proximal e distal, que realizam pronação e supinação. O rádio roda à volta do cúbito, juntamente com a mão. De facto, durante a supinação, o rádio e o cúbito encontram-se paralelos e, na pronação, cruzados (Figura 5). A amplitude de pronação e supinação é de 85-90° [12,17,23,24].

A articulação radiocubital distal é estabilizada pelo músculo PQ, pelo tendão do músculo ECC, pelo complexo ligamentar cubitocarpal e pelo complexo da fibrocartilagem triangular. De forma complementar, a membrana interóssea une o rádio e o cúbito tendo um importante efeito estabilizador [12,23,25,26,27].

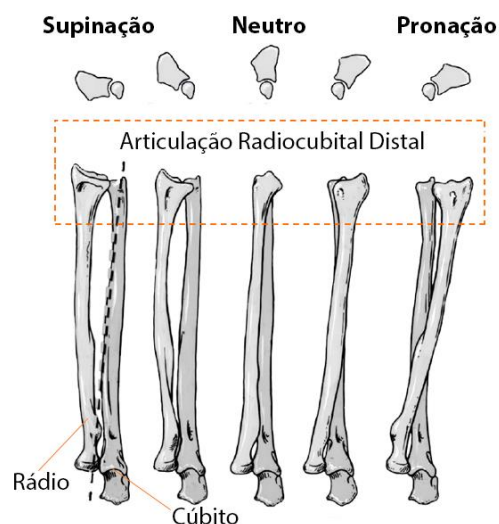


Figura 5 - Posição do rádio e cúbito na supinação, pronação e posição neutra (adaptado de [28]).

2.4.2 ARTICULAÇÕES DO PUNHO

O punho é constituído pelas articulações radiocarpal, intercarvais e mediocarpais.

A articulação radiocarpal é elipsoide. O lado proximal é formado pela superfície bifaciada do rádio e pelo disco carpocubital e o lado distal pelos ossos escafoide, semilunar e piramidal [12,13,17,24,29,30]. A cápsula articular radiocarpal é reforçada por ligamentos radiocarpais palmares, radiocarpais dorsais e cubitocarpais palmares, que fazem com que a mão acompanhe a supinação e a pronação do antebraço. A cápsula articular também é reforçada pelo ligamento colateral cubital e pelo ligamento colateral radial [12,13,24,30,31].

As articulações intercarpais ocorrem entre os ossos da fileira distal e entre os da fileira proximal. Entre os ossos de cada fila do carpo existem anfiartroses, limitadas pela morfologia dos ossos e pelos ligamentos interósseos [24,30,32,33].

A articulação mediocarpal é formada entre a fileira distal e proximal, alternando entre zonas côncavas e convexas, o que a torna mais rígida do que a radiocarpal. Os ligamentos presentes são os intercarpais palmar e dorsal, os colaterais e os interósseos [24,32,33].

O punho efetua movimentos que correspondem aos movimentos da articulação radiocarpal, suplementados por movimentos nas articulações intercarpais e mediocarpal. Os movimentos estão representados na Figura 6 e a sua amplitude é de 80°-85° em extensão e flexão, 15°-25° em abdução e 40°-50° em adução [12,17,24,29].

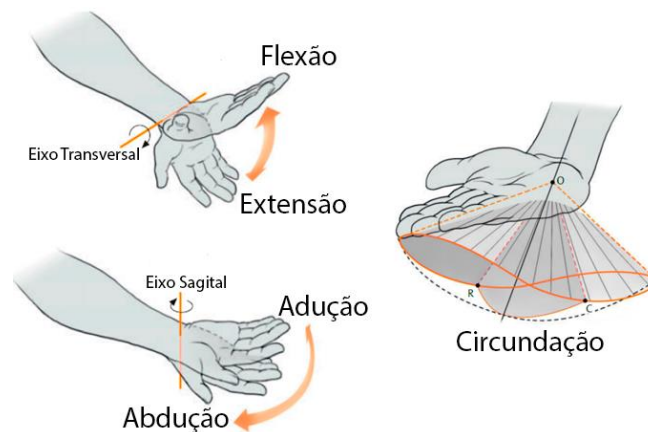


Figura 6 - Movimentos do punho (adaptado de [12]).

2.4.3 ARTICULAÇÕES DO POLEGAR

O polegar as articulações CMC (trapeziometacarpal), MCF e IF que permitem efetuar uma grande quantidade de movimentos. A oposição torna possível manipular objetos, de forma precisa, contribuindo amplamente para a motricidade fina da mão [12,18,19,34].

A articulação CMC ocorre entre a base do osso metacarpal 1 e o trapézio e tem características de uma articulação esfera em taça, possuindo dois graus de liberdade, a abdução e adução e a flexão e extensão do polegar. Combinando os vários movimentos é possível realizar os movimentos de oposição, reposição e circundação. A oposição corresponde à deslocação do polegar em direção a um dos restantes dedos e a reposição é o movimento inverso. Por fim a circundação corresponde a um movimento cónico com vértice

na articulação CMC. A amplitude destes movimentos é de, aproximadamente, $42^\circ \pm 4^\circ$ em abdução-adução, $53^\circ \pm 11^\circ$ em flexão-extensão e 10° de rotação [12,18,34,35,36,37].

Existem cinco ligamentos que conectam diretamente o trapézio ao primeiro osso metacarpal, sendo estes o oblíquo anterior superficial, oblíquo posterior carpometacarpal, o dorso-radial, o oblíquo anterior profundo (*beak ligament*) e o intermetacarpal [12,18,38,39].

A **articulação MCF** tem a principal função de prender o polegar quando este agarra objetos de grande dimensão. A amplitude média de movimentos desta articulação é de 53° de flexão, 8° de extensão, 10° de abdução e 10° de adução [19,34,36,37]. Existem três ligamentos que reforçam a cápsula articular da articulação MCF do polegar, o ligamento falangoglenóide, o ligamento colateral e o ligamento colateral acessório [12].

A **articulação interfalângica** é do tipo gínglimo e tem amplitude de flexão-extensão de 90° . Os ligamentos estabilizadores são o colateral e colateral acessório [12,19,35,36].

Os movimentos do polegar estão representados na Figura 7.

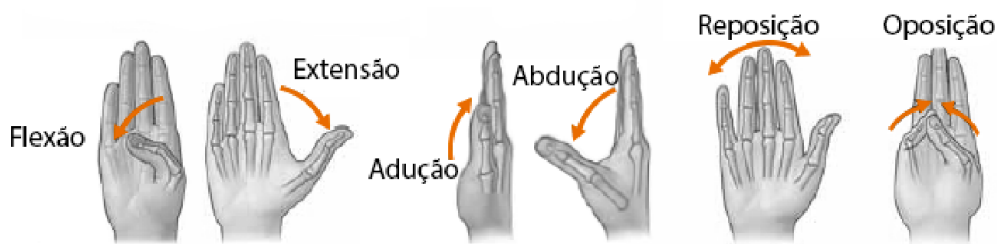


Figura 7 - Movimentos de polegar (adaptado de [34]).

2.4.4 ARTICULAÇÕES DA PALMA

As **articulações CMC** são numeradas de 1 a 5, começando no polegar. A 2ª à 5ª articulação CMC, são normalmente classificadas como planas [12,17,38,39].

A segunda e terceira CMC são relativamente imóveis (1° - 3° de amplitude de flexão-extensão). Na quarta (10° a 15° de amplitude de flexão-extensão) e quinta (15° a 30° de amplitude de flexão-extensão) CMC ocorre a maior mobilidade, permitindo a oposição do mindinho ao polegar [12,36,37,39,40]. Os ligamentos intervenientes destas articulações são os dorsais, palmares e interósseos [39,41].

As **articulações intermetacarpais** ocorrem entre as bases dos 2º ao 5º osso metacarpais e são conectadas por ligamentos dorsais, palmares e interósseos. Estas

movimentam-se com pequenos deslizamentos, quando a mão assume a forma de “concha”. O 5º osso metacarpal é o mais móvel, devido à necessidade de oposição do mindinho [17].

2.4.5 ARTICULAÇÕES DO 2º AO 5º DEDO

As articulações MCF permitem movimentos de flexão/extensão e abdução/adução. A estabilização destas articulações ocorre através dos ligamentos colaterais, da placa de tecido conectivo dorsal e palmar e dos ligamentos metacarpais transversos profundo e superficial [12,13,39,42,43]. A amplitude de movimentos na articulação MCF é de 90º de flexão (mas aumenta até aproximadamente 110º graus na 5ª MCF), 40º de extensão e 15º a 20º de abdução e adução [12,37,39].

A articulação IFP e IFD são do tipo gínglimo e realizam flexão e extensão (bastante mais limitada), com maior amplitude nas IFP. Ambas as articulações apresentam um sistema ligamentar semelhante: o ligamento colateral, colateral acessório, falagloglenóide, a placa palmar e dorsal, cinco ligamentos anulares (A1-A5) e três cruciformes (C1-C3), a expansão digital dorsal e o ligamento retinacular [12,13,17,39,44,45].

A amplitude de movimentos na IFP é de 130º de flexão e 0º de extensão e, na IFD de 90º de flexão e 30º de extensão (Figura 8) [12,37].

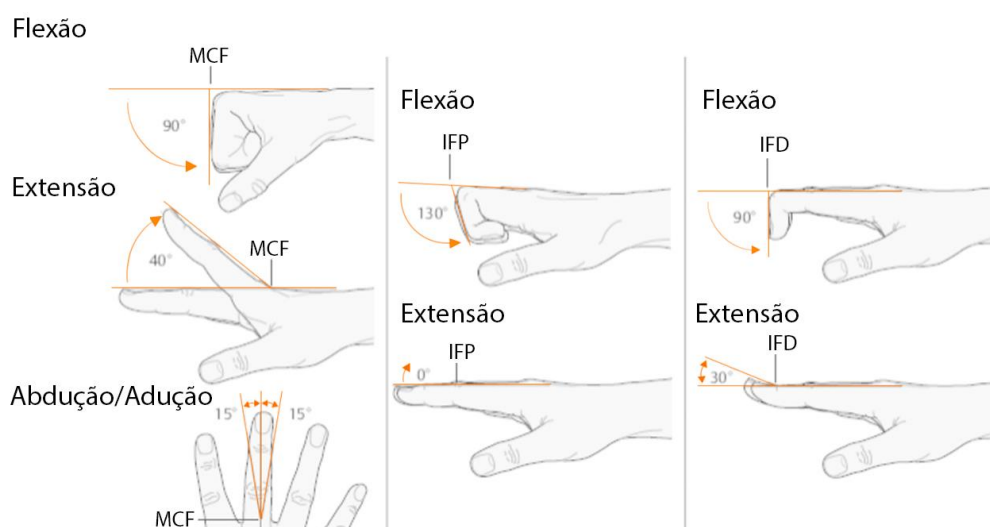


Figura 8 - Movimentos dos dedos 2 a 5 (adaptado de [12]).

3 PATOLOGIAS/LESÕES QUE AFETAM A MOBILIDADE DOS DEDOS

Neste capítulo destacam-se algumas lesões e patologias passíveis de serem reabilitadas pelo dispositivo biomédico proposto, seja para recuperação após cirurgia, ou por necessidade de ganho de amplitude e motricidade. Refere-se que o objetivo do dispositivo não se limita aos pontos enunciados, mas, pelo contrário, destina-se à reabilitação ou funcionalização dos mais variados casos, sendo que a escolha de quando e como usar deve ser feita pelo médico ou terapeuta.

3.1 TRAUMA NERVOSO

Os traumas nos membros superiores podem afetar um nervo periférico e comprometer a sua funcionalidade normal, causando perda de força e sensibilidade, perda da capacidade de preensão ou diminuição da amplitude de movimentos. O nervo pode ser afetado após corte, esmagamento ou tração do braço, associado a, por exemplo, uma ferida aberta, fratura ou deslocamento. Dependendo da gravidade do trauma nervoso e do tempo até ser tratado, a mobilidade pode ser mais, ou menos, afetada [46-50].

A capacidade motora é avaliada, verificando se há limitação de amplitude ou força. Existem cinco níveis que variam desde a perda total de movimento até ao movimento total com resistência contrária. Se for necessária cirurgia para recuperar a função motora, existem diversos procedimentos a que o cirurgião pode recorrer (enxertos nervosos, suturação do nervo, entre outros) [46,48,50,51,52].

A reabilitação pós-operatória passa pela imobilização adequada à zona e tipo de cirurgia e, eventualmente, por introduzir movimento controlado para evitar contraturas e adesão do nervo, assim como para manter a amplitude do movimento. Estes exercícios devem ser feitos com acompanhamento do terapeuta e, posteriormente, autonomamente [46,47,49,50,52,53].

3.2 COMPRESSÃO NERVOSA

A compressão nervosa é a forma mais frequente de lesão nos nervos periféricos. Esta patologia causa pressão localizada, dificulta o deslizamento dos nervos e pode comprometer a condução nervosa pela disrupção da eletrofisiologia e do transporte axonal [54-60]. A intervenção precoce é vantajosa pois, além dos sintomas terem caráter progressivo, a recuperação torna-se mais lenta e difícil com o tempo decorrido sem tratamento [50]. De facto, a compressão nervosa pode diminuir a motricidade da mão e dos dedos e causar dor, perda de cinestesia, parestesia e atrofia muscular devido à desnervação. Os nervos mediano, cubital ou radial podem ser afetados dando origem, por exemplo, à síndrome do túnel do carpo ou do túnel cubital, que por vezes requer cirurgia de descompressão [54-61].

Em relação à reabilitação pós-cirúrgica, algumas escolas defendem a imobilização prolongada com uma ortótese que mantenha o punho na posição neutra ou em modesta extensão. Por outro lado, a mobilização precoce dos dedos e punho, intercalada com a imobilização, é defendida por outras, de forma a evitar rigidez das articulações e promover o deslizamento do nervo e dos tendões [61-69].

3.3 LESÃO C6/C7 DA MEDULA ESPINHAL

A medula espinhal conecta o cérebro ao sistema nervoso periférico e começa como uma extensão do tronco cerebral. Um par de nervos ramifica-se de cada segmento da medula espinhal, transmitindo informação de todo o corpo. As lesões na medula espinhal afetam cerca de 6 milhões de pessoas em todo o mundo [70-72].

As lesões diferenciam-se entre traumáticas ou crónicas. As primeiras envolvem trauma físico e as segundas ocorrem progressivamente devido a desregulações fisiológicas complexas. Ambas podem originar incapacidades permanentes como tetraplegia e paraplegia e ainda afetar a função respiratória e cardiovascular, entre outras. A medula espinhal divide-se em segmentos representados na Figura 9, sendo que a tetraplegia ocorre em lesões dos segmentos C1 ao T1 e a paraplegia do segmento T2 ao S5 [71-77].

A última parte funcional da medula espinhal, dita as zonas corporais afetadas pois a comunicação nervosa com estas será comprometida. Adicionalmente, as lesões podem ser completas ou incompletas (com vários graus de severidade), perdendo toda ou parte da função sensorial e motora abaixo da lesão, respetivamente [70,71,73,74].

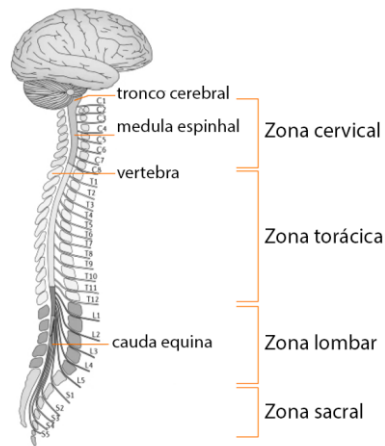


Figura 9 - Segmentos e estruturas da medula espinhal (adaptado de [78]).

Numa lesão da zona C6 e C7, a mobilidade da mão e dedos fica comprometida, no entanto o punho e cotovelo possuem alguma mobilidade. Neste sentido, utilizam-se ortóteses funcionais que aproveitam o movimento do punho para realizar a preensão, auxiliando tarefas quotidianas como escrever, comer ou vestir. Estas ortóteses designam-se WDFHO e mimetizam o mecanismo de tenodese que flexiona os dedos quando o punho estende e vice-versa (Figura 10) [73,74,79,80,81,82].

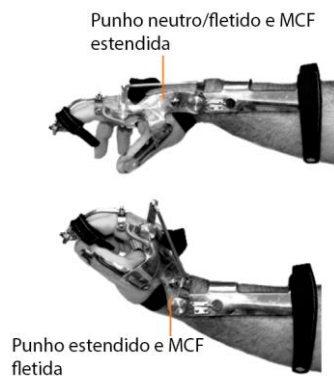


Figura 10 - Ortótese WDFHO e mecanismo de tenodese (adaptado de [82]).

3.4 CONTRATURA DE DUPUYTREN

A contratura de Dupuytren é uma fibromatose benigna da fáscia palmar, onde nódulos e cordões evoluem para contraturas das articulações dos dedos. Esta doença, embora não tenha cura, pode ser tratada, existindo risco de recorrência após o tratamento. As contraturas afetam principalmente as articulações MCF e IFP [83-86].

Os tratamentos disponíveis podem ser mais invasivos, como a fasciectomia limitada (remoção de todo o tecido doente) e a fasciectomia segmentar (remoção do tecido doente em pontos estratégicos), ou menos invasivos como a fasciotomia percutânea com agulhas (segmenta os cordões) e as injeções de colagenase (dissolvem o tecido doente) [83,85,86].

Os protocolos de reabilitação após cirurgia são variados e devem ser adaptados a cada paciente de forma a obter os melhores resultados. Existem, todavia, pontos comuns como a imobilização dos dedos com ortóteses e exercícios de ganho de amplitude passiva e ativa em flexão e extensão dos dedos [84,86,87,88,89,90].

3.5 ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL (AVC)

Os AVCs são extremamente comuns, ocorrendo um a cada segundo no mundo inteiro. Estes resultam numa diminuição do suprimento de sangue, oxigénio e nutrientes ao cérebro, causando défice neuronal e motor, ou até morte do paciente [91-93].

Os AVCs podem ser isquémicos, causados pela interrupção do fluxo sanguíneo numa parte do cérebro, ou hemorrágicos, pelo rompimento de um vaso sanguíneo [91,93,94,95]. O tratamento rápido pode diminuir desfechos adversos e quando se recupera a funcionalidade normal nos 3 meses posteriores, o prognóstico é favorável. No entanto, quando permanecem défices funcionais, a reabilitação assume um papel preponderante [91,93,96,97].

A primeira semana após o AVC corresponde ao período agudo onde ocorre o tratamento e estabilização do paciente. A fase subaguda, entre o 1º e o 6º mês, é onde a recuperação de funções e a reabilitação são mais eficazes. Posteriormente, na fase crónica, a reabilitação foca-se na recuperação de funções motoras. Até aos 6 meses a reabilitação é mais rápida o que infere uma maior propensão para a neuroplasticidade [85,87,98].

A reabilitação foca-se em aproveitar a neuroplasticidade para a reaprendizagem dos movimentos, que é potenciada pela intensidade da terapia e da repetição de movimentos específicos para a zona afetada. Na mão, destaca-se a dificuldade em agarrar, manipular objetos e mover individualmente os dedos, devido à fraqueza e espasticidade da mão [97-100]. A motricidade e força dos movimentos são melhoradas com exercícios envolvendo um objeto ou um propósito, sendo também importantes exercícios de reforço muscular e de coordenação, assim como o retorno à realização das tarefas normais [98,100,101,102].

3.6 TRAUMA DOS TENDÕES FLEXORES

A rotura ou lesão dos tendões flexores pode comprometer a biomecânica dos dedos e é consequente de incisão ou esmagamento na zona volar da mão, ou ainda da extensão extrema dos dedos. Este tipo de lesão normalmente acarreta cirurgia para garantir a continuidade do tendão [103-106].

A cirurgia primária, onde se unem as extremidades do tendão lesado, é comum nos casos agudos não complexos, no entanto, alguns casos demonstram-se mais complicados, sendo necessária a cirurgia secundária, com uma fase (enxerto tendinoso) ou com duas fases de reconstrução (haste de silicone e enxerto tendinoso) [105-108].

A reabilitação pós-operatória visa diminuir complicações e impulsionar o ganho de funcionalidade e mobilidade dos dedos. O regime de reabilitação baseia-se em diferentes protocolos estabelecidos ao longo do tempo, ou em variações destes. Em geral, estes admitem a imobilização da mão e punho e um conjunto de exercícios que mitigue a adesão dos tendões. Existem, no entanto, opiniões divergentes em relação ao período temporal em que se deve iniciar a mobilização, passiva ou ativa, das articulações dos dedos [103,106,109].

Os protocolos usados atualmente incorporam períodos de mobilização, intercalada com a imobilização, sendo comprovada a vantagem de começar a mobilização na primeira semana para evitar adesão dos tendões, ajudar a revascularização e remodelar as superfícies de deslizamento dos tendões [105,106,109,110,111,112].

4 REVISÃO DA LITERATURA

Uma ortótese é definida pelo *Oxford Concise Medical Dictionary* como um instrumento que exerce força externa numa parte do corpo para suportar articulações ou corrigir deformidades [113]. Adicionalmente, o *Mosby's Dictionary of Medicine, Nursing & Health Professions* define ortótese como um aparelho externo que aplica um sistema de forças para suportar músculos paralisados, promover movimentos específicos ou corrigir deformações musculoesqueléticas, controlando, corrigindo e compensando forças deformadoras ou a ausência de forças no corpo [114].

As definições supramencionadas são abrangentes, podendo englobar dispositivos variados. De forma a organizar categoricamente o estado da arte, este foi dividido em talas médicas (do inglês *splint*) e em exoesqueletos.

Na literatura, a intervenção ortopédica no membro superior, é aconselhada quando é necessário [115-117]:

- Imobilizar, estabilizar e proteger os tecidos na fase aguda pós-lesão, pós-cirurgia, ou em exacerbação da doença, assim como em doença crónica;
- Evitar ou corrigir deformidades ou contraturas;
- Otimizar a funcionalidade do membro superior e restaurar a amplitude normal das articulações;
- Substituir musculatura paralisada ou reforçar ativamente um músculo enfraquecido;
- Aliviar dor em articulações.

4.1 TALAS MÉDICAS (*SPLINT*)

As primeiras talas médicas datam dos egípcios que obtinham excelentes resultados na reparação de fraturas ósseas [118,119]. A utilização destas é extensa e com inúmeras morfologias, mas existem, atualmente, sistemas de categorização como o sistema *Expanded ASHT Splint/Orthosis Classification* que abrange as ortóteses em geral, mas é mais direcionado para as talas, definindo-as segundo seis critérios [115,120,121,122,123]:

- Articular/não-articular: É articular se cruzar uma articulação, afetando o seu movimento, e não-articular caso contrário. A grande maioria são articulares pelo que fica subentendido o termo, evidenciando-se as não-articulares;

- Localização: Se for articular identifica-se a articulação principal envolvida (e.g., punho, metacarpal 2), se for não-articular identifica-se o osso/tecido (e.g., úmero);
- Direção: Principais movimentos afetados pela tala (e.g., flexão/extensão);
- Propósito: Existem quatro propósitos. A imobilização, mobilização assistida, restrição de movimento e transmissão de binário. A transmissão de binário significa que uma articulação secundária é usada para movimentar, ou facilita a movimentação, de uma articulação principal;
- Tipo: Referente às articulações secundárias usadas na otimização da distribuição de forças na articulação principal. Existem 10 níveis articulares (ombro, cotovelo, punho, MCF, IFP e IFD dos dedos e CMC, MCF e IF do polegar) sendo que, por exemplo, o “Tipo 0” não tem articulações secundárias e o “Tipo 1” tem 1 nível de articulações secundária. No “Tipo” é considerado o nível articular e não as articulações individuais (e.g., articulação MCF do indicador e do dedo médio aumentam só 1 valor no “Tipo”);
- Número de articulações: Inclui todas as articulações individuais, envolvidas na tala e é colocado entre parêntesis a seguir ao tipo.

Uma tala articular cuja articulação principal seja a IFP do indicador, mobilizada em extensão e que tem como articulações secundárias o punho e a MF do dedo indicador e médio, classifica-se como *Index Finger PIP extension mobilization splint, type 2 (3)* [120,121,122].

A função da tala é garantida por um conjunto de componentes rígidos, maleáveis ou articulares representados na Figura 11 [116,122].

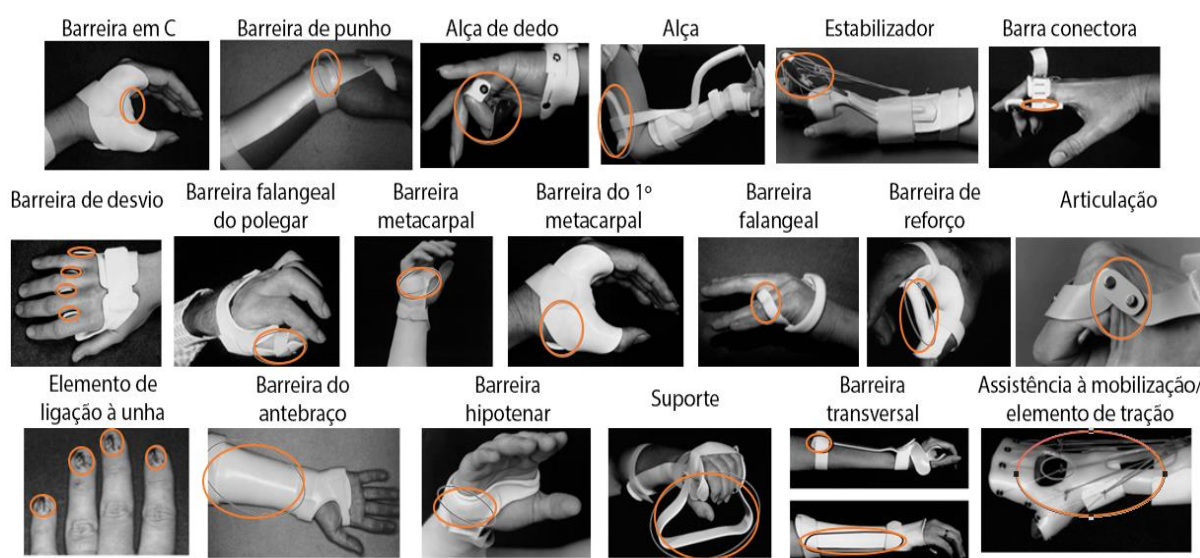


Figura 11 - Exemplo de elementos constituintes das talas médicas (adaptado de [122]).

Como referido anteriormente, as talas médicas podem servir para imobilizar, assistir à mobilização, restringir movimentos ou transferir binário.

A imobilização serve para colocar a mão e as articulações numa posição de descanso, para facilitar a cicatrização e regeneração de tecido lesado, ou para facilitar a movimentação/função de outras articulações (e.g., imobilização do punho para facilitar movimento dos dedos). A imobilização tem desvantagens associadas, nomeadamente atrofia muscular e adesão do tecido conectivo e ligamentar [115,117,124,125].

As talas de mobilização incluem as estáticas em série, as estático-progressivas e as dinâmicas. As primeiras, colocam os tecidos no limite suportado e são remoldadas, progressivamente, de forma a incrementar a amplitude do movimento. As segundas possuem componentes articulares ajustados progressivamente. Finalmente, as dinâmicas possuem elásticos, molas ou elementos mecânicos que aplicam uma força e promovem a mobilização passiva, podendo também atuar como resistência à movimentação ativa [115,117,124,125,126].

As talas restritivas permitem apenas movimentos específicos favoráveis à reabilitação. Um dos principais objetivos é permitir o deslizamento relativo de tecidos, mitigando a adesão e tecido cicatricial. [115,117,124].

Finalmente, as talas de transmissão de binário são direcionadas para a funcionalização motora, através da transmissão de movimento entre articulações. Estas talas são usadas para auxiliar o exercício de funções como escrever, comer e guiar, nomeadamente em casos de paralisia permanente [115,117,124,125].

A Figura 12 exemplifica os tipos de talas supramencionados.

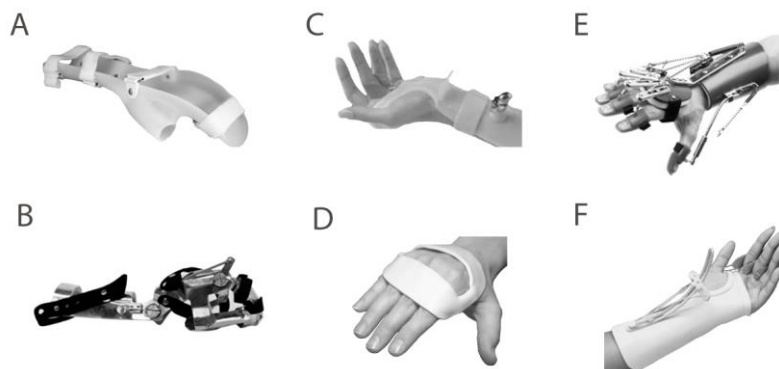


Figura 12 - Tipos de talas médicas: A - tala de imobilização; B - tala de transferência de binário; C - tala estático-progressiva; D - tala de restrição; E - tala dinâmica de extensão; F - tala dinâmica de flexão; (adaptado de [127,74,128,117,129,130], respetivamente).

A vantagem estética e a facilidade de fabrico, aliadas a propriedades mecânicas vantajosas e a uma customização e ajuste fácil, permitiram que os termoplásticos, especialmente os de baixa temperatura, dominassem o mercado das talas médicas [116,125].

Os termoplásticos tornam-se maleáveis com o calor permitindo a moldação das talas diretamente na porção corporal afetada e, quando arrefecem, enrijecem, permitindo que as talas fiquem prontas rapidamente e que sejam de fácil alteração [116,125,131,132]. Os termoplásticos podem incorporar plásticos (com policaprolactona) e borrachas (com isopreno). [131,133,134]. Os materiais mais plásticos possuem maior conformação às superfícies e os que tem mais quantidade de borracha oferecem maior resistência a serem esticados. Assim, é possível variar as quantidades relativas para obter propriedades mecânicas otimizadas [133,134].

As talas termoplásticas são leves e podem ser produzidas com várias espessuras, com furos que permitam ventilação, com várias cores e podem ser revestidos com agentes antimicrobianos ou espumas para maior conforto [116,125,132,133,134]. Alguns exemplos de termoplásticos de baixa temperatura são o Polyform™ [135], o Orthoplast II [136], os vários Aquaplast [137,138] e o Multiform [139].

Para situações onde não é necessária uma tala tão rígida, ou quando o paciente não as tolera bem, existem materiais mais maleáveis como o neoprene e espumas [134].

Finalmente, existem soluções como a impressão 3D em PLA, que visa a total customização com baixo tempo de produção ou, por exemplo, soluções ecológicas feitas de uma mistura de madeira de choupo-tremedor e polímeros biodegradáveis, como a proposta por Wormald *et al.* (2018) [140,141].

4.2 EXOESQUELETOS

O termo exoesqueleto sobrepõe-se ao conceito de tala médica dinâmica ou de transferência de binário. Nesta dissertação considera-se como exoesqueleto um dispositivo ortopédico que controla, através de atuadores, pelo menos um grau de liberdade da mão.

Os exoesqueletos são concebidos com um propósito específico e, de forma a cumpri-lo, recorrem a uma fonte de energia que alimenta atuadores que, por sua vez, geram determinado movimento. Este movimento é transmitido às diversas articulações por elementos de transmissão de movimento. Desta forma é possível identificar os vários

elementos dos exoesqueletos: a fonte de energia, os atuadores e os elementos de transmissão de movimento. Outro elemento é o de controlo do exoesqueleto que a atuação [2,6,142,143,144,145].

Os exoesqueletos podem ser reabilitativos ou de assistência e estacionários ou portáteis. Estes fatores, juntamente com a necessidade médica, o conforto, a praticidade, o custo, o consumo de energia e o tempo de operação do exoesqueleto, vão influenciar a escolha dos vários componentes do exoesqueleto [4,142].

De seguida abordam-se, de forma geral, as categorias de atuação, de transmissão de movimento e de sistemas de controlo, ilustrando-as com alguns exemplos. Não será feita uma exposição exaustiva dos exoesqueletos existentes uma vez que existem, na literatura, artigos de revisão bastante completos, como os efetuados por Walker, Manna, Aggogeri, Bos e Maciejasz nas referências [2,4,6,142,144].

4.2.1 ATUADORES E FONTE DE ENERGIA

Nos exoesqueletos estacionários, os atuadores podem ser colocados diretamente na mão, com suporte estrutural de uma base, ou podem ser colocados externamente e a sua ação ser transmitida para a mão. Estes exoesqueletos requerem espaço de instalação, e são mais indicados para unidades de saúde devido ao seu custo elevado [2,4].

Por outro lado, nos exoesqueletos portáteis, todos os elementos constituintes são suportados pelo utilizador. A atuação pode ser feita diretamente nas articulações ou remotamente, noutra parte do corpo, e a ação transmitida para as articulações da mão. Os atuadores devem ser o mais leves e compactos possível, sem comprometer as características necessárias para articular a mão. A fonte de energia deve ser suficientemente durável para realizar a reabilitação durante um período alargado, mas não deve ser demasiadamente volumosa ou pesada [2,4].

De forma geral, nos exoesqueletos do membro superior, são utilizados motores elétricos e atuadores pneumáticos. Adicionalmente, a atuação pode ser feita por atuadores hidráulicos, ligas com memória de forma, polímeros ativos, fluídos inteligentes e motores ultrassónicos. Por fim, os músculos podem ser considerados atuadores quando utilizados em exoesqueletos *body-driven* [2,142,143,144,145,146]. Analisando a literatura torna-se

evidente a supremacia dos atuadores elétricos, seguidos pelos pneumáticos e, por fim, o uso de atuadores hidráulicos e outros métodos alternativos é escasso [4,144,145,146,147].

As principais vantagens dos atuadores elétricos são o fácil controlo, o bom tempo de resposta, a boa relação binário/peso do motor e o facto de conseguirem desenvolver um alto binário a partir de uma posição estacionária [2,4,145,147,148,149]. Por outro lado, são muitas vezes colocados sobre as articulações e o seu peso pode causar problemas, o que é agravado pelo uso de engrenagens. Este problema pode ser contornado usando sistemas de transmissão de movimento como cabos ou sistemas de barras, abordados no próximo ponto. O consumo energético é um outro problema, já que os atuadores elétricos recorrem a fontes de energia que devem ser transportadas pelo utilizador, caso o exoesqueleto seja portátil, aumentando o peso total deste [2,4,144,145,147,148].

Na Figura 13 estão exemplos de exoesqueletos com atuadores elétricos.

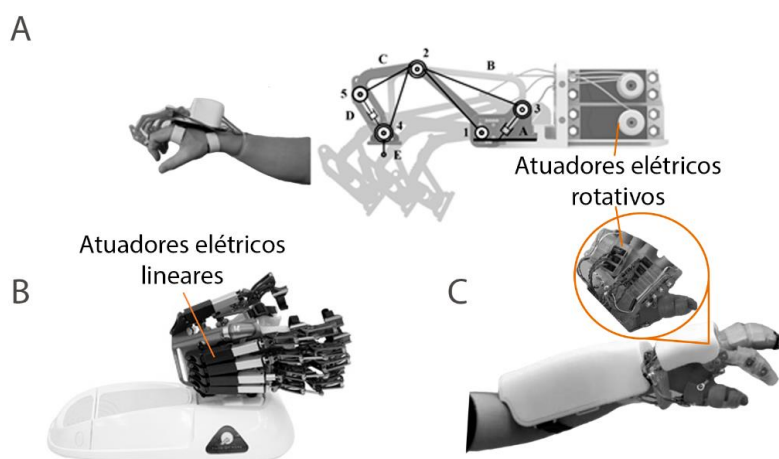


Figura 13 – Exemplos de exoesqueletos com atuadores elétricos: A – dois servomotores, um para o dedo 2 e outro para os dedos 3 a 5; B – cinco atuadores lineares, um para cada dedo; C – três atuadores rotativos por dedo (2 a 5) e dois para o polegar; (adaptado de [150,151,152], respetivamente).

Os atuadores pneumáticos são os segundos mais usados e recorrem a ar comprimido para atuarem, tendo também uma boa relação potência/peso. Existem dois tipos principais de atuadores pneumáticos usados em exoesqueletos da mão, os cilindros pneumáticos, semelhantes aos cilindros hidráulicos, e os músculos pneumáticos [2,4,147,153].

Os músculos pneumáticos mimetizam o comportamento muscular e são compostos por um revestimento flexível que expande com a pressurização, o que faz contrair o seu comprimento [4,144,145,149,153].

As vantagens destes atuadores são a melhor relação potência/peso, comparativamente aos motores elétricos, e poderem ser utilizados como atuadores maleáveis. Não obstante, necessitam de uma fonte de gás comprimido e elementos para conduzir este gás (e.g., recipientes, compressores, tubos, etc.). Estes elementos adicionam peso e volume, limitando a portabilidade e aumentando a complexidade de implementação. Adicionalmente, os músculos pneumáticos permitem menor controlo devido à falta de linearidade do sistema [2,4,144,145,147,149,153,154].

Na Figura 14 estão ilustrados exemplos de exoesqueletos atuados por atuadores pneumáticos.

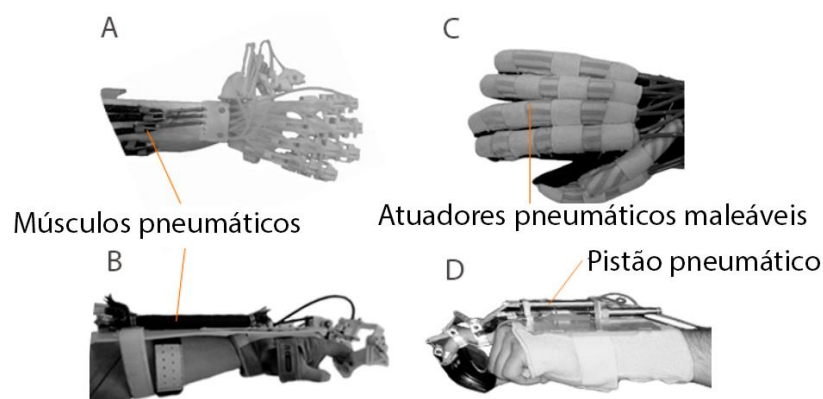


Figura 14 - Exemplos de exoesqueletos com atuadores pneumáticos: A - cinco músculos pneumáticos, um para cada dedo; B – um músculo pneumático para os dedos 2 a 5; C – cinco atuadores pneumáticos maleáveis, um para cada dedo; D – um pistão pneumático para o dedo 2; (adaptado de [155,156,157], respetivamente).

Os atuadores hidráulicos são semelhantes aos pneumáticos, mas utilizam líquidos em vez de gás. Estes apresentam grande relação potência/peso, no entanto o sistema precisa de bombas, reservatórios e tubagem para o líquido, o que afeta bastante o volume, peso e portabilidade do dispositivo. Adicionalmente podem ocorrer fugas de líquido e o comportamento é não-linear [4,145,147].

Tanto os atuadores hidráulicos como os pneumáticos são mais adequados para dispositivos de reabilitação estacionários, uma vez que permitem externalizar o sistema de atuação, diminuindo o volume no braço e na mão [2,144,145,152,154].

Em relação à atuação feita pelos músculos do próprio paciente, estes não necessitam de energia interna e a complexidade depende da forma de implementação e dos músculos que se pretendam utilizar. Estes apresentam uma grande limitação associada à viabilidade

funcional da mão e do braço, uma vez que, se o músculo utilizado se encontrar comprometido, a utilização do exoesqueleto também o fica [3,145].

Podem-se usar elementos passivos como borrachas, elásticos ou molas. As molas, por exemplo, tendem a voltar à sua forma inicial, por isso ao serem comprimidas ou tracionadas induzem o movimento contrário. As dimensões da mola afetam a força e a amplitude de movimento [4].

As ligas de memória de forma podem ser aplicadas para movimentos menores. Estas ligas alternam entre duas fases (e formas), com a variação de calor ou campos magnéticos [4,147,153]. A vantagem destes atuadores são a grande relação potência/peso ou potência/volume (existindo ligas que suportam 100 vezes o próprio peso) e a diversidade de atuação [4,153]. Pelo contrário, são altamente não-lineares, apresentam baixa frequência de atuação devido ao tempo de transferência de calor, podem assumir temperaturas elevadas e apresentam uma baixa eficiência energética [4,147,153].

Na Figura 15 estão ilustrados exemplos de exoesqueletos atuados por atuadores hidráulicos, atuadores elásticos e pelos músculos do paciente.

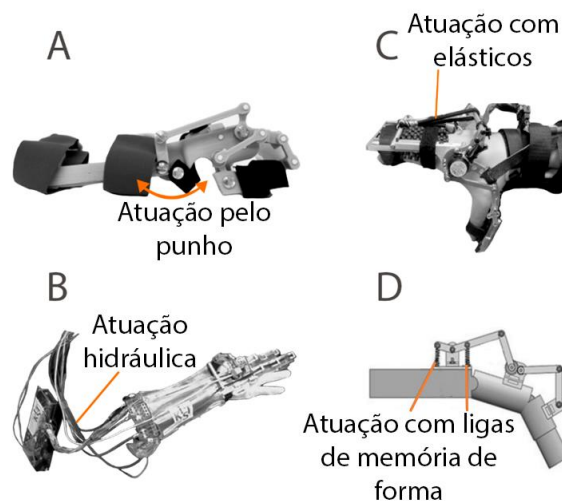


Figura 15 - Exemplos de exoesqueletos com outros tipos de atuação: A – WDFHO, Atuação por movimentos do punho; B - Atuação por um sistema hidráulico (dedos 2 e 3); C – HandSome, atuação por elásticos (reposição da extensão); D - Atuação por ligas com memória de forma que contraem quando aquecidas; (adaptado de [74,159,160,148], respetivamente).

Na Tabela 4 estão resumidas as vantagens e desvantagens dos vários sistemas de atuação.

Tabela 4 - Vantagens e desvantagens dos vários sistemas de atuação.

| Atuador | Vantagens | Desvantagens |
|------------------------------|--|---|
| Elétrico | Fácil controlo. Bom tempo de resposta. Boa relação binário/peso do motor. Desenvolvem alto binário a partir de uma posição estacionária. | Peso do atuador, das engrenagens e da fonte energética. Consumo energético e tempo de operação. |
| Pneumático | Melhor relação potência/peso do que elétricos. Podem ser utilizados como atuadores maleáveis. Permitem externalizar sistema de atuação. | Sistema complexo. Menor linearidade e controlo que elétricos. Portabilidade limitada. |
| Hidráulico | Grande relação potência/peso. Permitem externalizar sistema de atuação. | Menor linearidade e controlo que elétricos. Volume e peso elevado, logo portabilidade é limitada. Podem ocorrer fugas de líquido. |
| Liga Memória de Forma | Grande relação potência/peso. Diversidade de atuação. | Linearidade baixa. Tempo de resposta longo. Podem assumir temperaturas elevadas. Movimentos menores. |
| Músculos biológicos | Não necessitam de energia e atuadores externos. Complexidade pode ser reduzida. Custo reduzido. | Dependem da viabilidade funcional do músculo. |

4.2.2 TRANSMISSÃO DE MOVIMENTO

Os elementos de transmissão de movimento servem para transmitir e transformar a ação do atuador nos movimentos articulares pretendidos, ao longo do exoesqueleto. Os diferentes tipos de sistemas de transmissão podem ser utilizados de forma isolada, ou em conjunto, e estão relacionados com o tipo de atuação [142,145]. Os mecanismos mais frequentes utilizam barras, engrenagens, calhas, cabos de Bowden, sistemas de polias com cabos, molas e elementos elásticos [2,142]. A maioria dos sistemas de transmissão são implementados no dorso da mão, pois é vantajoso que a palma da mão fique livre para realizar preensão e interagir com objetos e superfícies, obtendo estímulos táteis [2].

Começou-se por agrupar os sistemas de transmissão em sistemas rígidos e maleáveis. Os primeiros utilizam estruturas mecânicas rígidas e os segundos utilizam elementos maleáveis, normalmente associados a uma luva [147].

Nos sistemas rígidos a atuação pode ser feita diretamente nos centros articulares, com ou sem engrenagens. As engrenagens ajustam a velocidade e potência do atuador ou alteram o plano do movimento. A Figura 16-D exemplifica estes mecanismos e observa-se que o peso e o volume são colocados nos dedos o que pode ser uma limitação caso dificulte o movimento [2,142,143,145,147,161].

Quase sempre se adota uma estratégia de subatuação. Atuar todos os graus de liberdade da mão, seria incomportável pela complexidade, peso e volume necessários. Esta subatuação é conseguida por estruturas mecânicas que atuam vários graus de liberdade em simultâneo, através do movimento relativo de, por exemplo, barras, calhas, juntas de rotação e juntas translação [2,142,143,145,147]. A subatuação por estruturas rígidas é caracterizada por uma trajetória de movimento definida, favorável à reabilitação pois os movimentos são controlados e com baixa variabilidade, mitigando movimentos desadequados. Isto implica que se definam rigorosamente os centros de rotação, correspondendo-os aos da cinética natural dos dedos, de forma a evitar danos e desconforto ao usuário [2,142,143,146,147].

A correspondência entre o movimento do exoesqueleto e das articulações da mão pode ser feita de várias formas, explanadas na Tabela 5 e esquematizadas na Figura 16.

Tabela 5 - Mecanismos de correspondência dos centros de rotação e as suas vantagens e desvantagens.

| <i>Designação</i> | <i>Mecanismo</i> | <i>Vantagens</i> | <i>Desvantagens</i> |
|-----------------------------|--|--|--|
| Eixos correspondidos | Os centros de rotação do exoesqueleto estão alinhados, lateralmente, com os das articulações da mão [2,142,143,147]. | Método intuitivo e simples. Volume dorsal diminuído [143,147]. | Ocupa espaço entre os dedos. Requer customização da estrutura [2,8,143,147]. |
| Centro remoto | Correspondência com eixos de rotação remotos do exoesqueleto [2,147,162,163]. | Pode ser compacto. Não ocupa espaço entre dedos [8,147,162,163]. | Mecanismo complexo, necessita de ajuste para servir a diferentes utilizadores [7,142,164]. |

| Designação | Mecanismo | Vantagens | Desvantagens |
|-----------------------------|---|---|--|
| Mecanismo redundante | Possui mais graus de liberdade redundantes. Ao ser acoplado aos dedos, estes impõem constrangimentos ao movimento, ajustando os centros de rotação [2,143,164]. | Podem ser usados em diferentes pacientes. Não ocupa espaço entre os dedos [2, 143,164,165]. | Normalmente é maior que os de centro remoto. Controlo menor que os de centro remoto [2,7,147,164]. |
| Base-para-distal | Barras em série transmitem o movimento da base dos dedos para a última falange. As articulações IFP e IFD seguem a posição da falange distal [2,143,147]. | Não necessita de alinhamento entre os centros de rotação dos dedos e do exoesqueleto. Estrutura mais simples [2,143]. | Grande dimensão na região dorsal, controlo menos preciso dos dedos em relação aos restantes métodos [2,147]. |

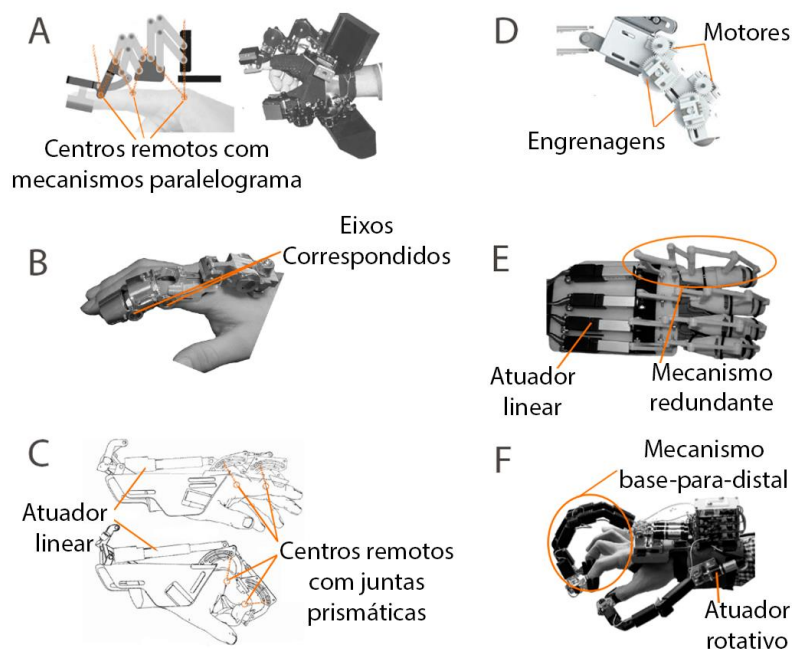


Figura 16 - Mecanismos de transferência de movimento e de correspondência do centro de rotação: A - mecanismo paralelograma (centros remotos); B - eixos correspondidos; C - juntas prismáticas circulares (centro remoto); D - engrenagens (atuação direta); E- Sistema de barras (mecanismo redundante); F – mecanismo base-para-distal; (adaptado de [162,166,167,161,168,169], respetivamente).

Os sistemas baseados em cabos são usados para afastar o atuador do centro de ação, permitindo que este fique mais proximal ou num componente externo.

Os cabos podem ser usados como tendões humanos, para atuar os dedos sem grande preocupação com os centros de rotação das articulações (Figura 17-A), uma vez que o esqueleto da mão impõe as restrições ao movimento. Isto pode demonstrar-se inconveniente quando são necessários movimentos controlados e com trajetória definida. Os atuadores pneumáticos maleáveis, se aplicados diretamente nos dedos, podem ser utilizados para o mesmo propósito (Figura 17-B). Esta estratégia está normalmente associada às *soft robotics* e a estrutura não é rígida, mas sim semelhante a uma luva [2,142,143,147].

Os cabos de Bowden ou cabos com polias podem ser usados nas várias articulações, inclusive em sinergia com um mecanismo rígido para guiar o movimento, como se observa na Figura 17-C. Os cabos de Bowden apresentam algumas limitações como a alta fricção, requerem um sistema de atuação mais potente e exigem maior resistência dos componentes. Já os cabos com polias precisam de estar constantemente tracionados e são necessários dois cabos antagonistas de forma a realizar movimentos contrários (por exemplo flexão e extensão) [2,4,142,143,145].

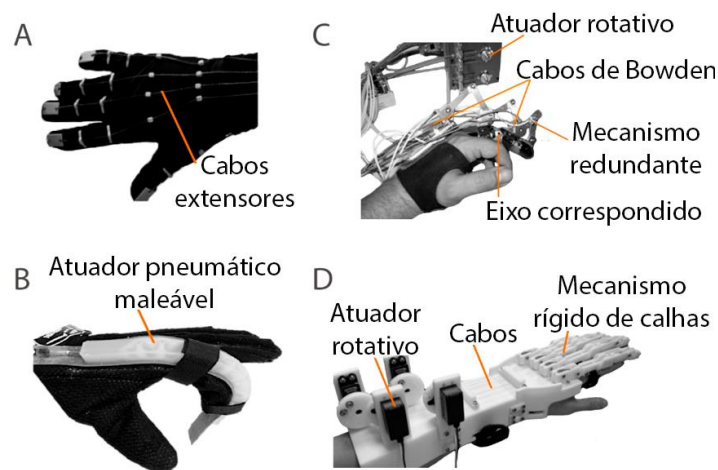


Figura 17 – Transferência de movimento por cabos e atuadores maleáveis: A - cabos usados como tendões; B - Atuador maleável força o dedo a acompanhar a sua deformação; C - Cabos de bowden com mecanismos de correspondência de centros de rotação; D – Transferência de movimento por cabos de um atuador rotativo para um mecanismo rígido de calhas; (adaptado de [170,171,172,173], respetivamente).

Por fim, as molas são utilizadas, tirando proveito da elasticidade, para restaurar uma posição após atuação, quando o sistema de atuação é unidirecional (Figura 18) [2,142,143].

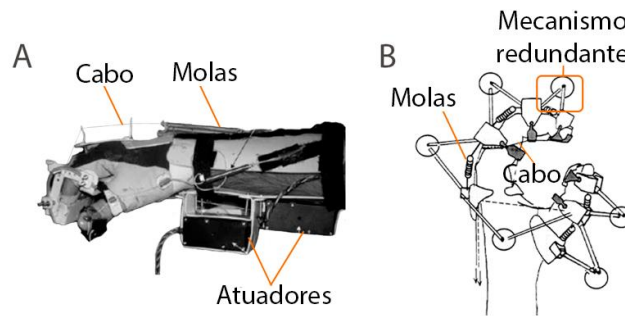


Figura 18 - Exemplo de exoesqueletos com cabos e molas: A - Cabo transmite movimento de atuador elétrico para uma junta "dobradiça" e molas retomam a posição inicial; B - Cabos usados como tendões, molas repõe a posição e mecanismo redundante para definir centro de rotação; (adaptado de [174,175]).

4.2.3 CONTROLO

O controlo define como e quando a atuação é realizada. Inicialmente, é de interesse listar o tipo de ações/interações que o exoesqueleto pode ter sobre mão:

- Movimento passivo: o exoesqueleto segue um percurso definido, sem ter em conta a intenção do utilizador. Normalmente é usado no início da reabilitação quando a mão não deve, ou não pode, realizar movimentos de forma ativa, ou quando existe um défice total da mobilidade desta [2,144,145,147];
- Resistência ao movimento: o exoesqueleto resiste ao movimento do paciente dependendo do seu progresso. O grau de resistência pode ser variado e tem como objetivo reforçar a atividade motora da mão e dedos. A resistência também pode ser utilizada para simular ambientes virtuais (e.g., uma mão, ao agarrar uma maçã, só poderá ser cerrada até determinado ponto) [2,145,147];
- Movimento ativo: O controlo do exoesqueleto e do movimento é feito totalmente pelo utilizador, sendo que a principal função é a recolha de dados sobre o movimento [144,145];
- Movimento assistido: tem como objetivo suportar, ou auxiliar, o movimento da mão, no entanto o movimento ainda é realizado pelo utilizador. A complexidade do sistema implementado varia desde eletrónica complexa a, simplesmente, molas para contrariar a gravidade. O objetivo é permitir a amplitude de movimento adequada à reabilitação, sem esforçar em demasia a própria mão [144,145,146];

- Movimento ativo-assistido: o movimento só é auxiliado a partir do ponto em que o utilizador não o consegue realizar sozinho [144,145,146].

Uma vez definido o tipo de interação do exoesqueleto com a mão, é necessário definir os sinais que irão reger a reabilitação:

- Bio-sinal: vários sinais do corpo humano (como a EMG e a EEG) têm potencial para ser utilizados como controladores. Estes traduzem a intenção do utilizador em movimentos. No entanto, os sinais podem demonstrar-se ambíguos, o que limita a sua utilização de forma precisa [2,142,143,144,147];
 - EMG superficial: Avalia a atividade elétrica dos músculos, normalmente do antebraço, usando elétrodos. Os sinais são filtrados e interpretados por algoritmos computacionais e induzem uma resposta rápida no exoesqueleto, no entanto, são fracos e apresentam ruído. É importante uma boa colocação dos elétrodos e um contacto limpo com a pele. Adicionalmente, é necessária calibração do sistema entre utilizações/utilizadores e é difícil atuar de forma precisa um elevado número de graus de liberdade [2,142,143,147,146,176];
 - EEG: Avalia a atividade elétrica cerebral com elétrodos colocados na cabeça. Neste método é possível controlar um exoesqueleto inclusive em casos onde a atividade elétrica muscular está comprometida. Este método também recolhe sinais fracos e com bastante ruído, depende da correta colocação dos elétrodos e necessita de maiores tempos de processamento que a EMG [2,147];
- Mestre/escravo: o exoesqueleto segue os movimentos da mão oposta do paciente ou da mão de uma segunda pessoa (e.g., terapeuta). No primeiro caso é tida em conta a intenção do paciente, envolvendo-o na reabilitação, no entanto necessita da mão saudável, ocupando ambas as mãos. No segundo caso, é necessária a presença de uma segunda pessoa para auxiliar a reabilitação. O movimento da mão a ser reabilitada é, em ambos os casos, passivo [2,142,143,145,147,177];
- Sensores de força: A força aplicada entre a mão e o exoesqueleto é lida por sensores e os movimentos pretendidos são estimados e atuados. O movimento pode ser ativo-assistido ou passivo. No segundo, a força serve de interruptor para desencadear o movimento. Estes sensores também são utilizados para monitorizar a força da mão e dedos do paciente em diversas tarefas. Uma desvantagem é o facto de eles estarem

localizados, normalmente, na ponta dos dedos, o que limita a reabilitação háptica. Adicionalmente, necessitam de movimento residual por parte do paciente [2,143,145,146,147];

- Respiração: Quando os músculos esqueléticos estão severamente comprometidos, pode-se usar a respiração para ativar o movimento da mão, como um interruptor ou proporcional ao fluxo de ar, no entanto este método é pouco intuitivo [143,178];
- Comutadores: O paciente ou o terapeuta possui um conjunto de botões que pode pressionar para alternar entre movimentos da mão. Este é um método simples sendo vantajoso ao tornar a operação do exoesqueleto fácil, mas, por outro lado, restringe a reabilitação aos movimentos predefinidos [144,147,179];
- Utilizador: O paciente, utilizando outras articulações, atua o exoesqueleto. O utilizador está em total controlo do exoesqueleto, no entanto o número de movimentos é reduzido.

5 PROJETO CONCEPTUAL

Este capítulo tem como objetivo conceptualizar um dispositivo para a reabilitação da mão e dos dedos.

Os capítulos antecedentes serviram para contextualizar o âmbito do projeto, explicitando a anatomia da mão, exemplificando algumas das patologias onde o dispositivo poderia ser útil e categorizando as soluções e alternativas existentes. Desta forma, estabelece-se um ponto de partida para o desenvolvimento do processo conceptual.

O processo de desenvolvimento de um projeto demonstra-se, por vezes, confuso e complexo. Tendo isso em conta, uma abordagem racional e sistematizada auxilia o processo criativo e evita erros inerentes a uma abordagem pouco fundamentada [180,181,182].

Na literatura, são propostos guias do processo conceptual que se baseiam no uso de métodos concebidos para estruturar as várias etapas do projeto. Inicialmente, a definição do problema elucida sobre as características que a solução conceptual deve compreender, nomeadamente os objetivos que esta deve cumprir, as funções que deve executar e as restrições/requisitos a que deve obedecer. Isto pode ser feito pelo método da árvore de objetivos, pelo método de análise de funções e pelo método da especificação de desempenho, respetivamente [180,181,182].

Definido o problema, é necessário desenvolver uma solução com base no conhecimento adquirido no estado da arte, guiada pela definição do problema. Geram-se diversas subsoluções alternativas para as diferentes funções ou partes do projeto e esquematizam-se estas subsoluções através do método do mapa morfológico. Pela combinação das subsoluções identificam-se as soluções alternativas possíveis para o projeto. Por fim, escolhe-se a solução mais adequada ao cumprimento dos objetivos definidos, tendo por base a importância de cada objetivo. A escolha é feita recorrendo ao método dos objetivos ponderados [180,181,182].

5.1 ÁRVORE DE OBJETIVOS

Na conceção de um projeto, os objetivos devem ser bem definidos, estabelecendo um propósito, mesmo que este oscile com o decorrer do processo conceptual. Neste sentido, é necessário listar os objetivos e relacioná-los através das suas dependências.

Visa-se estabelecer relações hierárquicas entre os elementos da lista, sendo que os de mais alto-nível serão objetivos e os de mais baixo-nível, subobjetivos. Os subobjetivos correspondem a uma decomposição de um objetivo em porções mais concretas e detalhadas, ou a uma forma de alcançar os objetivos principais [180,181,182].

A árvore de objetivos tem o propósito de esquematizar os objetivos e subobjetivos, assim como as suas relações hierárquicas, em diversos níveis. Esta é uma ferramenta útil para tornar claros os objetivos e os meios para os atingir, impulsionando, durante a sua realização, o pensamento lógico sobre o que significam os objetivos abstratos primários [180,181,182].

Ao percorrer a árvore de objetivos na direção dos subobjetivos, percebe-se como é realizado um nível hierárquico superior, pelo contrário, percorrendo-a na direção dos objetivos principais, fica claro o porquê de um grau hierárquico inferior estar incluído [180,181,182].

Na Figura 19 encontra-se a árvore de objetivos elaborada na qual foram identificados quatro objetivos principais do exoesqueleto: a **segurança** de utilização, a **acessibilidade** ao utilizador, a **portabilidade** do dispositivo e a **funcionalidade** que o dispositivo deve demonstrar. Estes correspondem aos objetivos essenciais que o dispositivo deve compreender (segurança e funcionalidade) e aos objetivos que colmatam a lacuna de mercado (portabilidade e acessibilidade).

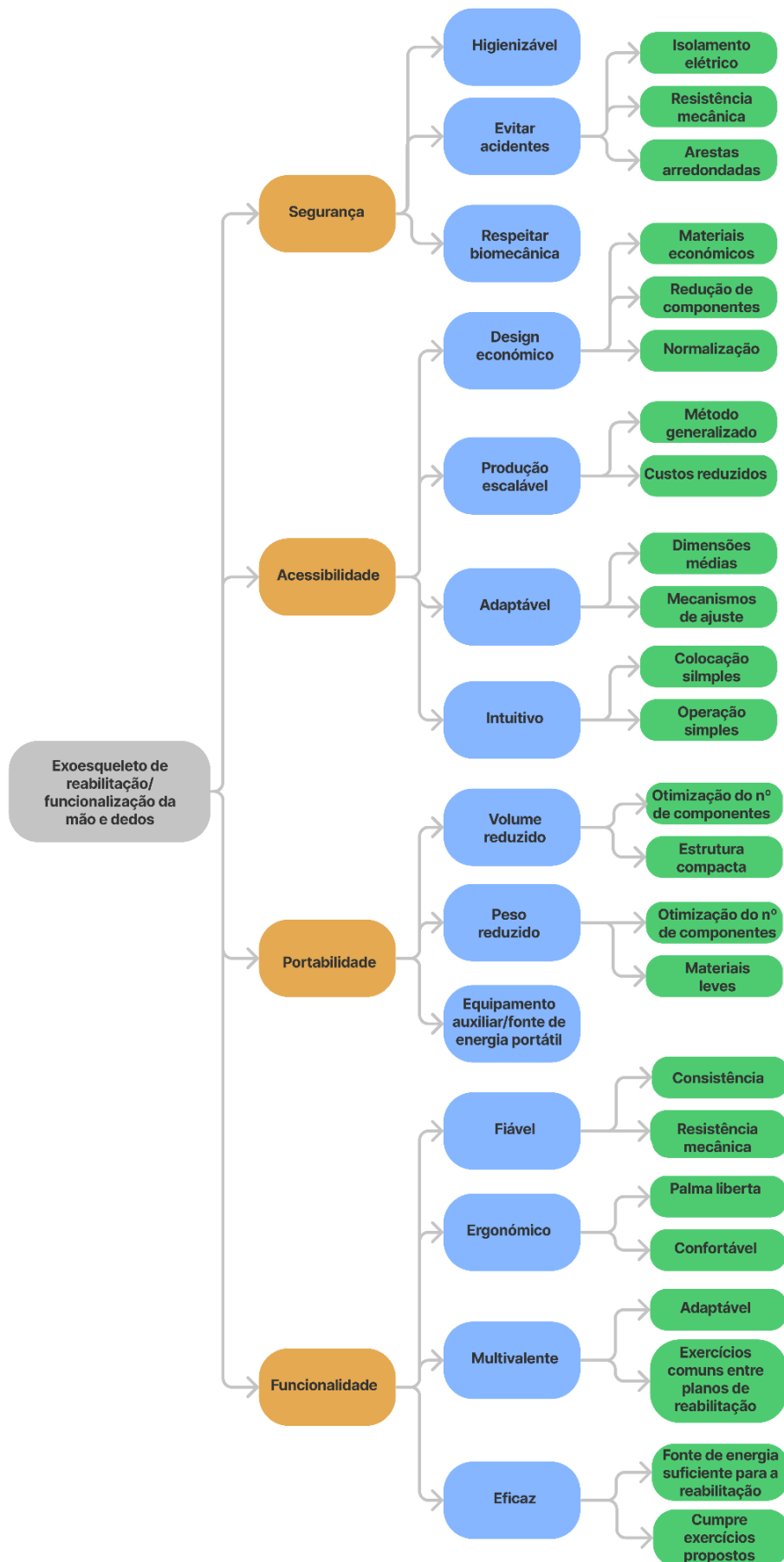


Figura 19 - Árvore de objetivos preliminar.

Por mais útil que uma representação gráfica seja, a informação contida é inevitavelmente abreviada. De seguida, esclarece-se o significado de cada um dos objetivos e subobjetivos, com o intuito de não dar aso a interpretações divergentes.

5.1.1 SEGURANÇA

Quando um dispositivo tem contacto direto com o utilizador, é crucial que este seja seguro.

Para evitar acidentes, a resistência mecânica é extremamente importante para que não ocorram quebras ou deformações do exoesqueleto, provocando lesões ou reabilitação incorreta. Adicionalmente, caso haja elementos elétricos, o isolamento do sistema tem de ser assegurado, evitando eletrocutar o utilizador. Por fim, as arestas devem ser arredondadas pois o exoesqueleto está em contacto próximo com a mão do paciente, que inclusive pode encontrar-se vulnerável e suscetível a lesões.

Também é necessário respeitar a biomecânica do utilizador, mantendo o movimento do exoesqueleto dentro dos limites de amplitude desejáveis. Com efeito, forçar excessivamente os tecidos e articulações pode resultar em lesão ou revelar-se contraproducente para a reabilitação.

Por fim, o exoesqueleto deve ser facilmente e eficazmente higienizável diminuindo a acumulação de micro-organismos e impurezas que possam gerar doenças, irritações ou infeccionar feridas.

5.1.2 ACESSIBILIDADE

A baixa acessibilidade dos exoesqueletos existentes dificulta a difusão destes no mercado. É necessário, portanto, diminuir o seu custo de venda, tornar a sua produção financeiramente sustentável, garantir a adaptabilidade a diversos utilizadores e tornar o seu uso intuitivo.

A redução de custo pode ser alcançada com um design económico, com a utilização de materiais mais baratos e amplamente disponíveis, com a redução de componentes do exoesqueleto e com a normalização de certos componentes (i.e., utilizar componentes já implementados, com alta distribuição no mercado).

Usando métodos comuns que as unidades produtoras tenham disponíveis e que sejam de fácil e barata implementação, como a prototipagem rápida, incita-se a adoção do projeto e promove-se a sua produção.

A necessidade de personalização dos exoesqueletos limita a escalabilidade da produção e cada exoesqueleto poderá apenas ser utilizado em casos muito semelhantes. A adaptabilidade do dispositivo permite que o mesmo possa ser produzido com dimensões padrão e utilizado por diferentes pessoas. Esta adaptabilidade é potencializada pela produção com as dimensões médias da população, podendo inclusive ser produzidos vários tamanhos e modelos para indivíduos masculinos e femininos, onde ocorre a maior variação antropométrica. Adicionalmente, a implementação de mecanismos de ajuste permitiria adaptar o dispositivo às pequenas variações individuais dos utilizadores.

Finalmente, a intuitividade do dispositivo também promove a acessibilidade, uma vez que este poderá ser utilizado amplamente sem dificuldade. Neste sentido, a colocação não deve ser morosa ou complicada, tanto para motivar a sua utilização como para não impedir que indivíduos com défice motor o possam utilizar. Por outro lado, a operação deve ser simples e intuitiva, de forma a não depender de um terapeuta.

5.1.3 PORTABILIDADE

É preferível que o dispositivo seja portátil pois possibilita aumentar a frequência, a praticidade e independência da reabilitação. Logicamente, o peso e o volume do exoesqueleto devem ser mínimos.

Adicionalmente, os elementos auxiliares, como fontes de energia, reservatórios, cablagem e tubagem, também devem ser portáteis. Isto torna-se especialmente importante nos exoesqueletos de funcionalização da mão em que, idealmente, o utilizador transporta consigo todo o sistema do dispositivo.

A redução do volume e do peso está inerente ao número de componentes, ao design estrutural, que deve ser compacto, e à leveza dos materiais.

5.1.4 FUNCIONALIDADE

Este objetivo diz respeito ao comportamento do exoesqueleto em termos funcionais. É essencial que o funcionamento do exoesqueleto seja: eficaz na reabilitação, fiável e ergonómico. Adicionalmente, a multivalência do dispositivo é necessária para chegar a um público mais abrangente.

Neste contexto, a eficácia está relacionada com o dispositivo realizar corretamente os exercícios a que se propõe, obtendo o melhoramento ou a funcionalização efetiva do caso clínico do utilizador. No entanto, um exoesqueleto que cumpra a afirmação anterior, não é eficaz se não tiver um tempo de operação adequado. Caso este dependa de uma fonte de energia, esta deve ter capacidade para acompanhar, pelo menos, uma sessão de reabilitação ou, se o intuito for a funcionalização da mão, um período alargado de utilização que permita a realização das atividades diárias do utilizador.

A fiabilidade está relacionada com a frequência de falhas que ocorrem, ou com o desvio à normalidade de funcionamento. Volta a ser mencionado como subobjetivo a resistência mecânica, nomeadamente a resistência à fadiga, ou seja, a manutenção das propriedades do dispositivo com o passar dos ciclos de utilização. É ainda relevante mencionar a consistência de operação, que gera uma das grandes vantagens dos exoesqueletos: a reprodutibilidade dos exercícios de forma precisa.

A multivalência é um subobjetivo que intenta, novamente, colmatar uma lacuna de mercado. Os dispositivos atuais são, no seu grosso, direcionados especificamente para um tipo de reabilitação ou funcionalização. Através da escolha dos exercícios mais comuns e fundamentais dos diferentes planos de reabilitação, garante-se esta multivalência. A adaptabilidade, neste subobjetivo, tem um significado diferente do objetivo “adaptabilidade”, na medida em que não é referente à antropometria, mas sim à função, ou seja, uma adaptabilidade das funções executadas, dependendo da necessidade do utilizador.

Por fim, durante a utilização do exoesqueleto, este deve garantir o bem-estar do utilizador (i.e., ser ergonómico). Manter a palma liberta permite a preensão palmar e a interação com objetos, não dificultando certas tarefas e movimentos. O conforto advém principalmente da interface do exoesqueleto com a mão e do sistema de fixação.

5.2 MÉTODO DA ANÁLISE DE FUNÇÕES

O método da análise de funções define, em diferentes níveis de generalidade, as funções necessárias para atingir um *output*, (i.e., o problema solucionado), a partir de um *input* (i.e., o problema por solucionar). Desta forma, direciona-se o foco do projeto para o que deve ser conseguido em vez de como deve ser conseguido. Evita-se, portanto, a restrição do espaço conceptual, abrindo portas à consideração não tendenciosa da melhor solução para o problema [180,181,182].

O método será representado graficamente utilizando uma “caixa-negra” (Figura 20) e, posteriormente, uma “caixa transparente” (Figura 21). A primeira corresponde a uma função no maior nível de generalidade considerado, transformando o *input* no *output*. A segunda corresponde ao interior da caixa-negra, com a divisão da função generalista em subfunções conectadas e com a definição do limite do sistema (onde apenas os *inputs* e *outputs* se encontram “soltos”) [180,181,182].

O limite do sistema estreita a função geral da caixa negra a um conjunto de subfunções onde o projeto deve ser desenvolvido [180,181,182].

O caso mais abrangente tem na entrada um paciente com déficit motor, cujos dedos são reabilitados ou funcionalizados para que, na saída, o paciente apresente os dedos funcionais.

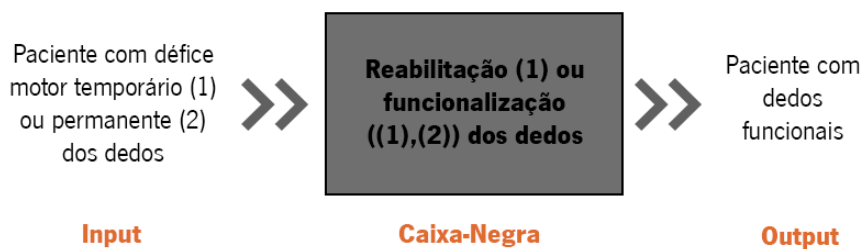


Figura 20 - Caixa-negra que representa o maior nível de generalidade.

No diagrama de blocos correspondente à “caixa transparente” existem três entradas (o sinal, o paciente e a energia) e três saídas (a funcionalização dos dedos em flexão e extensão, a reabilitação dos dedos e a monitorização da reabilitação).

Para atingir as saídas foram definidas subfunções, começando pela colocação do dispositivo no paciente. Após colocação é necessário ajustar o exoesqueleto às dimensões e

biomecânica do utilizador, para garantir a utilização correta do dispositivo, e fixar o dispositivo à mão do paciente para que não ocorram desvios durante a utilização. O dispositivo terá dois modos de operação. O primeiro correspondente à movimentação passiva em flexão e extensão com o objetivo tanto de funcionalizar como reabilitar os dedos, onde será necessário limitar a amplitude para evitar causar desconforto ao utilizador. O segundo corresponde à movimentação ativa da mão que será utilizada na reabilitação da mão e na recolha de dados sobre a posição dos dedos que permite verificar se a reabilitação está a ser eficaz, através da averiguação da amplitude e motricidade em diversos exercícios.

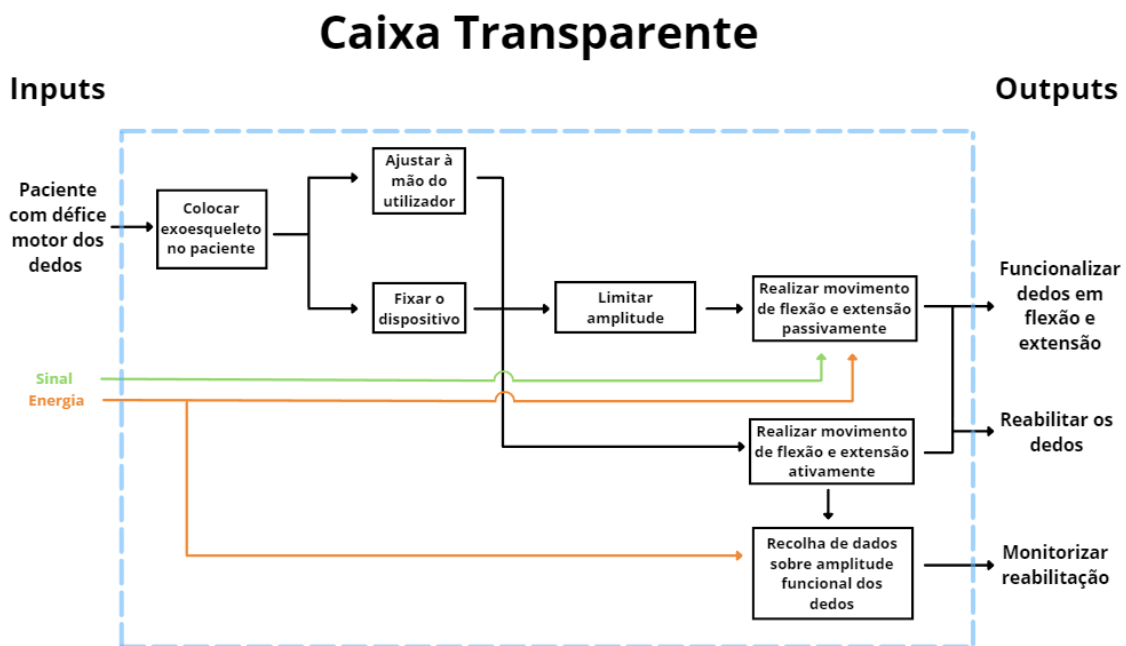


Figura 21 - Caixa transparente correspondente ao interior da caixa-negra.

5.3 MÉTODO DA ESPECIFICAÇÃO DE DESEMPENHO

Estabelecidos os objetivos e funções do projeto, é necessário ponderar sobre os seus requisitos. Estes distinguem-se dos objetivos e funções pois são definidos, sempre que possível, por limites concretos (e.g., o custo máximo de aquisição). Os requisitos podem ser usados para limitar o espaço conceptual e para aferir a validade de soluções propostas posteriormente [180,182].

Neste sentido, a definição do nível de generalidade a que a conceção do produto deve ser considerada permite estabelecer os requisitos sem limitar, por excesso ou defeito, as

soluções, provendo o projetista de liberdade suficiente na proposta destas, sem desconsiderar as restrições. Na literatura são propostos três níveis de generalidade, progressivamente restritivos: uma nova abordagem distinta das soluções existentes, um novo produto que se insira na mesma categoria das soluções existentes e uma alteração a uma solução existente [180,182].

O presente projeto encontra-se num nível de generalidade intermédio pois encontra-se na categoria dos exoesqueletos da mão, mas não tem como base nenhum exoesqueleto concreto.

A compilação dos requisitos é feita numa lista (Tabela 6), baseada nos objetivos propostos anteriormente. A lista de requisitos não deve estar associada a nenhuma solução específica e, adicionalmente, deve ser feita a distinção entre quais requisitos são obrigatórios e quais são desejáveis [180,182].

Tabela 6 – Requisitos e especificações.

| Obrigatório(O)/ Desejável(D) | Requisitos e especificações |
|---|--|
| O | Higienização fácil e rápida. |
| D | Dispositivo à prova de água. |
| D | Facilmente vestível: tempo de colocação inferior a 10 minutos de forma autónoma. |
| O | Arestas arredondadas. |
| O | Isolamento de todo o sistema elétrico. |
| O | Gama de amplitudes ajustável. |
| D | Materiais da estrutura processados por prototipagem rápida. |
| D | Normalização das peças não-prototipadas (sensores, motores, entre outros). |
| D | Ajustável ou disponível para várias dimensões de mão e dedos. |
| D | Custo de produção inferior a 500€ [183]. |
| D | Espessura acima dos dedos e da mão não deve exceder os 3cm [184]. |
| O | Massa total deve ser inferior a 500 g [147,184,185]. |
| O | Alternar entre movimento de flexão/extensão ativo e passivo. |
| D | Utilizável em ambas as mãos. |
| O | Estrutura dorsal ergonómica. |
| O | Zona volar desimpedida. |

| Obrigatório(O)/ Desejável(D) | Requisitos e especificações |
|---|---|
| O | Força nos dedos de 20 N [185]. |
| D | Período de atuação superior a 5-6 horas [184]. |
| D | Máximo de quatro segundos na realização do movimento [142,184]. |
| D | Utilizável no intervalo de temperatura ambiente (5 °C a 40 °C). |
| O | Permitir a respiração cutânea. |
| D | Aquisição de dados relativos à posição dos dedos. |

A higienização do dispositivo deve ser fácil e rápida, sendo otimizada pelo tipo de materiais usados e pela redução da complexidade da estrutura. O requisito é obrigatório pois a higiene é fundamental para a segurança do paciente e atratividade do dispositivo. Adicionalmente, seria desejável que o dispositivo fosse à prova de água para que o utilizador pudesse higienizar as mãos sem retirar o exoesqueleto.

A facilidade da colocação do dispositivo aumenta a sua atratividade e praticidade. Definiu-se como desejável um tempo de colocação inferior a 10 minutos.

Todas as arestas serão, obrigatoriamente, arredondadas para não lesionar o utilizador durante a utilização do exoesqueleto. Outro requisito obrigatório é o isolamento de todo o sistema elétrico.

Quando possível, é desejável produzir por prototipagem rápida os componentes do exoesqueleto e, caso não seja possível, dar preferência à normalização desses componentes.

A gama de amplitudes tem de ser ajustável para que o movimento dos dedos não ultrapassa o limite seguro e para que o exoesqueleto consiga acompanhar a reabilitação do paciente.

O exoesqueleto, preferencialmente, seria adaptável a várias dimensões da mão e dedos, ou alternativamente, estar disponível em várias dimensões, mas com gama de ajuste mais reduzida.

Na literatura, um custo de 1000€ é considerado competitivo no mercado dos exoesqueletos da mão e, portanto, foi definido um limite superior de 500€, o que tornaria o dispositivo vantajoso em termos de custo, para aquisição hospitalar ou individual.

Os exoesqueletos com sistemas de transmissão rígidos apresentam um peso total que ronda os 500-700 g [147,184]. Definiu-se, neste projeto, o peso máximo de 500 g. Em relação ao volume sobre o dorso da mão foi definida uma espessura máxima de 3cm [184].

Funcionalmente, o exoesqueleto tem de efetuar flexão e extensão ativa e passiva dos dedos.

O dispositivo poderia ser utilizado em ambas as mãos. Neste sentido, a estrutura dorsal também tem de ser ergonómica em ambas as mãos.

A palma da mão tem de se encontrar desimpedida para que o utilizador possa realizar as atividades básicas diárias e manipular objetivos. Idealmente, as pontas dos dedos estariam desimpedidas para permitir a estimulação tátil dos dedos.

Uma força de 20 N na ponta dos dedos seria suficiente para realizar a maior parte das atividades básicas diárias [185].

Um período de utilização em atuação de 5-6 horas possibilitaria a utilização como dispositivo de funcionalização e como dispositivo de reabilitação pois seria suficiente para realizar o conjunto de atividades diárias básicas e duraria o suficiente para as sessões de reabilitação, respetivamente [184]. A respiração cutânea é importante, principalmente, quando o dispositivo for utilizado em longos períodos.

O tempo necessário para concluir a amplitude máxima do movimento deveria ser entre 1 e 4 segundos. A reabilitação não necessita de um tempo de resposta muito rápido, no entanto este requisito é primordial na funcionalização da mão [144,184].

Uma gama de temperaturas de 5-40 °C seria adequada à maior parte dos cenários de utilização

Por fim, o dispositivo poderá permitir a aquisição da amplitude do movimento autónomo dos dedos.

5.4 MÉTODO DO MAPA MORFOLÓGICO

Após a definição dos objetivos, funções e requisitos do produto, é necessário desenvolver uma solução que os satisfaça. A nova solução para o problema consiste, normalmente, numa combinação ou alteração de soluções pré-existentes ou de componentes dessas soluções. De forma semelhante, e definido no ponto anterior, o projeto foi abordado num nível intermédio de generalidade que permite combinar componentes já existentes nos

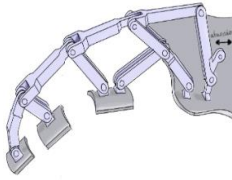
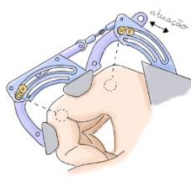
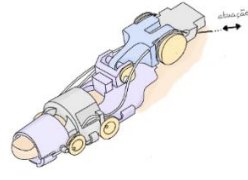
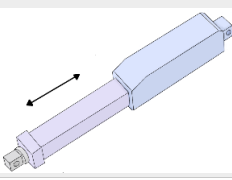
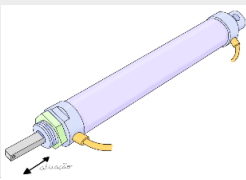
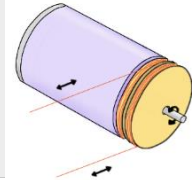
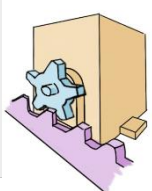
exoesqueletos do mercado e, eventualmente, a integração de alguns componentes diferenciadores ainda não explorados nas soluções atuais [180,181,182].



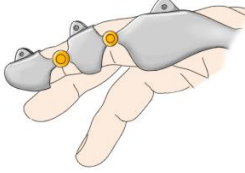
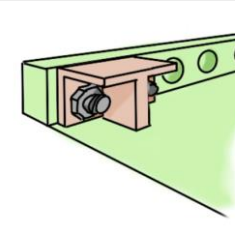
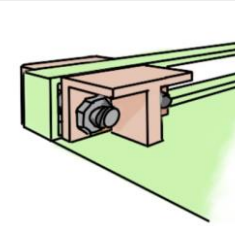
O mapa morfológico tem como objetivo organizar e identificar novas combinações de componentes. Este consiste numa tabela onde, na primeira coluna, são listadas as principais funções que as soluções devem realizar e, em cada linha dessa coluna, listam-se os componentes que possibilitam a realização de determinada função. As funções devem encontrar-se no mesmo nível de generalidade e ser independentes umas das outras. Adicionalmente, esta lista não deve ser muito extensa uma vez que o conjunto de soluções geradas seria incomportavelmente grande e as funções mais específicas seriam desenvolvidas na etapa de detalhamento do projeto [180,181,182].

O mapa morfológico, quando preenchido, engloba todas as combinações possíveis dos componentes incluídos (i.e., as soluções geradas), no entanto, nem todas são possíveis, vantajosas ou novas. Neste sentido, uma seleção crítica vai limitar a gama combinacional a algumas soluções que se explorarão com mais detalhe posteriormente [180,181,182].

De seguida, na Tabela 7, apresenta-se o mapa morfológico desenvolvido.

Tabela 7 - Mapa morfológico.

| Função | Soluções | | | |
|---------------------------------------|--|---|--|--|
| | 1 | 2 | 3 | 4 |
| Movimento de flexão e extensão | Mecanismo de barras  | Mecanismo com junta prismática  | Mecanismo com eixos correspondidos  | |
| Atuação | Atuador linear  | Pistão pneumático  | Atuador rotativo + cabos  | Atuador+ cremalheira pinhão  |

| | | | | |
|--|--|--|--|--|
| Acoplamento e fixação à mão | Amarras de velcro  | Luva  | Estrutura rígida  | |
| Ajuste do exoesqueleto à mão | Suporte com ajuste discreto  | Suporte com ajuste contínuo  | | |
| Ajuste da gama de amplitudes | Sistema de controlo do atuador | Barreira física ajustável | | |
| Recolha de dados da posição dos dedos | Encoders | Sistema exterior de análise trajetória | | |

A primeira subfunção, **movimento de flexão e extensão dos dedos**, é regida pelo mecanismo de transmissão. Consideraram-se três possíveis soluções para esta subfunção: um mecanismo com barras, um mecanismo com juntas prismáticas e um mecanismo com os eixos alinhados. Os mecanismos de transmissão maleáveis foram desconsiderados devido ao menor controlo e linearidade e, adicionalmente, o mecanismo rígido de transmissão do tipo “base-para-distal” também não foi incluído uma vez que apresentaria menor controlo sobre os dedos do que os restantes e as suas dimensões são maiores, não sendo prático para o uso diário e contínuo.

Para a subfunção **atuação**, as soluções propostas foram a utilização de um atuador linear, um pistão pneumático, um motor rotativo com cabos e um motor rotativo com uma cremalheira e pinhão. Estas soluções foram designadas para abranger tanto uma atuação linear (atuador linear, pistão pneumático e atuador rotativo com cremalheira e pinhão) como uma atuação rotativa (atuador rotativo com cabos antagonistas) no mecanismo de transmissão. Pretende-se que todas as soluções consideradas sejam implementadas no dorso

da mão de forma a não sobrecarregar os dedos com peso excessivo e permitir um movimento mais confortável.

Na terceira subfunção, **acoplamento à mão**, ponderou-se utilizar amarras de velcro, uma luva arejada ou uma estrutura rígida. Na primeira solução, o exoesqueleto seria fixado à mão em cada falange e numa zona da palma da mão com amarras de velcro o que permitiria uma grande adaptabilidade a dimensões dispares de mãos, não obstante o exoesqueleto estaria mais sujeito a deslocamentos. A segunda opção permite uma fixação mais confortável e eficaz, mas limita a gama de dimensões da mão, além de ser menos arejada e retirar a sensação tátil. Por fim, a terceira solução seria uma estrutura rígida com os centros de rotação correspondidos que apresenta uma boa fixação, no entanto tem as mesmas desvantagens da segunda solução.

É necessário realizar um **ajuste do exoesqueleto à mão** do utilizador, nomeadamente um ajuste para que o sistema de atuação fique alinhado com os dedos e a força seja aplicada no mesmo plano destes. Com esse objetivo em mente, foram propostas duas soluções consistindo num suporte movível lateralmente e bloqueado com parafusos na posição pretendida. Na primeira opção, embora a fixação lateral seja melhor, a deslocação assume valores discretos e é necessário retirar e recolocar os parafusos para mudar a posição do suporte. Já na segunda opção, o aperto é feito por fricção, com o auxílio de uma peça extra, estando mais sujeito a deslocações laterais, mas a amplitude de posições de fixação é incrementada e contínua, dentro dos limites da calha. Adicionalmente, na segunda opção para mudar a posição do suporte seria apenas necessário desapertar ligeiramente os parafusos e reapertá-los de seguida.

O **ajuste da gama de amplitudes** poderá ser feito pelo próprio atuador (e.g. utilizando por exemplo um servomotor ou adicionando um *encoder*) ou através de uma barreira física ajustável. Usando o próprio atuador diminuir-se-ia a complexidade e custo de produção, no entanto uma barreira física proporcionaria uma limitação mais robusta.

Por fim a monitorização da reabilitação através da **recolha de dados** pode ser implementada através de *encoders* ou com um sistema de análise de trajetória externo. Sendo que o sistema externo de análise tem diversas desvantagens, nomeadamente o custo elevado e a baixa portabilidade, pelo que seria mais indicado para monitorização numa unidade de saúde. Os *encoders*, em contrapartida, seriam utilizados como uma opção mais acessível e

permitiriam uma recolha de dados constante, no entanto a monitorização não seria tão detalhada como a primeira opção.

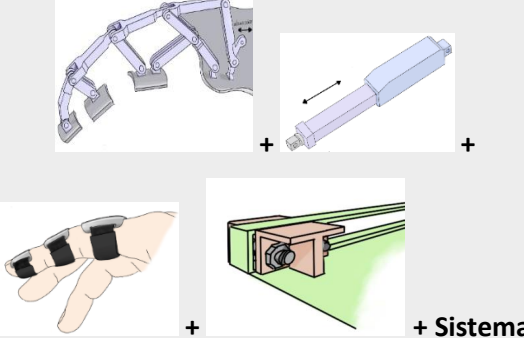
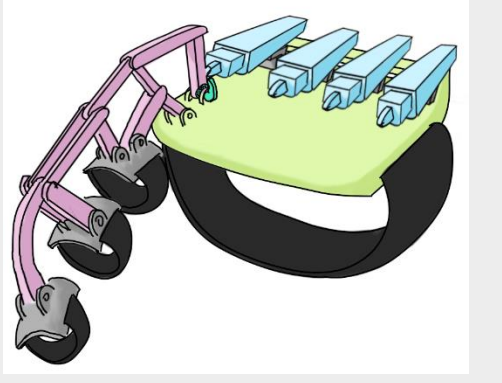
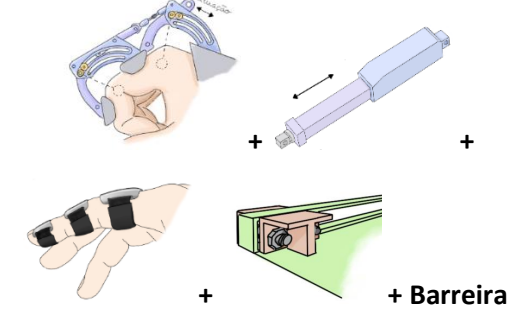
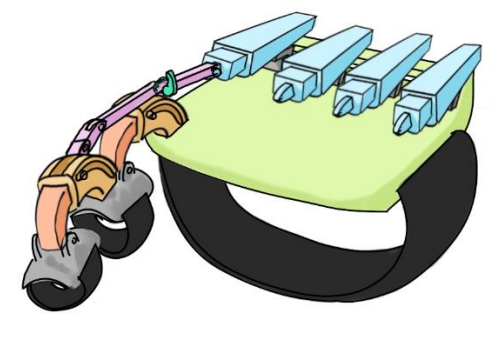
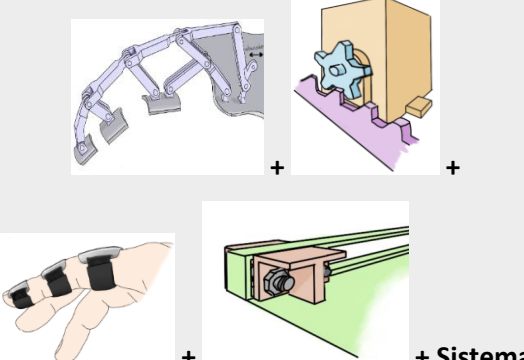
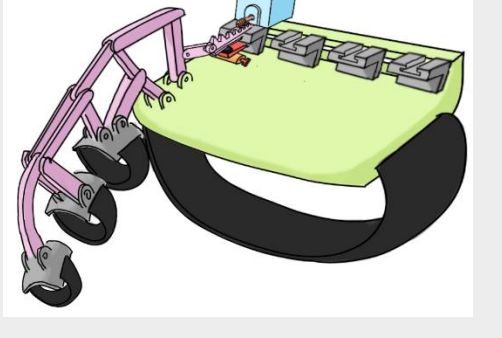
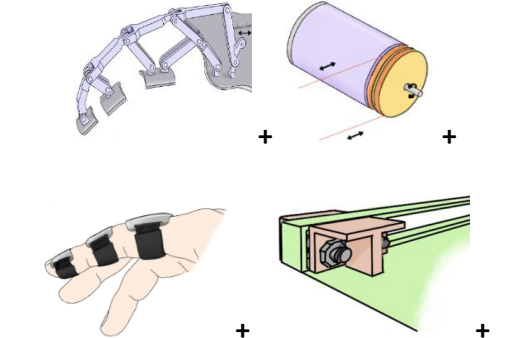
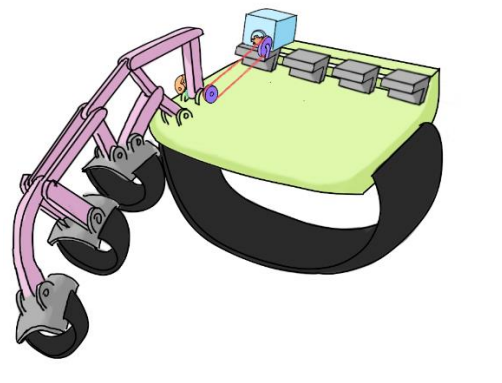
5.4.1 SOLUÇÕES CONCEPTUAIS GERADAS

Propostas as subsoluções para cada função do exoesqueleto, pretende-se neste ponto gerar soluções conceptuais globais a partir da combinação das subsoluções supramencionadas. Apenas pela sua combinação, conseguem-se gerar 288 soluções globais diferentes, o que dificultaria imensamente o próximo ponto, cujo objetivo é avaliar cada uma destas. Por conseguinte, realizou-se uma ponderação sobre a viabilidade de implementação da combinação de certas subsoluções, de forma a reduzir o conjunto que prosseguiria para o próximo ponto:

- O “mecanismo com eixos correspondidos” será desconsiderado uma vez que limita em demasia a dimensão dos dedos das pessoas que podem utilizar o dispositivo. Pela mesma razão, será retirada a “estrutura rígida” e a “luva” da subfunção “acoplamento e fixação à mão”;
- Na segunda subfunção (atuação) foi descartado o “pistão pneumático” já que este necessita de reservatórios e tubagem auxiliar, o que aumentaria o peso e volume do dispositivo. Adicionalmente, será mais simples programar e controlar os atuadores elétricos;
- Na quarta subfunção (ajuste do exoesqueleto à mão) considerou-se apenas o suporte com parafusos e calha pois permite um ajuste contínuo sem comprometer a fixação do ajuste. O facto de a outra solução limitar o ajuste a valores discretos poderia dificultar o alinhamento correto com os dedos;
- Por fim, na última subfunção (recolha de dados da posição dos dedos), concluiu-se que o sistema de análise da trajetória seria demasiado caro e complexo, além de ser pouco portátil.

Existem, após a redução das subsoluções, 12 soluções globais possíveis. De seguida serão apresentados quatro esboços, correspondendo às melhores soluções globais idealizadas (Tabela 8).

Tabela 8 - Soluções globais escolhidas para avaliação posterior.

| | Combinações | Esboço da solução global |
|---|--|--|
| 1 |  <p>+ Sistema de controlo do atuador + Encoders</p> |  |
| 2 |  <p>+ Barreira física ajustável + Encoders</p> |  |
| 3 |  <p>+ Sistema de controlo do atuador + Encoders</p> |  |
| 4 |  <p>Sistema de controlo do atuador + Encoders</p> |  |

5.5 MÉTODO DOS OBJETIVOS PONDERADOS

No ponto anterior foram geradas quatro soluções conceituais que integram algumas das subsoluções propostas. O processo de criação dos quatro conceitos sofreu uma avaliação crítica eliminando algumas combinações de menor viabilidade, no entanto, é pertinente que a escolha final seja metódica e retorne o conceito com maior probabilidade de cumprir os objetivos propostos.

O método utilizado de seguida compara as soluções conceituais com um conjunto de critérios em linha com os objetivos e requisitos definidos nos capítulos anteriores. Estes critérios não têm, porém, todos a mesma importância, pelo que serão atribuídos pesos relativos a cada um, iniciando assim o método dos objetivos ponderados [180,182].

Os critérios definidos são os seguintes:

1. **Resistência mecânica;**
2. **Custo total reduzido (materiais + produção);**
3. **Portabilidade (peso + volume);**
4. **Eficácia da reabilitação;**
5. **Adaptabilidade.**

A primeira etapa da atribuição de pesos a cada critério traduz-se numa tabela de comparação (Tabela 9) onde será atribuído o valor “1” se um objetivo for mais importante do que o outro, o valor “0” se este for menos importante e o valor “1/2” se forem igualmente importantes. Em cada linha são somados os valores e a linha (correspondente a um critério) com o maior total será a mais importante. Deste modo estabelece-se uma primeira ordem de importância [180].

Tabela 9 - Atribuição da ordem de importância a cada critério.

| <i>Critério</i> | <i>1</i> | <i>2</i> | <i>3</i> | <i>4</i> | <i>5</i> | <i>Total</i> |
|-----------------|----------|----------|----------|----------|----------|--------------|
| 1 | ----- | 1 | 1 | 1/2 | 1 | 3.5 |
| 2 | 0 | ----- | 1 | 0 | 1 | 2 |
| 3 | 0 | 0 | ----- | 0 | 1 | 1 |
| 4 | 1/2 | 1 | 1 | ----- | 1 | 3.5 |
| 5 | 0 | 0 | 0 | 0 | ----- | 0 |

Como se conclui através dos valores totais da Tabela 9, a ordem de importância dos critérios é $1 = 4 > 2 > 3 > 5$. Não obstante, a prioridade não é indicativa do peso que o critério deve assumir já que, por exemplo, ao critério cinco, cuja prioridade é a maior, não deve ser atribuído um peso nulo, mas sim um menor que ao critério três. O peso é, na verdade, uma relação percentual entre os vários critérios, que foi definida com base na sua prioridade, nomeadamente aos critérios 1 e 4 foi designado um peso de 100%, ao critério 2 um peso de 80%, ao critério 3 um peso de 60% e ao critério 5 um peso de 50% [180].

Criou-se uma escala qualitativa, ilustrada na Tabela 10, que descreve o desempenho de cada solução conceptual em relação a cada critério, atribuindo dez pontos ao melhor desempenho e zero pontos ao pior [180].

Tabela 10 - Escala qualitativa de desempenho.

| <i>Pontuação</i> | <i>Desempenho</i> |
|-------------------------|----------------------------|
| 10 | Solução ideal |
| 9 | Solução excelente |
| 8 | Solução muito boa |
| 7 | Solução boa |
| 6 | Solução satisfatória |
| 5 | Solução adequada |
| 4 | Solução tolerável |
| 3 | Solução pouco eficaz |
| 2 | Solução muito pouco eficaz |
| 1 | Solução desadequada |
| 0 | Solução sem interesse |

Estão presentes, agora, todas as ferramentas para proceder à avaliação das soluções conceptuais. Para o fazer, recorre-se a uma grelha de pontuação (Tabela 11), onde cada solução terá uma pontuação em cada critério, ajustada para o peso do respetivo critério. As pontuações serão somadas, obtendo a solução mais adequada à realização dos objetivos e funções propostos.

Tabela 11 - Grelha de pontuação para avaliação das soluções conceituais.

| Critério | Peso | Solução Conceptual | | | | | | | |
|---------------------------------|------|--------------------|-----------------|-----------|-----------------|-----------|-----------------|-----------|-----------------|
| | | 1 | | 2 | | 3 | | 4 | |
| | | Pontuação | Valor ponderado | Pontuação | Valor ponderado | Pontuação | Valor ponderado | Pontuação | Valor ponderado |
| Resistência mecânica | 1 | 8 | 8 | 9 | 9 | 8 | 8 | 7 | 7 |
| Custo total reduzido | 0.8 | 7 | 5.6 | 6 | 4.8 | 9 | 7.2 | 9 | 7.2 |
| Portabilidade | 0.6 | 7 | 4.2 | 7 | 4.2 | 8 | 4.8 | 8 | 4.8 |
| Eficácia da reabilitação | 1 | 8 | 8 | 8 | 8 | 8 | 8 | 8 | 8 |
| Adaptabilidade | 0.5 | 7 | 3.5 | 4 | 2 | 7 | 3.5 | 7 | 3.5 |
| Total | | | 29.3 | | 28 | | 31.5 | | 30.5 |

Em relação há resistência mecânica, a solução 2 apresenta uma estrutura de transmissão mais compacta que resistiria melhor a esforços, no entanto, tendo em conta o tipo de forças a que estará sujeito o dispositivo, o mecanismo de transmissão das restantes soluções seria suficiente, desde que corretamente projetado. A quarta solução apresenta sete pontos devido ao sistema de atuação utilizar cabos, que podem rebentar quando sujeitos a força excessiva ou a fadiga.

No critério “custo total reduzido”, as soluções 1 e 2 têm a pior pontuação pois o sistema de atuação linear, com as características necessárias, é significativamente mais caro que os motores elétricos rotativos disponíveis. A solução 2 apresenta, adicionalmente, uma pontuação menor que a solução 1 já que o sistema de transmissão é complexo de produzir e, inclusive, seria difícil produzir com prototipagem rápida de materiais acessíveis.

Em relação há portabilidade a diferença mais relevante diz respeito aos atuadores, sendo que os lineares são menos portáteis que os atuadores rotativos, tanto em peso como

em dimensão. Assim, as soluções que incluem os atuadores lineares obtiveram uma menor pontuação.

A eficácia da reabilitação foi considerada semelhante em todos os dispositivos uma vez que os movimentos gerais seriam os mesmos, realçando, no entanto, a solução 2 que só atua diretamente duas falanges e, portanto, poderia obter uma menor pontuação.

Por fim, a adaptabilidade é semelhante entre as soluções 1, 3 e 4 pois possuem mecanismos de transmissão redundantes e o sistema de ajuste lateral é igual em todas elas. A solução 2 obteve uma pior pontuação pois o ajuste do mecanismo de transmissão é complexo e pouco prático.

Concluindo a solução conceptual que obteve melhor classificação, com valor ponderado de 31.5, e que avançará para a etapa de detalhe do projeto será a terceira solução.

6 PROJETO DETALHADO

Este capítulo tem como objetivo transpor a solução conceptual selecionada, obtendo um dispositivo viável e funcional. Foi utilizado o software *SolidWorks*[®] para desenvolver o exoesqueleto e os seus componentes.

Após a modelação dos componentes foi efetuada uma análise cinemática, uma análise estrutural com as cargas aferidas no estudo de movimento e uma análise de esforços estática na configuração crítica do exoesqueleto.

Adicionalmente foram aferidos os binários necessários ao longo da atuação do exoesqueleto e quais as forças normais, em flexão máxima, que os dedos exercem.

Por fim, foi construído um protótipo do mecanismo de transmissão para validar a cinemática aferida na simulação.

6.1 MODELAÇÃO: MÃO DE APOIO À SIMULAÇÃO

Numa primeira fase, foi concebido um modelo análogo a uma mão. Esta foi considerada uma etapa necessária pois o sistema de transmissão é um mecanismo redundante, dependente de restrições cinemáticas inerentes aos dedos do utilizador. Por outro lado, o modelo da mão serve de base ao exoesqueleto e auxilia na avaliação do seu comportamento.

Os valores de referência utilizados na modelação da mão, coletaram-se de um estudo antropométrico realizado nos EUA, que envolveu 2307 pessoas de diferentes etnias e sexos, entre os 18 e 49 anos de idade. As dimensões relevantes para este projeto encontram-se no Anexo 1 [186]. Foram comparados outros estudos a populações distintas, no entanto, os valores não variavam significativamente, considerando-se suficiente a inclusão apenas do estudo dos EUA [187-191].

A mão é um sistema demasiadamente complexo para ser simulado com rigor no contexto desta dissertação, pelo que foi realizada uma simplificação do modelo tendo em conta as necessidades do projeto. Foi retirado o grau de liberdade correspondente à adução e abdução da articulação MCF, foi retirado o polegar pois este não será atuado pelo exoesqueleto e não foram implementadas limitações à amplitude de flexão e extensão, já que o movimento será controlado pelo dispositivo. Por fim, existem relações cinemáticas entre as

várias falanges, resultantes dos tendões e ligamentos que as envolvem (o leitor poderá reparar na impossibilidade de fletir a falange distal sem, eventualmente, fletir a falange média), no entanto estas não foram modeladas pois, se o exoesqueleto se encontrar funcional nestas condições, a implementação das relações cinemáticas apenas otimizaria o seu funcionamento.

De seguida, na Figura 22, apresenta-se o modelo criado em *Solidworks*[®].

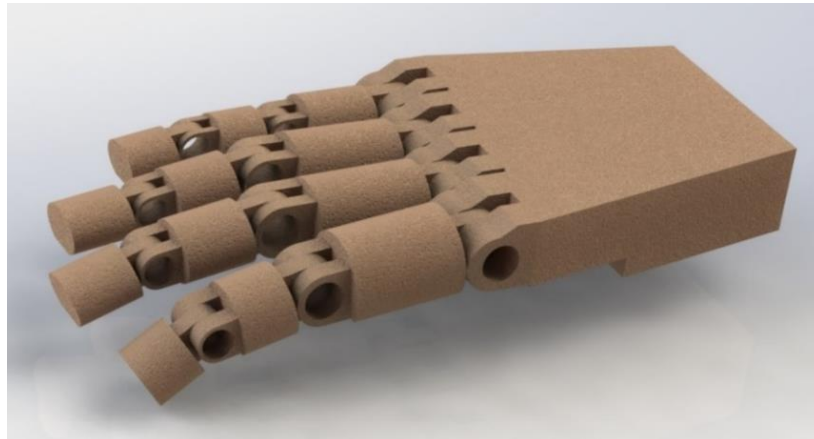


Figura 22 - Modelo tridimensional da mão.

6.2 MODELAÇÃO: MECANISMO DE TRANSMISSÃO E SUPORTES

O sistema de transmissão selecionado foi um mecanismo redundante. Como referido no método da especificação de desempenho, idealmente a espessura acima dos dedos deveria ser, no máximo, de três centímetros, no entanto, os exemplos presentes na literatura e nos dispositivos comercializados apresentam um volume elevado acima dos dedos. Posto isto, foi desenvolvido um novo mecanismo de barras que permitisse reduzir o volume e o número de barras necessárias, o que por sua vez, reduziria a quantidade de material utilizado e o custo do dispositivo.

O processo de elaboração foi iterativo, recorrendo sempre a estudos de movimento realizados em *Solidworks*[®] para aferir a validade do mecanismo. De seguida está representada uma comparação entre um mecanismo redundante da literatura (Figura 23-A) e o mecanismo desenvolvido (Figura 23-B e 23-C), após extensa testagem de diferentes sistemas articulados, com número, dimensões e morfologias diferentes de barras. A disposição compacta das barras confere ao dispositivo um design mais apelativo e prático motivando o uso regular deste.

Quando o dispositivo for utilizado para funcionalizar a mão, o utilizador poderá carregar mais facilmente consigo o dispositivo e, adicionalmente tarefas diárias, como a mudança de vestuário, serão facilitadas.

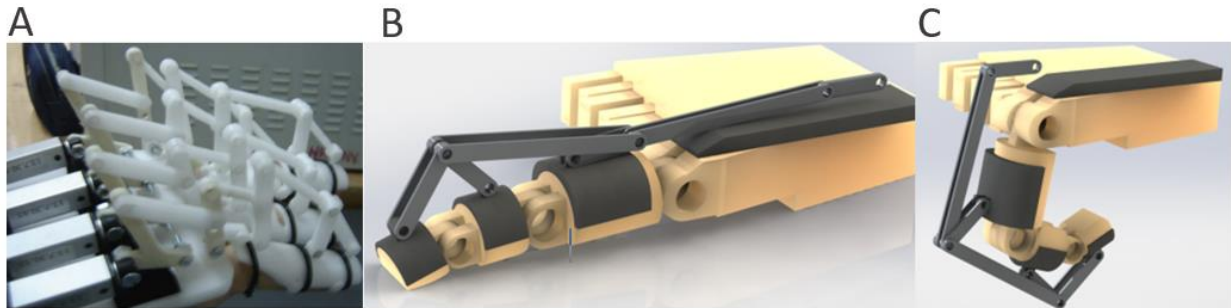


Figura 23 - Comparação entre o mecanismo de transmissão desenvolvido e um mecanismo da literatura: A - mecanismo da literatura [168]; B - Mecanismo desenvolvido em extensão; C – Mecanismo desenvolvido em flexão

Foi ainda realizada uma última otimização ao número e à morfologia das barras, sendo que o sistema de transmissão final contém em cada dedo sete barras, como se verifica na Figura 24, onde está representada a mão com os suportes e o sistema de transmissão.

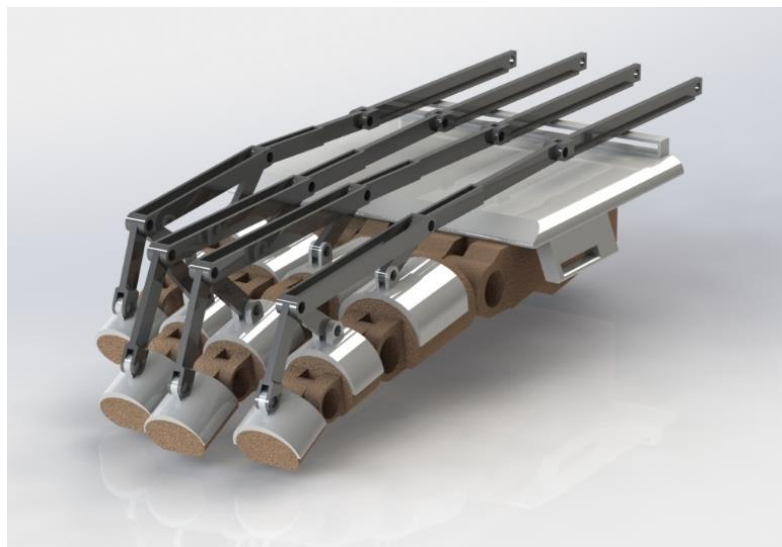


Figura 24 - Modelo tridimensional da mão com os suportes e o mecanismo de transmissão.

O mecanismo consiste numa barra dorsal que desliza numa calha, transformando a atuação rotativa em linear. Por sua vez, esta atuação será transmitida à falange distal e média, em primeiro lugar, e posteriormente, por constrições estruturais do mecanismo, a falange proximal seguirá o movimento destas.

6.3 MODELAÇÃO: MECANISMO DE AJUSTE/ALINHAMENTO LATERAL DO EXOESQUELETO

O fator adaptabilidade demonstrou-se ser um dos mais desafiantes de implementar. Embora o mecanismo redundante confira alguma versatilidade neste aspeto, para o dispositivo ser, de facto, adaptável a diferentes dimensões de mão e dedos, é necessário poder ajustar lateralmente o mecanismo de transmissão, ficando este alinhado com os dedos e evitando movimento incorreto e desconforto ao utilizador. Foi modelada uma peça multifuncional, que serve como calha para a cremalheira, como suporte para o motor do sistema de atuação e como sistema de ajuste lateral.

O ajuste lateral é realizado por um conjunto que compreende o suporte, dois parafusos, duas porcas e uma peça cuja função é friccionar e prender o suporte no local desejado. Este sistema permite um ajuste fácil e seguro e, por outro lado, permite trocar a ordem dos dedos, uma funcionalidade importante para cumprir o requisito do exoesqueleto ser utilizável em ambas as mãos. Quando se pretende trocar da mão direita para a esquerda, basta inverter a ordem dos dedos, passando o mecanismo do mindinho para a posição mais à esquerda, o do indicador para a mais à direita e trocando o mecanismo do dedo médio e do dedo anelar.

O ajuste lateral é feito apenas desapertando as porcas e apertando-as na posição certa. Desta forma a troca entre pacientes ou pequenos ajustes podem ser feitos de forma rápida e eficiente.

O conjunto supramencionado está demonstrado na seguinte Figura 25.

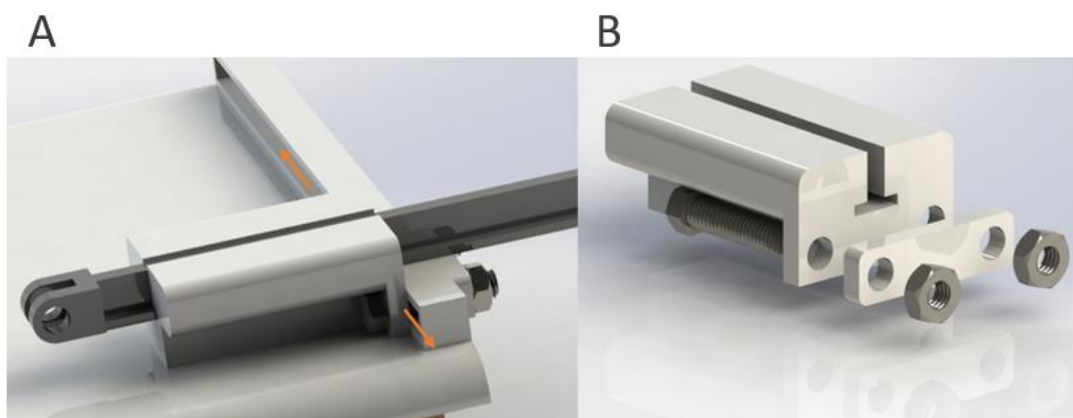


Figura 25 - Mecanismo de ajuste lateral: A- implementado no suporte dorsal; B- Vista em explosão.

6.4 MODELAÇÃO: SISTEMA DE ATUAÇÃO

Como referido anteriormente, será utilizado um motor rotativo devido ao menor custo e dimensões, comparativamente aos atuadores lineares. Os atuadores lineares, compatíveis com as dimensões da presente aplicação possuem insuficiente distância de atuação, por volta dos 5 cm, tornando impossível atuar o ciclo completo de movimento dos dedos.

Uma vez que o movimento de atuação é rotativo, será necessário converter o movimento rotacional em linear. Para esse efeito, um conjunto de três peças será implementado: um motor “Pololu Micro Metal Gearmotor HP 6V”, um sem-fim montado no eixo do motor e uma cremalheira dentada.

As características do motor encontram-se na Tabela 12 e as suas dimensões na Figura 26, onde L é igual a 9 mm.

Tabela 12 - Características do motor selecionado [192].

| <i>Parâmetro</i> | <i>Valor</i> |
|--------------------------------------|--------------|
| Velocidade sem carga (6V) | 84 RPM |
| Corrente sem carga (6V) | 0.1 A |
| Corrente em <i>stall</i> (6V) | 1.6 A |
| Binário em <i>stall</i> (6V) | 0.54 N.m |
| Potência máxima (6V) | 1.1 W |

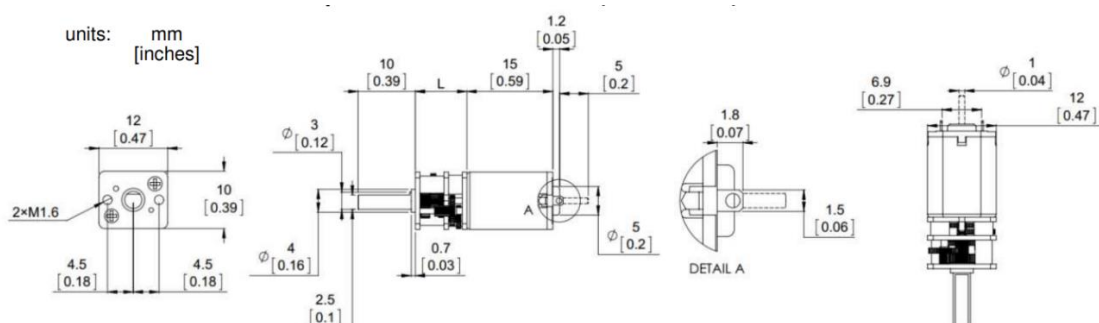


Figura 26 - Dimensões do motor selecionado [193].

Foi utilizado um modelo 3D disponibilizado por Oleg Zobov [194] na base de dados <https://grabcad.com/>, alterado para permitir movimento relativo entre o eixo do motor e o seu corpo. Adicionalmente foram adicionadas duas zonas de fixação do motor ao exoesqueleto.

Para o sem-fim e para a cremalheira, utilizou-se como base um modelo, disponível a partir do link <https://www.mediafire.com/download/lh4zsb1229kf5dq/WormRack2STEP.zip>. Tanto o sem-fim como a cremalheira foram redimensionados e alterados para se ajustarem às dimensões e requisitos do exoesqueleto e do motor. A cremalheira também será usada como barra atuadora do mecanismo de transmissão.

Por fim, adaptando o mecanismo de ajuste referido anteriormente, para que este seja usado como suporte do motor, obtém-se um sistema de atuação ajustável lateralmente e com volume e peso reduzidos (Figura 27), que pode ser colocado na zona dorsal da mão.

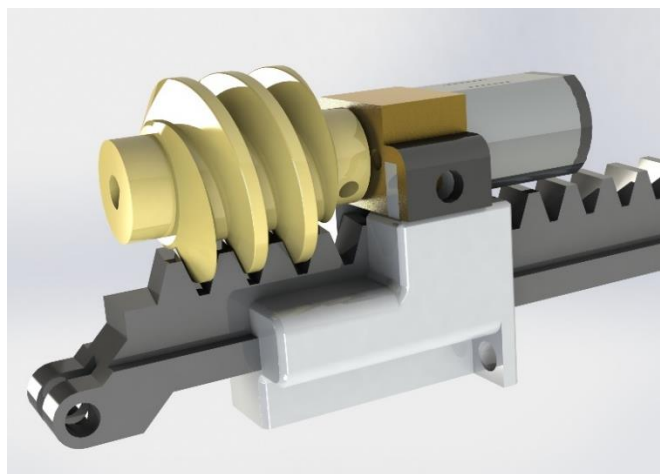


Figura 27 - Módulo de atuação constituído pelo motor, sem-fim, cremalheira e suporte.

6.5 ANÁLISE CINEMÁTICA

A cinemática dos dedos foi validada com a função *Motion Study* do *Solidworks*®, nomeadamente utilizando um estudo avançado (*motion analysis*). Foram definidos contactos sem atrito entre as barras, os suportes e os dedos. O movimento do módulo de atuação foi definido apenas através de *mates* e não foram considerados contactos. As propriedades dos contactos foram as de um contacto *nylon-nylon* entre as barras, de um contacto *nylon-steel(greasy)* entre os suportes e as barras e de um contacto *steel(greasy)-steel(greasy)* entre os dedos. Foi adicionada ainda uma atuação linear na barra atuadora, com uma velocidade de atuação de 10 mm/s.

Complementarmente, foi construído um protótipo com barras de madeira, suportes em acrílico e amarras de velcro, com a atuação feita pela mão livre.

Apresentam-se, na Figura 28 e 29, os resultados obtidos com o estudo de movimento e com o protótipo, respectivamente. Como se observa, o percurso do dedo indicador é semelhante em ambos, evidenciando-se através do protótipo a adaptação do mecanismo a diferentes mãos, já que as dimensões da mão do utilizador não eram iguais às do modelo criado em *Solidworks*®. Destes dois estudos é possível afirmar que o mecanismo é capaz de transferir a força da atuação criando um movimento de flexão e extensão que respeita a biomecânica dos dedos.

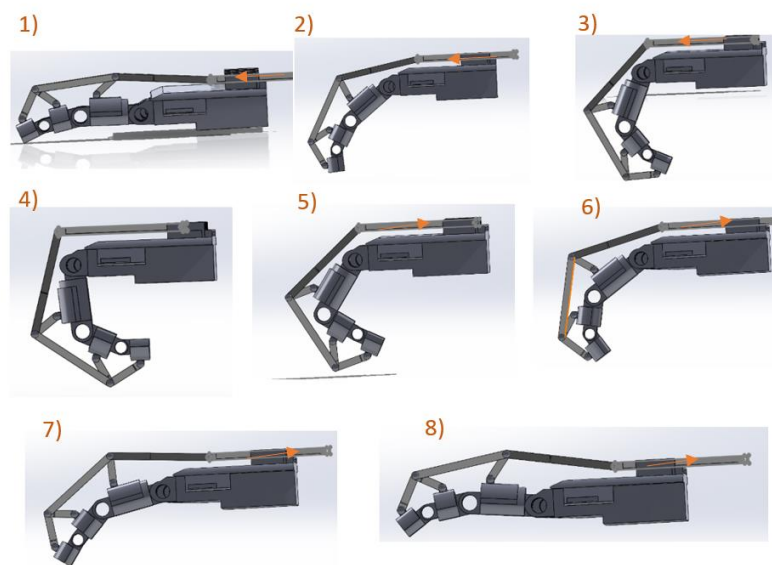


Figura 28 - Simulação do movimento do dedo indicador. A flexão é demonstrada de 1) a 4) e a extensão de 5) a 8).

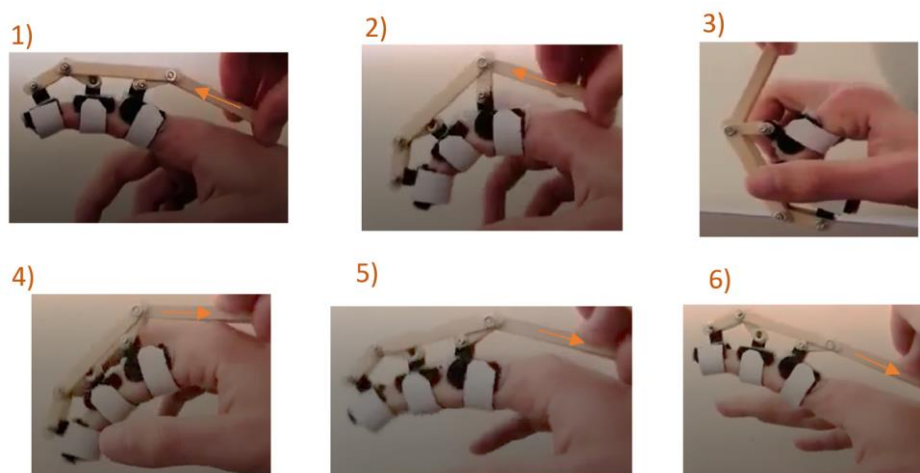


Figura 29 - Movimento do dedo indicador com o protótipo. A flexão é demonstrada de 1) a 4) e a extensão de 4) a 6).

Após a validação da cinemática do mecanismo, pela comparação dos resultados do protótipo e do modelo em *Solidworks*[®], realizou-se um segundo estudo de movimento, desta vez com o módulo de atuação integrado. A velocidade do motor foi definida em 80 RPM, velocidade à qual tanto o movimento de flexão como o de extensão demoram 4 segundos a ser totalizados. Neste segundo estudo de movimento, o percurso do dedo aproximou-se ao do executado no protótipo, como se verifica pela Figuras 30.

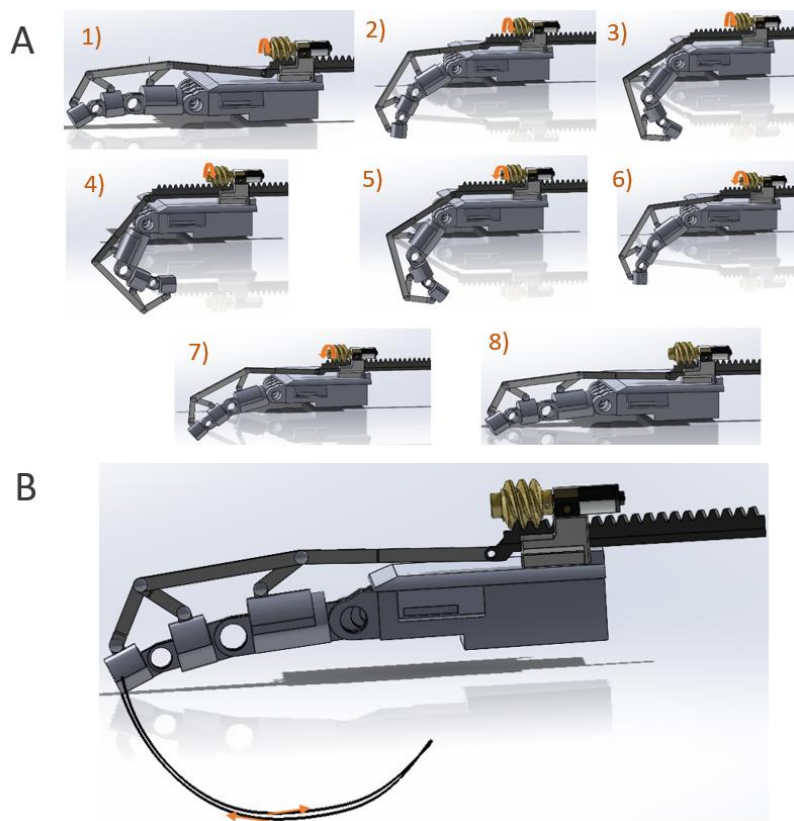


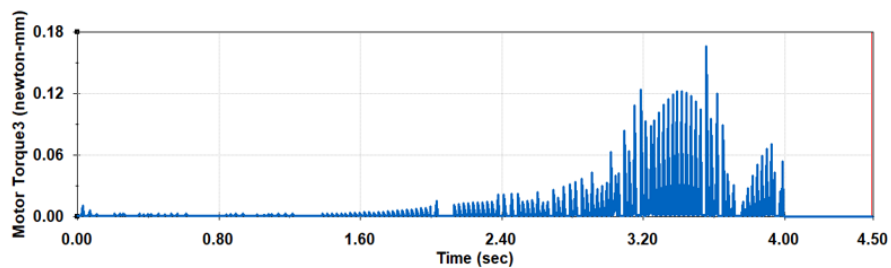
Figura 30 - Simulação do movimento do dedo indicador, com o módulo atuador integrado: A - Flexão demonstrada de A-1) a A-4) e extensão de A-5) a A-8); B - percurso da falange distal ao longo da flexão e extensão.

O mecanismo dos restantes dedos foi, de forma análoga, testado com estudos de movimento, obtendo-se resultados idênticos ao do dedo indicador, aqui demonstrado. É de ressaltar que as dimensões das barras foram personalizadas para cada dedo com o objetivo de permitir uma capacidade aprimorada de adaptação a mãos com dimensões variadas, já que as dimensões relativas dos dedos são mais constantes do que as dimensões absolutas.

Analisando o gráfico do binário necessário para realizar o movimento, representado na Figura 31, observa-se que em flexão o binário máximo necessário é de 0.00017 N.m.

Na flexão não foi considerado o efeito da gravidade é sinérgico com o sentido do movimento, logo não agravaria o binário necessário. Por outro lado, na extensão, a gravidade terá uma componente contrária ao movimento pelo que foi realizada uma análise tendo esta em conta. Na Figura 31-B, em extensão, à medida que o dedo se aproxima do plano de ação da cremalheira, o momento sentido na articulação MCF aumenta, sendo necessário mais binário por parte do motor para continuar o movimento. Na extensão máxima do exoesqueleto (i.e., no momento e binário máximos), o binário é de aproximadamente 0.0009 N.m, um valor significativamente menor que o binário em *stall* do motor (0.54 N.m).

A - Flexão



B - Extensão

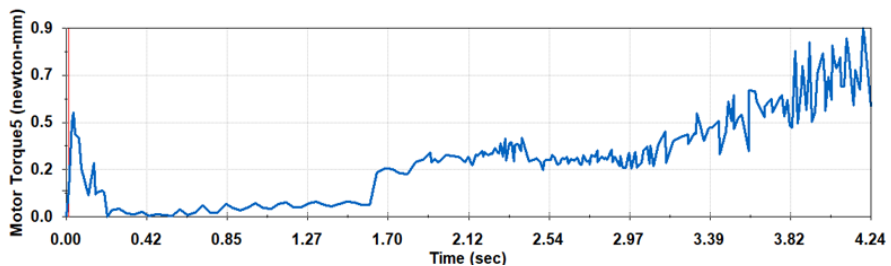


Figura 31 - Exigência de binário em: A - Flexão; B - Extensão.

Não obstante, a mão compreende um complexo sistema de forças que não foi implementado nesta dissertação. O comportamento do motor deverá, portanto, ser avaliado futuramente com um protótipo.

6.6 SIMULAÇÃO DE ESFORÇOS

Neste subcapítulo encontram-se os resultados da simulação de esforços executada sobre o módulo de transmissão e sobre o módulo de atuação.

Inicialmente realizou-se uma análise estrutural com as cargas aferidas no estudo de movimento (aqui designada análise dinâmica de esforços) sobre todas as barras para aferir qual a posição crítica a ser analisada com mais detalhe, numa simulação estática.

O material escolhido para as barras foi o *ABS* (cujas propriedades se encontram na Tabela 13), já que estas serão obtidas pela prototipagem rápida deste plástico. Embora a utilização de propriedades definidas na literatura implique limitações na aproximação da simulação à realidade, devido a limitações de tempo e recursos, este será o método escolhido. Recorreu-se aos dados disponibilizados pelo *Solidworks*[®] e a uma base de dados de materiais *MatWeb.com*, nomeadamente a uma compilação de todos os dados sobre *ABS* extrudido disponíveis nessa base de dados [195], sendo utilizados os valores médios para cada propriedade.

Tabela 13 - Propriedades do *ABS* utilizado nas barras do mecanismo de transmissão [195].

| <i>Propriedade</i> | <i>Valor</i> |
|---|------------------------|
| Módulo de elasticidade (<i>Elastic Modulus</i>) | 2.05 GPa |
| Coefficient de Poisson (<i>Poisson's ratio</i>) | 0.393 |
| Módulo de rigidez (<i>Shear Modulus</i>) | 0.3189 GPa |
| Densidade (<i>Mass Density</i>) | 1080 Kg/m ³ |
| Tensão de rutura em tração (<i>Tensile Strength</i>) | 38.7 MPa |
| Tensão de cedência (<i>Yield stress</i>) | 40.7 MPa |

6.6.1 ANÁLISE DINÂMICA DE ESFORÇOS

A análise dinâmica de esforços permite avaliar individualmente cada elemento do sistema, durante o movimento. De forma a reduzir o tempo de cálculo computacional, foram definidas oito posições ao longo do movimento do dedo (quatro posições de flexão e quatro de extensão) a ser estudadas na análise dinâmica.

De forma a identificar mais facilmente cada barra e cada configuração do mecanismo foi-lhes atribuída uma designação (Figura 32) e uma posição (Figura 33), respetivamente.

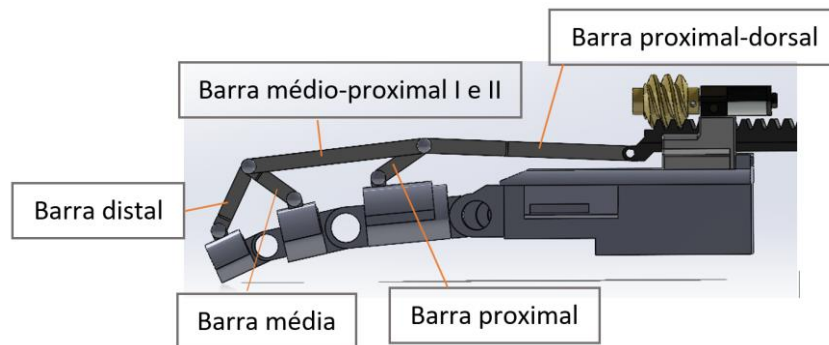


Figura 32 - Nomenclatura das barras do mecanismo de transmissão.

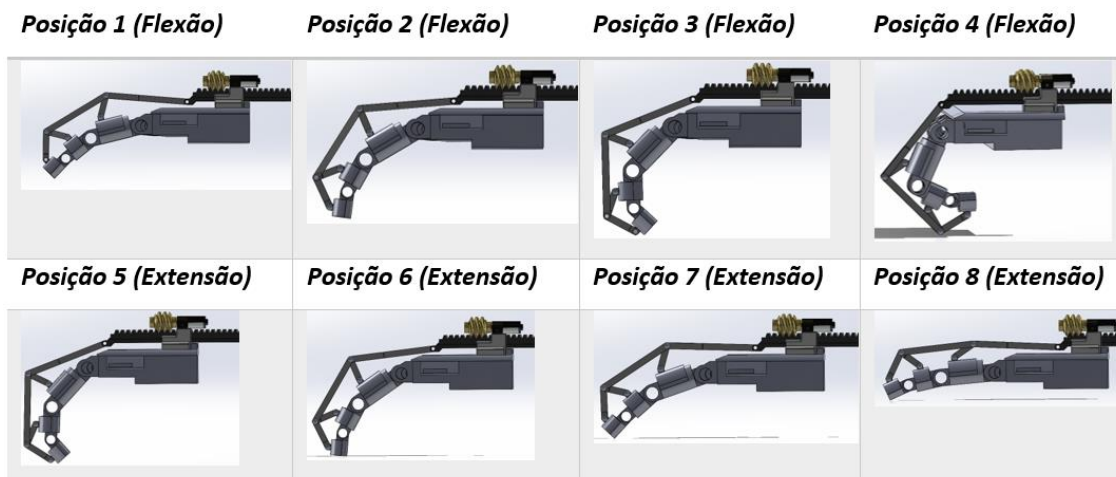


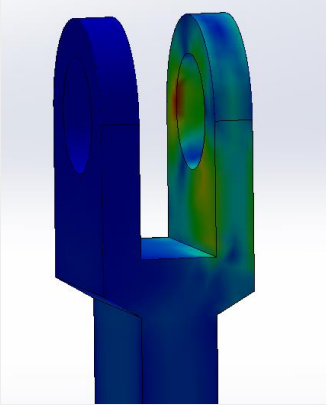

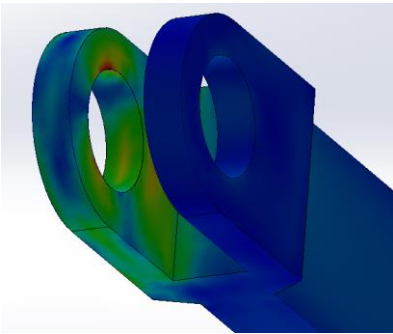
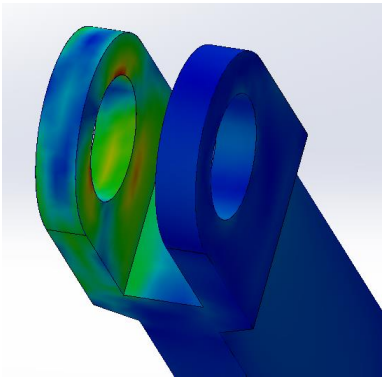


Figura 33 - Configurações do mecanismo de transmissão avaliadas.


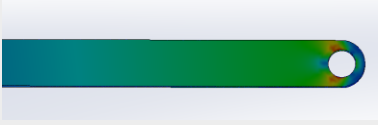


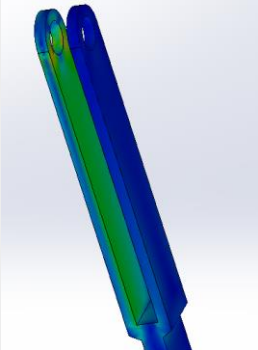
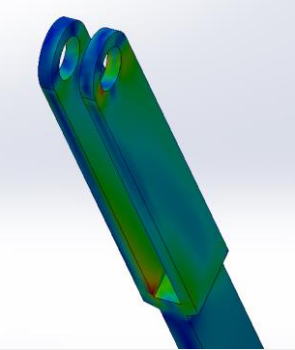
Na Tabela 14 apresentam-se as tensões de Von Mises máximas para cada configuração estudada e a representação gráfica das duas com maior esforço registado.

As configurações de maior esforço foram, de forma geral, a quarta e a oitava. O fator de segurança é, no entanto, sempre superior a 10^2 . É seguro concluir que, em movimento livre (sem resistência), as barras do mecanismo de transmissão manteriam a integridade estrutural. Não obstante, é necessário aferir a viabilidade da estrutura para uma situação onde o movimento é obstruído por um objeto.

Uma vez que na oitava configuração a mão se encontra em extensão, depreende-se que esta não esteja a interagir com um objeto. Assim, a quarta será objeto do estudo estático.

Tabela 14 - Fatores de segurança e configurações de maior esforço para cada barra do mecanismo de transmissão.

| Peça | Fator de segurança | Configurações de maior esforço (com visualização das tensões de von Mises) | |
|-------------------------------|---------------------------|---|--|
| Barra distal | 1 seg: 9.0×10^4 | 4ª posição  | 8ª posição  |
| | 2 seg: 4.0×10^4 | | |
| | 3 seg: 3.0×10^4 | | |
| | 4 seg: 1.8×10^4 | | |
| | 5 seg: 2.9×10^4 | | |
| | 6 seg: 4.2×10^6 | | |
| | 7 seg: 4.6×10^5 | | |
| | 8 seg: 6.6×10^3 | | |
| Barra media | 1 seg: 8.0×10^4 | 5ª posição  | 8ª posição  |
| | 2 seg: 3.9×10^4 | | |
| | 3 seg: 2.6×10^4 | | |
| | 4 seg: 1.4×10^4 | | |
| | 5 seg: 7.7×10^2 | | |
| | 6 seg: 2.5×10^5 | | |
| | 7 seg: 2.8×10^5 | | |
| | 8 seg: 3.2×10^3 | | |
| Barra médio-proximal I | 1 seg: 1.5×10^5 | 5ª posição  | 8ª posição  |
| | 2 seg: 9.2×10^4 | | |
| | 3 seg: 4.5×10^4 | | |
| | 4 seg: 3.1×10^4 | | |
| | 5 seg: 2.1×10^3 | | |
| | 6 seg: 8.5×10^5 | | |
| | 7 seg: 3.1×10^5 | | |
| | 8 seg: 3.1×10^3 | | |

| Peça | Fator de segurança | Configurações de maior esforço (com visualização das tensões de von Mises) | |
|--------------------------------|---------------------------|---|---|
| Barra médio-proximal II | 1 seg: 1.4×10^5 | 4ª posição  | 5ª posição  |
| | 2 seg: 6.6×10^4 | | |
| | 3 seg: 2.8×10^4 | | |
| | 4 seg: 7.2×10^3 | | |
| | 5 seg: 2×10^3 | | |
| | 6 seg: 5.1×10^6 | | |
| | 7 seg: 9.2×10^4 | | |
| | 8 seg: 1.1×10^4 | | |
| Barra proximal | 1 seg: 2.5×10^5 | 4ª posição  | 8ª posição  |
| | 2 seg: 8.5×10^4 | | |
| | 3 seg: 2.7×10^4 | | |
| | 4 seg: 6.8×10^3 | | |
| | 5 seg: 3.0×10^4 | | |
| | 6 seg: 1.8×10^6 | | |
| | 7 seg: 9×10^4 | | |
| | 8 seg: 2.2×10^4 | | |
| Barra proximal-dorsal | 1 seg: 5.9×10^4 | 4ª posição  | 8ª posição  |
| | 2 seg: 2.7×10^4 | | |
| | 3 seg: 1.1×10^4 | | |
| | 4 seg: 2.1×10^3 | | |
| | 5 seg: 4.7×10^2 | | |
| | 6 seg: 1.0×10^6 | | |
| | 7 seg: 6.0×10^5 | | |
| | 8 seg: 3.0×10^2 | | |

6.6.2 SIMULAÇÃO ESTÁTICA

O módulo de atuação foi avaliado numa situação de *stall*, ou seja, numa situação equivalente à interrupção do movimento pela manipulação de um objeto.

Inicialmente, para a cremalheira e para a calha, escolheu-se o material *ABS*, com as propriedades tabeladas anteriormente. Já para a o sem-fim e para o eixo do motor, foi escolhida a liga de aço (*Alloy steel*) fornecida pela base de dados do *Solidworks*®.

Os contactos definidos foram do tipo “bonded” entre o corpo do motor e o suporte e entre o sem-fim e o eixo do motor. Por outro lado, os contactos entre o sem-fim e a cremalheira e entre a cremalheira e o suporte foram definidos como “contact” (previamente denominado “no penetration”). Atinge-se um compromisso favorável entre a exigência computacional e o realismo da simulação.

Foram definidas cinco restrições ao modelo (Figura 34):

- Duas restrições “Roller/Slider”, na face inferior e numa das faces laterais da cremalheira. Em conjunto, estas restrições permitem apenas deslizamento na direção da atuação linear;
- Duas restrições “Fixed Hinge”, na face interior do sem-fim e na zona de ligação da cremalheira à próxima barra. Este tipo de restrição permite apenas rotação sobre o eixo central da face cilíndrica seleccionada;
- Uma restrição “Fixed Geometry”, na base do suporte, que remove todos os movimentos translacionais na área seleccionada.

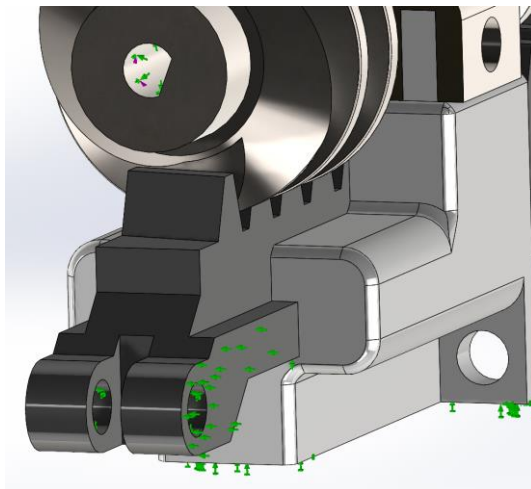


Figura 34 - Restrições aplicadas na simulação estática do módulo de atuação.

Em relação às forças consideradas na simulação, apenas se definiu binário na face interior do sem-fim, com um valor de 0.54 N.m correspondente ao binário em *stall* do motor. Foi utilizado este valor pois é o binário que o motor assume numa situação de bloqueio.

Por fim, foi criada a malha, sendo escolhida uma malha *standart* com um tamanho global de 1.35 mm. Esta malha é constituída por elementos sólidos tetraédricos que permitem discretizar o modelo, permitindo uma simulação de elevado refinamento.

O mapa gráfico do fator de segurança (Figura 35) demonstra que, em geral, este não é inferior a 2.5. Excetua-se uma zona num dos dentes da cremalheira onde este atinge um valor aproximado de 1.9 e uma pontualidade na superfície cilíndrica interna da cremalheira onde atinge o valor de 1.383.

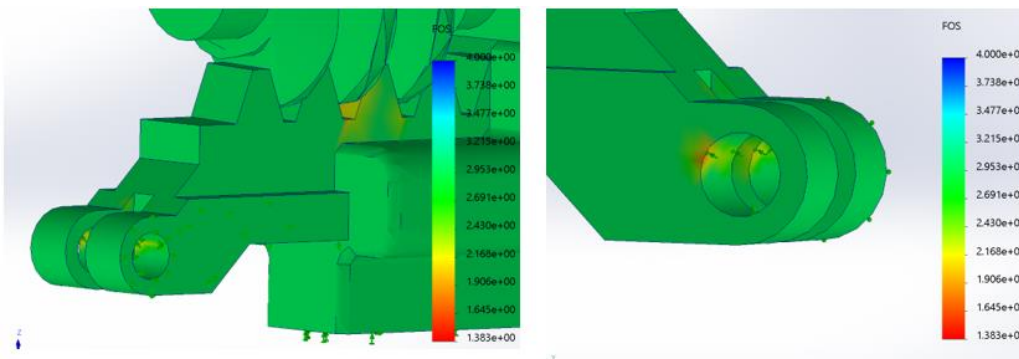


Figura 35 - Mapa gráfico do fator de segurança do módulo de atuação, com o material *ABS* atribuído ao sem-fim e à cremalheira.

A zona diminuta onde o fator de segurança é de 1.383 é um potencial ponto de falha estrutural da cremalheira, existindo a necessidade de escolher um par de materiais alternativo. Escolheu-se utilizar *Nylon 101*, cujas propriedades estão disponíveis no *Solidworks®*, tanto para a cremalheira como para o sem-fim (Tabela 15) pois este apresenta maior tensão de cedência que o *ABS* e pode também pode ser utilizado em prototipagem rápida.

Tabela 15 - Propriedades do *Nylon 101*.

| Propriedade | Valor |
|---|------------------------|
| Módulo de elasticidade <i>(Elastic Modulus)</i> | 1 GPa |
| Coefficient de Poisson <i>(Poisson's ratio)</i> | 0.3 |
| Densidade <i>(Mass Density)</i> | 1150 Kg/m ³ |

| <i>Propriedade</i> | <i>Valor</i> |
|--|--------------|
| Tensão de rutura em tração (Tensile Strength) | 79.29 MPa |
| Tensão de cedência (<i>Yield stress</i>) | 60 MPa |

Realizando novamente a simulação estática, o fator de segurança não foi, em nenhuma parte dos componentes, inferior a 2.348 (Figura 36), concluindo que a escolha do Nylon 101 deve ser preferenciada.

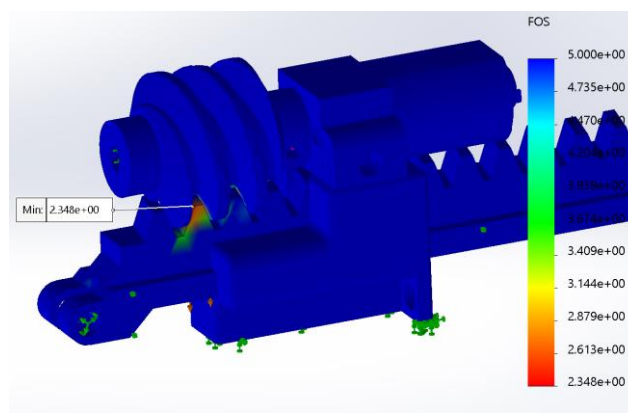


Figura 36 - Mapa gráfico do fator de segurança do módulo de atuação após alteração do ABS para Nylon 101.

De seguida, procedeu-se à simulação estática do mecanismo total, verificando os esforços em todos os componentes e aferindo a força aplicada sobre um objeto, na posição máxima de flexão permitida pelo exoesqueleto.

As fixações no sistema de atuação mantiveram-se as mesmas, exceto a fixação “fixed hinge” no suporte, que foi retirada. Adicionalmente, foram definidas restrições “Fixed Geometry” nas zonas volares dos dedos e na palma da mão, com o objetivo de emular o contacto com um objeto. Nos contactos, foram adicionados elementos “Pin connectors” nas articulações das barras e dos dedos. Estes elementos funcionam como um pino virtualmente indeformável. Os contactos e as fixações encontram-se na Figura 37.

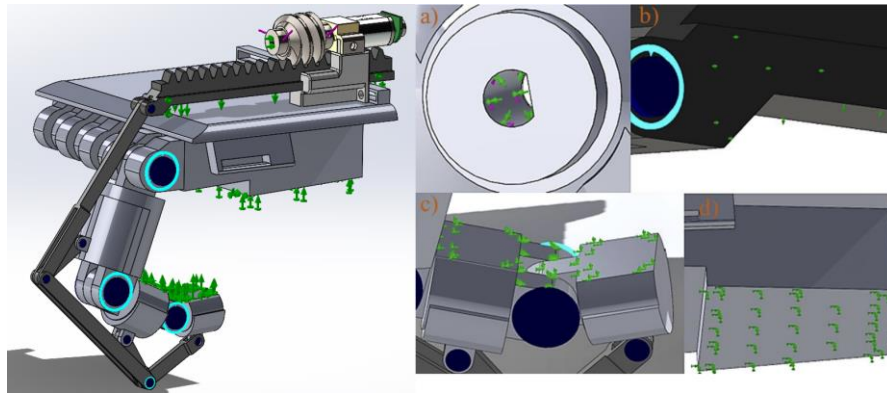


Figura 37 – Fixações e “Pin connectors” Implementados: a) fixação que anula a translação no sem-fim; b) fixações que permitem apenas translação na direção da atuação; c) e d) fixações a emular o contacto com um objeto.

Antes de realizar a simulação foi criada uma malha de alta-qualidade com elementos sólidos tetraédricos, usando um *mesher* do Solidworks®. A Tabela 16 lista as propriedades da malha e a Figura 38 demonstra a sua representação gráfica.

Tabela 16 - Propriedades da malha de alta-qualidade.

| Propriedade | Valor |
|---|--------------------------------|
| Tipo de Malha | <i>Solid mesh</i> |
| Gerador de Malha | <i>Blended curvature-based</i> |
| Pontos Jacobianos | 16 |
| Tamanho Máximo dos Elementos | 12.0408 mm |
| Tamanho Mínimo dos Elementos | 0.602042 mm |
| Nº total de Nódulos | 89976 |
| Nº Total de Elementos | 51501 |
| % Elementos com Proporção < 3 | 92.9% |

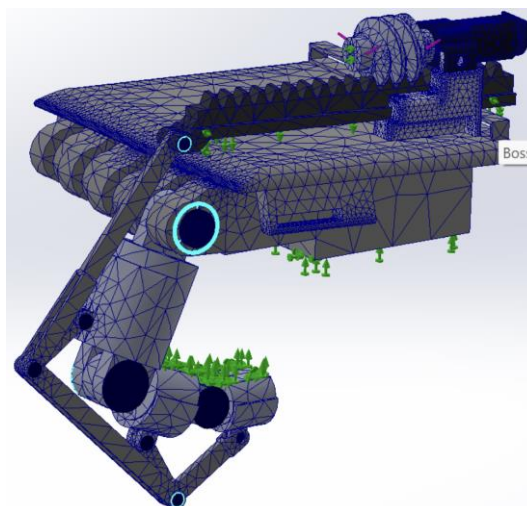


Figura 38 - Representação gráfica da malha criada.

Analisando o mapa gráfico do fator de segurança, observa-se que este tem valor mínimo de 1.839, situado na cremalheira. Considerou-se este fator de segurança suficiente tendo em conta que as peças serão obtidas por prototipagem rápida e o seu custo de substituição é relativamente baixo. Adicionalmente, no pior caso considerado (i.e., os dentes da cremalheira sofrerem falha crítica) a segurança do utilizador não seria comprometida pois a cremalheira está acondicionada pelo suporte. Não obstante, o desempenho do dispositivo diminuiria e seria necessária a substituição da peça.

Em relação às barras, estas têm um fator de segurança sempre superior a 10 e, embora se pudesse concluir que houve um sobredimensionamento do mecanismo de transmissão, este vai sofrer esforços imprevisíveis, inerentes à sua localização e função. Desta forma, considerou-se viável e até preferível o presente dimensionamento.

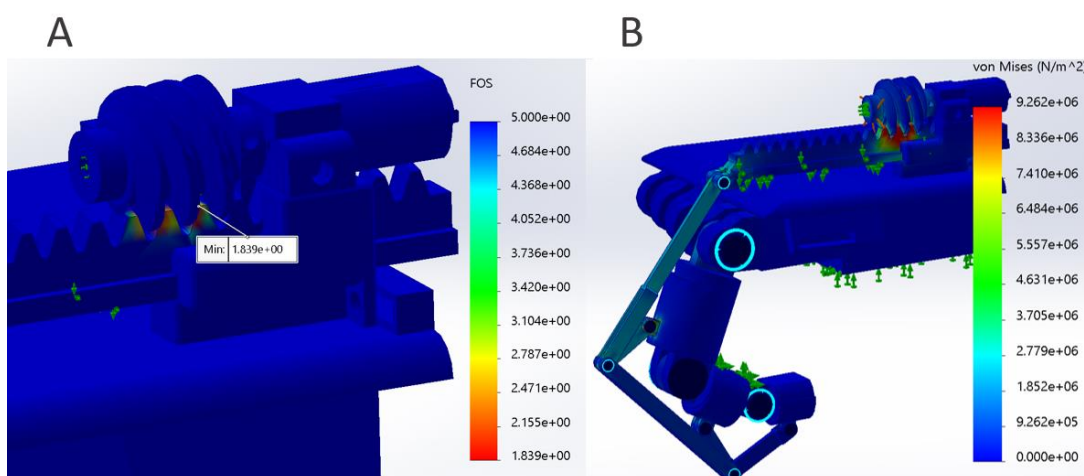


Figura 39 - Resultados da simulação estática: A - Mapa gráfico do fator de segurança onde o valor mínimo ocorre nos dentes da cremalheira; B – Distribuição das tensões de *Von Mises*. Os maiores esforços ocorrem

entre os pontos de contacto entre a cremalheira e o sem fim. Nas barras, os esforços diminuem ao longo do mecanismo de transmissão, excetuando as zonas de ligação entre barras e entre as barras e os suportes dos dedos.

Por fim, verificando as forças normais nas superfícies volares do dedo indicador, é plausível concluir que os dedos conseguiriam sustentar objetos que exercessem até 20 N sobre eles (Figura 40).

A falange distal apresenta forças normais com sentido oposto ao que seria expectável. Isto decorre da tendência do mecanismo colocar a falange distal paralela à falange média, se o exoesqueleto ultrapassar a flexão máxima definida. Isto significa que, se um objeto exercer força apenas na falange distal, esta ficaria paralela à falange média. No entanto a hiperextensão da falange distal é intencionalmente negada pela morfologia das barras. Consequentemente, o objeto continua a sofrer, indiretamente, ação da força exercida pela falange média.

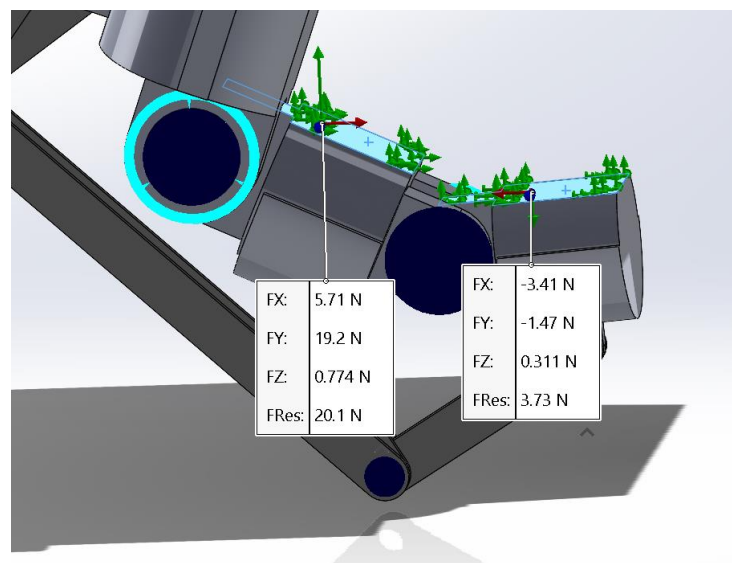


Figura 40 - Forças normais na falange média e distal.

A maioria das manipulações diárias de objetos exigem uma força dos dedos de cerca de 20 N [185]. Concluir-se-ia, desta afirmação, que o dispositivo seria adequado à utilização para funcionalização da mão, no entanto, considera-se que um estudo, mais extenso deverá ser efetuado com um protótipo.

6.7 REFINAMENTO DO MODELO

Neste subcapítulo será apresentado o refinamento do projeto, ou seja, a junção de todos os componentes do exoesqueleto numa única *assembly* e a alteração e adição de alguns componentes, não presentes nas etapas anteriores devido a simplificações necessárias para reduzir o tempo e complexidade das simulações e da análise cinemática.

Para evitar danos ao utilizador, foi adicionada uma cápsula que envolve o módulo de atuação. Adicionalmente, foram modeladas as amarras de velcro da palma da mão e dos dedos e foi diminuído o comprimento da cremalheira para o tamanho mínimo necessário. Foram modeladas duas caixas onde se encontrariam os módulos de alimentação e de controlo do exoesqueleto, ambas fixadas no antebraço por amarras de velcro.

Por fim foram modelados os encoders “Magnetic Encoder Kit for Micro Metal Gearmotors” [196]. Estes encoders são desenvolvidos especificamente para uso com os motores selecionados.

Selecionou-se o conjunto de baterias “radiomaster 5000mah 2s li-ion battery pack” [197]. Este compreende duas baterias de 3.7 V e 5000 mAh em série, ou seja, um total de 7.4 V e 5000 mAh. Com as características dos motores, estas baterias alimentariam o exoesqueleto durante cinco a sete horas de uso contínuo. Adicionalmente, a voltagem encontra-se na gama utilizada pela maioria dos controladores e é compatível com os motores selecionados e com a placa *Arduino Uno*.

Na verdade o módulo de controlo não foi objeto de estudo desta dissertação. Todavia, sugere-se uma possível configuração, para trabalhos futuros e para aferir com relativa fiabilidade o custo total do exoesqueleto.

Os componentes do módulo de controlo sugeridos são (Figura 41):

- *Encoders*: Dois “Magnetic Encoder Pair Kit for Micro Metal Gearmotors” [196];
- *Controladores*: dois “Motoron M3S256 Triple Motor Controller Shield Kit for Arduino” [198];
- *Arduino Uno*.

Os dois controladores são empilháveis num único *Arduino Uno*, permitindo o controlo de, no máximo, seis motores.

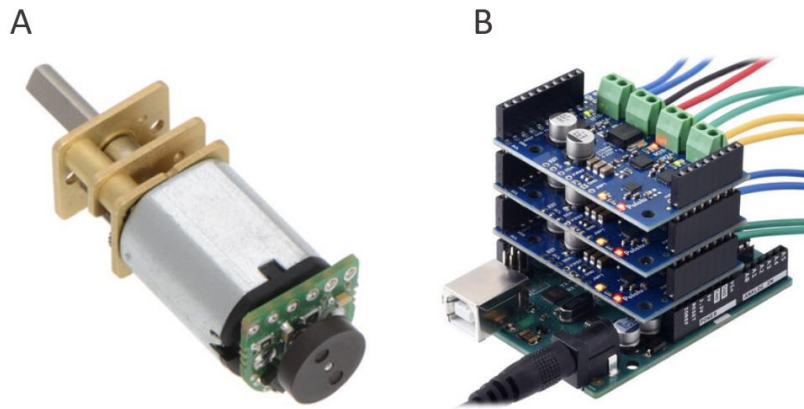


Figura 41 - Elementos sugeridos para o módulo de controlo: A - *encoder* magnético montado no motor [196]; B - controladores empilhados num *Arduino Uno* [198].

Por fim foram modelados os fios conectores entre a bateria e os controladores/*Arduino*. Exemplificou-se, no modelo, os fios sem manga de proteção (no motor do dedo indicador) e os fios com manga de proteção (no motor do dedo médio).

A Figura 42 apresenta a *assembly* de todos os elementos constituintes do exoesqueleto.

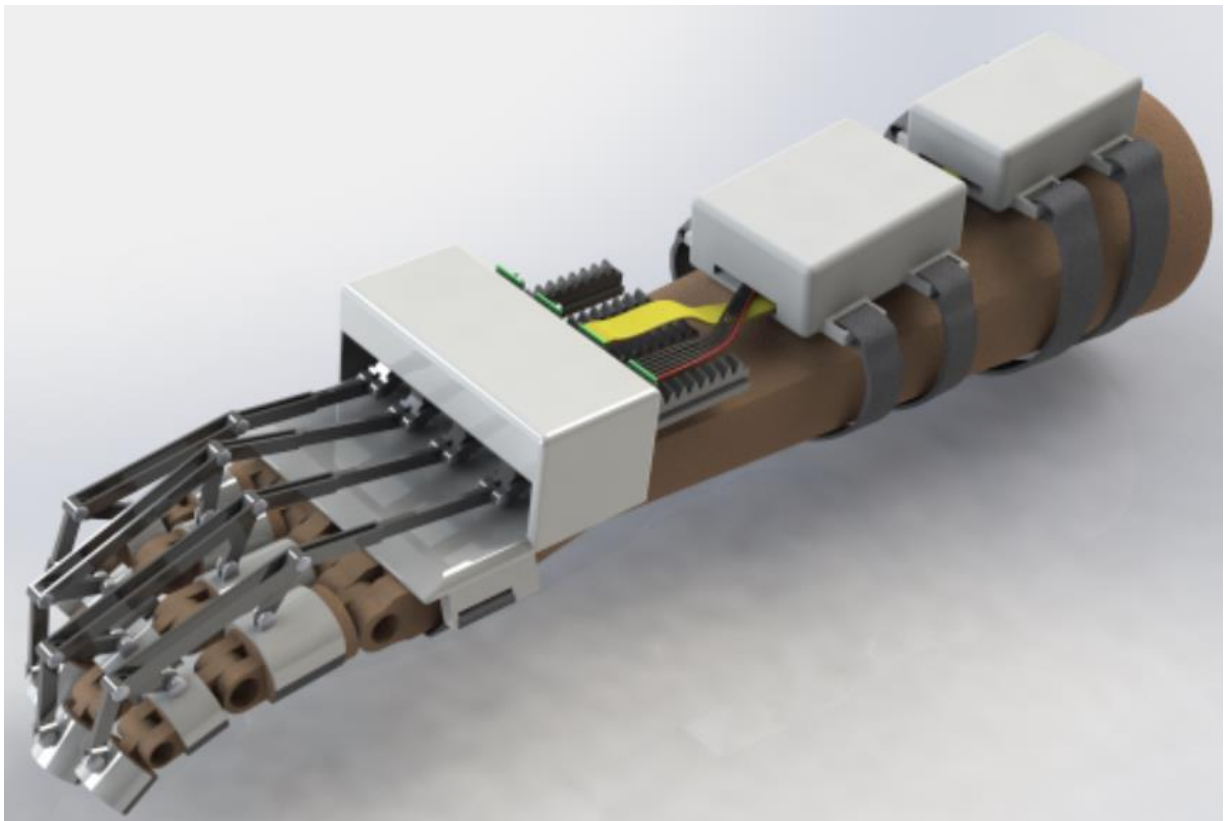


Figura 42 - Modelo tridimensional compreendendo todos os elementos do exoesqueleto, a mão e o antebraço.

Com todos os elementos do exoesqueleto modelados, foi possível aferir uma aproximação ao peso total do dispositivo, por volta dos 551 g. Embora o peso máximo total do dispositivo tenha sido definido como 500 g, o valor obtido é bastante próximo do requisito, considerando-se aceitável. A distribuição do peso é feita principalmente entre o dorso da mão e o antebraço, o que facilita a portabilidade e o conforto para o utilizador.

Na análise dos requisitos, definiu-se que um custo de produção inferior a 500€ permite ao dispositivo desenvolvido ter uma vantagem competitiva de mercado. Os preços foram recolhidos a partir de vendedores fiáveis, com o objetivo de permitir a reprodutibilidade destes, no futuro. Seguidamente listam-se os custos associados ao exoesqueleto:

- *Arduino Uno*: 16.64€ [199];
- Controladores: 39.95€ x 2 = 79.90€ [198];
- Motores: 19.93€ x 4 = 79.72€ [192];
- *Encoders*: 8.95€ x 4 = 35.8€ [196];
- Velcro 4.95€ [200];
- Bateria 18.95€ [197];
- ABS para impressão 3D: 16€/kg x 0.223 kg = 3.57€ [201];
- Nylon para impressão 3D: 40.25€/kg x 0.0426 = 1.72€ [202];
- Custo do serviço de impressora 3D: não foi possível obter orçamento.

O custo rondará 162€ mais o custo do serviço de impressão 3D. Sendo que o custo máximo definido foi de 500€, para que o exoesqueleto tivesse um preço competitivo de mercado, o requisito foi cumprido. Alterações futuras, nomeadamente a construção de uma placa controladora personalizada e a massificação da produção baixariam ainda mais o custo de produção.

7 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

O exoesqueleto demonstrou, ao longo dos estudos computacionais, ser uma solução viável e acessível para a reabilitação e funcionalização da mão. A bateria tem a capacidade de alimentar os módulos de controlo e atuação por um período de utilização contínua de 5 a 7 horas.

É possível efetuar flexão e extensão dos dedos indicador, médio, anelar e mindinho. A trajetória do mecanismo de transmissão de movimento respeita a biomecânica dos dedos, o que foi confirmado com um protótipo. O protótipo também demonstrou a capacidade de adaptação do mecanismo a dimensões de mãos distintas.

Tanto a flexão como a extensão foram efetuadas em quatro segundos na análise cinemática. Este intervalo de tempo é compatível com a reabilitação, mas um pouco demorado (embora não impeditivo) para a funcionalização da mão.

Adicionalmente, os motores escolhidos possuem binário suficiente para efetuar a atuação livre dos dedos e, numa situação de *stall* (por exemplo ao agarrar um objeto), os dedos exercem uma força de 20 N, o que permite a realização da maior parte das atividades diárias. Na simulação estática, equivalente ao cenário onde a mão segura um objeto em flexão máxima do exoesqueleto, o fator de segurança mínimo é de 1.822. Este valor ocorre nos dentes da cremalheira e, numa situação crítica, a segurança do utilizador é mantida, embora seja necessária a substituição da peça para que o exoesqueleto funcione de forma ótima.

A utilização pode ser feita em ambas as mãos, através da inversão da ordem dos módulos de atuação e transmissão de movimento. Esta versatilidade, juntamente com a possibilidade de ajuste lateral do mecanismo de transmissão e com a adaptabilidade a várias dimensões de mãos, possibilita o uso por diferentes pacientes. Esta é uma grande vantagem para as unidades de saúde que queiram adquirir o dispositivo. Adicionalmente, surge a possibilidade de um serviço de aluguer do exoesqueleto, quando necessário.

O exoesqueleto tem um custo de produção de 162€ mais o custo do serviço de impressão 3D, competitivo no mercado. Adicionalmente, o peso, de aproximadamente 551 g, ultrapassa ligeiramente o limite definido. Idealmente o exoesqueleto teria um peso máximo

de 500 g, no entanto o excedente é diminuto e não impediria a reabilitação ou funcionalização.

Indubitavelmente existem questões a serem trabalhadas futuramente, para que o exoesqueleto possa ser introduzido no mercado:

- A conceção detalhada e implementação do módulo de controlo, assim como o isolamento de todo o sistema elétrico;
- Programação do exoesqueleto e dos seus diferentes movimentos. Existe versatilidade, podendo ser implementados diversos *triggers* para o movimento (sugere-se botões/joysticks para um dispositivo mais acessível e EMG para um dispositivo mais complexo e interativo);
- Desenvolvimento de um protótipo total do exoesqueleto, testando-o rigorosamente para assegurar a sua fiabilidade, eficácia e segurança. Se assegurados estes critérios, o dispositivo teria de ser avaliado em diferentes casos clínicos;
- Uma vez que os controladores permitem gerir até seis motores, um mecanismo adicional poderia ser desenvolvido para o polegar, com a adição de dois motores para a atuação da complexidade dos movimentos deste;
- Adição de sensorização, nomeadamente sensores de força na ponta dos dedos, que serviriam para monitorizar a progressão dos pacientes.

REFERÊNCIAS

- [1] Instituto Nacional de Estatística. (2021, May 28). Tábuas de Mortalidade em Portugal. [HTTPS://INE.PT/XPORTAL/XMAIN?XPID=INE&XPGID=INE_DESTAQUES&DESTAQUESDEST_BOUI=472914979&DESTAQUESMODO=2](https://ine.pt/xportal/xmain?xpid=INE&xpgid=INE_DESTAQUES&DESTAQUESDEST_BOUI=472914979&DESTAQUESMODO=2)
- [2] Ferguson, P. W., Shen, Y., & Rosen, J. (2020). Hand Exoskeleton Systems—Overview. In J. Rosen & P. W. Ferguson (Eds.), *Wearable Robotics* (pp. 149-175). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-814659-0.00008-4>
- [3] Bos, R. A. (2019). Mechanical design of dynamic hand orthoses: Expanding technology with comprehensive overviews and alternative pathways [Doctoral thesis, Delft University of Technology]. TUDelft. <https://doi.org/10.4233/uuid:011f686f-5f5c-4fc5-9ba5-b613f95abfe2>
- [4] Manna, S. K., & Dubey, V. N. (2018). Comparative study of actuation systems for portable upper limb exoskeletons. *Medical Engineering & Physics*, 60, 1-13. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2018.07.017>
- [5] AbdulKareem, A. H., Adila, A. S., & Husi, G. (2018). Recent trends in robotic systems for upper-limb stroke recovery: A low-cost hand and wrist rehabilitation device. *2018 2nd International Symposium on Small-scale Intelligent Manufacturing Systems (SIMS)*, 1-6. <https://doi.org/10.1109/SIMS.2018.8355302>
- [6] Aggogeri, F., Mikolajczyk, T., & O’Kane, J. (2019). Robotics for rehabilitation of hand movement in stroke survivors. *Advances in Mechanical Engineering*, 11(4), 1-14. <https://doi.org/10.1177/1687814019841921>
- [7] Birouas, F., Nilgesz, A., Avram, F., & Mihalca, V. (2018). A REVIEW REGARDING HAND EXOSKELETON TECHNOLOGIES FOR REHABILITATION. *Recent Innovations in Mechatronics*, 5(1), 1-5. <https://doi.org/10.17667/riim.2018.1/9>
- [8] Sarac, M., Solazzi, M., & Frisoli, A. (2019). Design Requirements of Generic Hand Exoskeletons and Survey of Hand Exoskeletons for Rehabilitation, Assistive, or Haptic Use. *IEEE transactions on haptics*, 12(4), 400–413. <https://doi.org/10.1109/TOH.2019.2924881>
- [9] Taylor, C. L., & Schwarz, R. J. (1995). The anatomy and mechanics of the human hand. *Artif Limbs*, 2(2), 22-35. PMID: 13249858.
- [10] Chavez, T. J., & Morrell, N. T. (2021). The evolution of the human hand from an anthropologic perspective. *The Journal of Hand Surgery*, S0363-5023(21)00430-5. Advance online publication. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2021.07.006>.
- [11] Maw, J., Wong, K. Y., & Gillespie, P. (2016). Hand anatomy. *British journal of hospital medicine*, 77(3), C34–C40. <https://doi.org/10.12968/hmed.2016.77.3.C34>
- [12] Hirt, B., Seyhan, H., Wagner, M., & Zumhasch, R. (2016). Anatomy and Functional Anatomy of the Hand (K. Leube, Trans.). In *Hand and Wrist Anatomy and Biomechanics: A Comprehensive Guide* (pp. 2-80). Thieme Medical Publishers. (Original work published 2015)
- [13] Moore, K. L., Dalley, A. F., & Agur, A. M. R. (2014). Membro Superior (C. C. Araujo, Trans.). In M. F. Passos (Ed.), *Anatomia Orientada para a Clínica* (pp. 799-980). Guanabara Koogan. (Original work published 2013)
- [14] Singh, E., & Naderi, N. (2019). Hand Anatomy. In P. Singh (Ed.), *Hand Trauma in Clinical Practice* (pp. 1-24). In Clinical Practice. Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-030-10844-1_1
- [15] Drake, R. L., Vogl, A. W., & Mitchell. A. W. M. (2020). Upper Limb. In *Gray’s Anatomy for Students* (4th ed., pp. 672-821). Elsevier Health Sciences.

- [16] Okwumabua, E., Sinkler, M. A., & Bordoni, B. (2021, Jul 31). *Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Hand Muscles*. In StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537229/>
- [17] Jonhson, D. (Ed.). (2010). Cíngulo do Membro Superior e Membros Superiores (Denise Costa Rodrigues... et al., Trans.). In S. Standring (Ed.), *Gray's Anatomia: A Base Anatômica da Prática Clínica* (40th ed., pp. 775-906). Elsevier Editora Ltda. (Original work published 2008)
- [18] Leversedge, F. J. (2008). Anatomy and pathomechanics of the thumb. *Hand clinics*, 24(3), 219–229. <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2008.03.010>
- [19] Lee, Y. K. (2019). Anatomy and Biomechanics. In S. H. Woo (Ed.), *The Thumb: A Guide to Surgical Management* (pp. 11-23). Springer. https://doi.org/10.1007/978-981-10-4400-7_2
- [20] Elliot, D. (2021). The Extensor Tendons. In A. Gupta & M. Tamai (Eds.), *The Grasping Hand: Structural and Functional Anatomy of the Hand and Upper Extremity* (pp. 344-364). Thieme.
- [21] Blackburn, E. W. (2021). Compartments of the Hand. In A. Gupta & M. Tamai (Eds.), *The Grasping Hand: Structural and Functional Anatomy of the Hand and Upper Extremity* (pp. 378-381). Thieme.
- [22] Kim, J. M., & Mudgal, C. S. (2021). Lumbricals. In A. Gupta & M. Tamai (Eds.), *The Grasping Hand: Structural and Functional Anatomy of the Hand and Upper Extremity* (pp. 372-377). Thieme.
- [23] Katolik, L. I., & Trumble, T. (2005). Distal radioulnar joint dysfunction. *Journal of the American Society for Surgery of the Hand*, 5(1), 8-29. <https://doi.org/10.1016/j.jassh.2004.11.004>
- [24] Magee, D. J., & Manske, R. C. (2020). Forearm, Wrist and Hand. In *Orthopedic Physical Assessment* (7th ed., pp. 482-577). Elsevier Health Sciences.
- [25] Garcia-Elias, M., & Hagert, E. (2010). Surgical approaches to the distal radioulnar joint. *Hand clinics*, 26(4), 477–483. <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2010.05.001>
- [26] Berger, R. A. (2001). The anatomy of the ligaments of the wrist and distal radioulnar joints. *Clinical orthopaedics and related research*, 383(383), 32–40. <https://doi.org/10.1097/00003086-200102000-00006>
- [27] Haugstvedt, J. R., Langer, M. F., & Berger, R. A. (2017). Distal radioulnar joint: functional anatomy, including pathomechanics. *The Journal of hand surgery, European volume*, 42(4), 338–345. <https://doi.org/10.1177/1753193417693170>
- [28] Kleinman, W. B. (2021). Function of the Distal Radioulnar Joint. In A. Gupta & M. Tamai (Eds.), *The Grasping Hand: Structural and Functional Anatomy of the Hand and Upper Extremity* (pp. 293-304). Thieme.
- [29] Helms, J. T., Maldonado, K. A., & Burns, B. (2021, Aug 11). *Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Hand Radiocarpal Joint*. In StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK539744/>
- [30] Palastanga, N., & Soames, R. (2011). The Upper Limb. In *Anatomy and Human Movement: Structure and Function* (6th ed., pp. 35-200). Churchill Livingstone.
- [31] Erwin, J., & Varacallo, M. (2021, Sep 8). *Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Wrist Joint*. In StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK534779/>
- [32] *Ligamentos do Punho e da Mão*. (cited 2021 Oct 3). Kenhub. <https://www.kenhub.com/pt/study/ossos-carpais>
- [33] Cael, C. (2011). The Elbow, Forearm, Wrist and Hand. In *Functional Anatomy: Musculoskeletal Anatomy, Kinesiology, and Palpation for Manual Therapists* (pp. 125-185). Wolters Kluwer Health.

- [34] Morton, D., Albertine, K., & Foreman, B. (2011). Upper Limb. In *Gross Anatomy: The Big Picture* (2nd ed., pp. 312-383). McGraw-Hill.
- [35] Ladd, A. L. (2021). The Carpometacarpal Joints. In A. Gupta & M. Tamai (Eds.), *The Grasping Hand: Structural and Functional Anatomy of the Hand and Upper Extremity* (pp. 398-407). Thieme.
- [36] Bookman, A. A. M., von Schroeder, H. P., & Fam, A. G. (2010). The Wrist and Hand. In G. V. Lawry, H. J. Kreder, G. A. Hawker & D. Jerome (Eds.), *Fam's Musculoskeletal Examination and Joint Injection Techniques* (2nd ed., pp. 29-43). Mosby. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-06504-7.10004-1>
- [37] Mansfield, P. J., & Neumann, D. A. (2019). Structure and Function of the Hand. In *Essentials of Kinesiology for the Physical Therapist Assistant* (3rd ed., pp. 141-177). Mosby. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-54498-6.00007-2>
- [38] Bettinger, P. C., Linscheid, R. L., Berger, R. A., Cooney, W. P., & An, K. N. (1999). An anatomic study of the stabilizing ligaments of the trapezium and trapeziometacarpal joint. *The Journal of hand surgery*, 24(4), 786–798. <https://doi.org/10.1053/jhsu.1999.0786>
- [39] Ayhan, C., & Ayhan E. (2020). Kinesiology of the wrist and the hand. In S. Angin & I. Simsek (Eds.), *Comparative Kinesiology of the Human Body: Normal and Pathological Conditions* (pp. 211-282). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812162-7.00013-8>
- [40] El-Shennawy, M., Nakamura, K., Patterson, R. M., & Viegas, S. F. (2001). Three-dimensional kinematic analysis of the second through fifth carpometacarpal joints. *The Journal of hand surgery*, 26(6), 1030–1035. <https://doi.org/10.1053/jhsu.2001.28761>
- [41] Nakamura, K., Patterson, R. M., & Viegas, S. F. (2001). The ligament and skeletal anatomy of the second through fifth carpometacarpal joints and adjacent structures. *The Journal of hand surgery*, 26(6), 1016–1029. <https://doi.org/10.1053/jhsu.2001.26329>
- [42] Benson D. C., Graefe S., & Varacallo M. (2021, Aug 11). *Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Metacarpophalangeal Joints*. In StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538428/>
- [43] Youm, Y., Gillespie, T. E., Flatt, A. E., & Sprague, B. L. (1978). Kinematic investigation of normal MCP joint. *Journal of biomechanics*, 11(3), 109–118. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(78\)90003-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(78)90003-9)
- [44] Green, J. B., Deveikas, C., Ranger, H. E., Draghetti, J. G., Groat L. C., Schumer, E. D., & Leslie B. M. (2016). Hand, Wrist, and Digit Injuries. In D. J. Magee, J. E. Zachazewski, W. S. Quillen & R. C. Manske (Eds.), *Pathology and Intervention in Musculoskeletal Rehabilitation* (2nd ed., pp. 344-435). W. B. Saunders. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-31072-7.00010-5>
- [45] Allison, D. M. (2005). Anatomy of the collateral ligaments of the proximal interphalangeal joint. *The Journal of hand surgery*, 30(5), 1026–1031. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2005.05.015>
- [46] Winterton, R. I. S., & Kay, S. P. J. (2015). Nerve Injury. In I. Trail & A. Fleming (Eds.), *Disorders of the Hand* (Vol1, pp. 23-43). Springer. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-6554-5_2
- [47] Sturma, A., Hruby, L. A., Farina, D., & Aszmann, O. C. (2019). Structured Motor Rehabilitation After Selective Nerve Transfers. *Journal of visualized experiments*, (150), e59840. <https://doi.org/10.3791/59840>
- [48] Terzis, J. K., & Konofaos, P. (2015). Nerve Reconstruction. In I. Trail & A. Fleming (Eds.), *Disorders of the Hand* (Vol2, pp. 3-31). Springer. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-6560-6_1

- [49] Novak, C. B., & von der Heyde, R. L. (2013). Evidence and techniques in rehabilitation following nerve injuries. *Hand clinics*, 29(3), 383–392. <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2013.04.012>
- [50] Kay, S., Wiberg, M., & Heart, A. (Eds.). (2021). Nerve Surgery. In S. Kay, D. McCombe & D. Wilks (Eds.), *Oxford Textbook of Plastic and Reconstructive Surgery* (pp. 227-320). Oxford University Press.
- [51] Krupaa, R., Masthan, K. M. K., Babu, N., & Sona, B. (2019). Types and Classification of Nerve Injury-A Review. *Indian Journal of Public Health Research & Development*, 10(8), p1812-1815. doi:10.5958/0976-5506.2019.02377.5
- [52] Roghani, S., & Rayegani, M. (2012). Basics of Peripheral Nerve Injury Rehabilitation. In S. Rayegani (Ed.), *Basic Principles of Peripheral Nerve Disorders* (pp. 253-260). Intechopen. <https://doi.org/10.5772/39371>
- [53] Novak, C. B., & von der Heyde, R. L. (2015). Rehabilitation of the upper extremity following nerve and tendon reconstruction: when and how. *Seminars in plastic surgery*, 29(1), 73–80. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1544172>
- [54] McNab, I. S. H., & Tucker, S. (2015). Carpal Tunnel Syndrome. In I. Trail & A. Fleming (Eds.), *Disorders of the Hand* (Vol2, pp. 217-229). Springer. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-6560-6_12
- [55] Sluijter, B. J. R., & Ritt, M. F. (2015). Nerve Compression - Median Nerve Entrapment in the Forearm. In I. Trail & A. Fleming (Eds.), *Disorders of the Hand* (Vol2, pp. 231-242). Springer. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-6560-6_13
- [56] Sawardeker, P., Kindt, K., & Baratz, M. (2015). Nerve Compression: Ulnar Nerve of the Elbow. In I. Trail & A. Fleming (Eds.), *Disorders of the Hand* (Vol2, pp. 243-265). Springer. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-6560-6_14
- [57] Brody, M., & Bindra, R. (2015). Ulnar Tunnel Syndrome. In I. Trail & A. Fleming (Eds.), *Disorders of the Hand* (Vol2, pp. 267-281). Springer. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-6560-6_15
- [58] Carofino, B., Bishop, A., & Shin, A. (2015). Compressive Neuropathies of the Radial Nerve. In I. Trail & A. Fleming (Eds.), *Disorders of the Hand* (Vol2, pp. 283-296). Springer. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-6560-6_16
- [59] Tonkin, M. (2010). Nerve Compression Syndromes. In P. Sambrook, L. Schrieber, T. Taylor & A. M. Ellis (Eds.), *The Musculoskeletal System* (2nd ed., pp. 33-45). Churchill Livingstone. <https://doi.org/10.1016/B978-0-7020-3377-3.00003-2>
- [60] Lee, E. Y., & Lim, A. (2019). Nerve Compression in the Upper Limb. *Clinics in plastic surgery*, 46(3), 285–293. <https://doi.org/10.1016/j.cps.2019.03.001>
- [61] Brotzman, S., & Novotny, S. (2018). Nerve Compression Syndromes. In C. E. Giangarra & R. C. Manske (Eds.), *Clinical Orthopaedic Rehabilitation: a Team Approach* (4th ed., pp 32-41). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-39370-6.00007-X>
- [62] Davidge, K. M., & Mackinnon, S. E. (2015). Nerve Compressions. In R. Farhadieh, N. Bulstrode & D. Cugno (Eds.), *Plastic and Reconstructive Surgery: Approaches and Techniques* (pp. 813-837). Wiley. <https://doi.org/10.1002/9781118655412.ch58>
- [63] Peters, S., Page, M. J., Coppieters, M. W., Ross, M., & Johnston, V. (2013). Rehabilitation following carpal tunnel release. *The Cochrane database of systematic reviews*, (6), CD004158. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD004158.pub2>
- [64] Sayles, J. (2007, Jun 10). *Standard of Care: Carpal Tunnel Release*. Brigham and Women’s Hospital. <https://www.brighamandwomens.org/assets/BWH/patients-and-families/rehabilitation-services/pdfs/wrist-carpal-tunnel-release-pt.pdf>

- [65] Provinciali, L., Giattini, A., Splendiani, G., & Logullo, F. (2000). Usefulness of hand rehabilitation after carpal tunnel surgery. *Muscle & nerve*, 23(2), 211–216. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4598\(200002\)23:2<211::aid-mus11>3.0.co;2-j](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4598(200002)23:2<211::aid-mus11>3.0.co;2-j)
- [66] *Carpal Tunnel Release Post-Op Protocol*. (2015, Nov). UVA Hand Center. https://med.virginia.edu/orthopaedic-surgery/wp-content/uploads/sites/242/2015/11/copy_of_CTROPENProtocolandHEP.pdf
- [67] Finsen, V., Andersen, K., & Russwurm, H. (1999). No advantage from splinting the wrist after open carpal tunnel release. A randomized study of 82 wrists. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 70(3), 288–292. <https://doi.org/10.3109/17453679908997810>
- [68] Cook, A. C., Szabo, R. M., Birkholz, S. W., & King, E. F. (1995). Early mobilization following carpal tunnel release. A prospective randomized study. *Journal of hand surgery*, 20(2), 228–230. [https://doi.org/10.1016/s0266-7681\(05\)80057-9](https://doi.org/10.1016/s0266-7681(05)80057-9)
- [69] Henry, S. L., Hubbard, B. A., & Concannon, M. J. (2008). Splinting after carpal tunnel release: current practice, scientific evidence, and trends. *Plastic and reconstructive surgery*, 122(4), 1095–1099. <https://doi.org/10.1097/PRS.0b013e31818459f4>
- [70] Sloan, T. B. (2007). Spinal Cord Injury, In J. L. Atlee (Ed.), *Complications in Anesthesia* (2nd ed., pp 737-740). W. B. Saunders. <https://doi.org/10.1016/B978-1-4160-2215-2.50188-5>
- [71] Vercelli, A., & Boido, M. (2015). Spinal Cord Injury. In M. J. Zigmond, L. P. Rowland & Joseph T. Coyle (Eds.), *Neurobiology of Brain Disorders* (pp 207-218). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-398270-4.00015-X>
- [72] Webborn, N., & Goosey-Tolfrey, V. (2008). Spinal cord injury. In J. P. Buckley (Ed.), *Advances in Sport and Exercise Science Series* (pp 309-334). In Exercise Physiology in Special Populations. Churchill Livingstone. <https://doi.org/10.1016/B978-0-443-10343-8.00010-X>
- [73] Bapina, K. R., & Prasanth, C. (2020). Modified Wrist Driven Flexor Hinge Splint for C6 Quadriplegic Patients. *IJHSR*, 10(9), 260-263.
- [74] Portnova, A. A., Mukherjee, G., Peters, K. M., Yamane, A., & Steele, K. M. (2018). Design of a 3D-printed, open-source wrist-driven orthosis for individuals with spinal cord injury. *PLoS one*, 13(2), e0193106. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0193106>
- [75] Dunlop, S. A., & Galea, M. P. (2015). Spinal Cord Injury: Exercise and Clinical Trials. In K-F. So & X-M. Xu (Eds.), *Neural Regeneration* (pp. 369-381). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-801732-6.00024-0>
- [76] Ahuja, C. S., Cadotte, D. W., & Fehlings, M. (2018). Spinal Cord Injury. In R. G. Ellenbogen, L. N. Sekhar, N. D. Kitchen & H. B. da Silva (Eds.), *Principles of Neurological Surgery* (4th ed., pp 518-531). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-43140-8.00033-0>
- [77] Ruppert, K. A., Olson, S. D., & Cox, C. S. (2019). Spinal Cord Injury. In X-D. Chen (Ed.), *A Roadmap to Non-Hematopoietic Stem Cell-based Therapeutics* (pp 321-343). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-811920-4.00013-6>
- [78] Ahuja, C. S., Wilson, J. R., Nori, S., Kotter, M., Druschel, C., Curt, A., & Fehlings, M. G. (2017). Traumatic spinal cord injury. *Nat rev Dis primers*, 3, 17018. <https://doi.org/10.1038/nrdp.2017.18>
- [79] Kang, Y. S., Park, Y. G., Lee, B. S., & Park, H. S. (2013). Biomechanical evaluation of wrist-driven flexor hinge orthosis in persons with spinal cord injury. *Journal of rehabilitation research and development*, 50(8), 1129–1138. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2012.10.0189>
- [80] Meyer, C. M., Shrosbree, R. D., & Abrahams, D. L. (1979). A method of rehabilitating the C6 tetraplegic hand. *Paraplegia*, 17(2), 170–175. <https://doi.org/10.1038/sc.1979.35>
- [81] McPherson, A., Patel, V. V., Downey, P. R., Abbas Alvi, A., Abbott, M. E., & Stuart, H. S. (2020). Motor-Augmented Wrist-Driven Orthosis: Flexible Grasp Assistance for People with

- Spinal Cord Injury. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4936–4940. <https://doi.org/10.1109/EMBC44109.2020.9176037>
- [82] Tubbs, J. T., & Pound, D. (2019). Upper Limb Orthoses for Persons With Spinal Cord Injuries and Brachial Plexus Injuries. In J. B. Webster & D. P. Murphy (Eds.), *Atlas of Orthoses and Assistive Devices* (5th ed., pp 157-169). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-48323-0.00014-7>
- [83] Werker, P. N. (2015). Dupuytren's Disease. In I. Trail & A. Fleming (Eds.), *Disorders of the Hand* (Vol3, pp. 179-200). Springer. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-6557-6_10
- [84] Herweijer, H., Dijkstra, P. U., Nicolai, J. P., & Van der Sluis, C. K. (2007). Postoperative hand therapy in Dupuytren's disease. *Disability and rehabilitation*, 29(22), 1736–1741. <https://doi.org/10.1080/09638280601125106>
- [85] Larson, D., & Jerosch-Herold, C. (2008). Clinical effectiveness of post-operative splinting after surgical release of Dupuytren's contracture: a systematic review. *BMC musculoskeletal disorders*, 9, 104. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-104>
- [86] Barbeiro, C. P., Ribeiro I. M., Ladeira, A., Dias, A., & Cadete, A (2017). Reabilitação Pós-Cirúrgica da Doença de Dupuytren: Um Estudo Retrospectivo, *SPMFR* 29(1), 22-26. <http://dx.doi.org/10.25759/spmfr.252>
- [87] Gesensway, D. (2016, Jun). *Dupuytren's Fasciectomy Therapist Protocol*. Twin Cities Orthopedics. <http://www.tcomn.com/wp-content/uploads/2016/06/Dupuytren's-Fasciectomy-Therapist-Protocol.pdf>
- [88] Ryle, P., & Shepard, L. (2017, Aug). *Dupuytren's Fasciotomy Protocol*. Lahey Hospital & Medical Center. <https://www.lahey.org/lhmc/wp-content/uploads/sites/2/2019/01/Dupuytren's-Subcutaneous-Fasciotomy1.pdf>
- [89] Bielecki, M., & Wysocki, M. (2011). Rola rehabilitacji po operacyjnym leczeniu choroby Dupuytriena [The importance of rehabilitation after operative treatment of Dupuytren's disease]. *Wiadomosci lekarskie*, 64(1), 26–30.
- [90] Turesson, C. (2018). The Role of Hand Therapy in Dupuytren Disease. *Hand clinics*, 34(3), 395–401. <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2018.03.008>
- [91] Tadi, P., & Lui, F. (2021, Sep 29) *Acute Stroke*. In StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK535369>
- [92] AVC: a principal causa de morte em Portugal. (2018, Mar 27). CUF. <https://www.cuf.pt/mais-saude/avc-principal-causa-de-morte-em-portugal>
- [93] Chizmar, T. P., & Martin, J. M. (2021). Stroke. In D. C. Cone, J. H. Brice, T. R. Delbridge & J. B. Myers (Eds.), *Emergency Medical Services: Clinical Practice and Systems Oversight* (3rd ed., Vol1, pp. 171-180). Wiley. <https://doi.org/10.1002/9781119756279.ch18>
- [94] Donnan, G. A., Fisher, M., Macleod, M., & Davis, S. M. (2008). Stroke. *The Lancet*, 371(9624), 1612-1623. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(08\)60694-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(08)60694-7)
- [95] Wu, P., Zeng, F., Li, Y. X., Yu, B. L., Qiu, L. H., Qin, W., Li, J., Zhou, Y. M., & Liang, F. R. (2015). Changes of resting cerebral activities in subacute ischemic stroke patients. *Neural regeneration research*, 10(5), 760–765. <https://doi.org/10.4103/1673-5374.156977>
- [96] Bershady, E., & Suarez, J. I. (2013). Management of the acute ischemic stroke patient beyond 24 hours. In M. T. Torbey & M. H. Selim (Eds.), *The Stroke Book* (2nd ed., pp. 185-203). Cambridge University Press
- [97] Ballester, B. R., Maier, M., Duff, A., Cameirão, M., Bermúdez, S., Duarte, E., Cuxart, A., Rodríguez, S., San Segundo Mozo, R. M., & Verschure, P. (2019). A critical time window for recovery extends beyond one-year post-stroke. *Journal of neurophysiology*, 122(1), 350–357. <https://doi.org/10.1152/jn.00762.2018>

- [98] Aqueveque, P., Ortega, P., Pino, E., Saavedra, F., Germany, E., & Gómez, B. (2016). After Stroke Movement Impairments: A Review of Current Technologies for Rehabilitation. In U. Tan (Ed.), *Physical Disabilities - Therapeutic Implications* (pp. 95-116). InTechOpen. <http://dx.doi.org/10.5772/67577>
- [99] Ockenfeld, C., Tong, R. K., Susanto, E. A., Ho, S. K., & Hu, X. L. (2013). Fine finger motor skill training with exoskeleton robotic hand in chronic stroke: stroke rehabilitation. *IEEE ... International Conference on Rehabilitation Robotics : [proceedings], 2013*, 6650392. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2013.6650392>
- [100] Maier, M., Ballester, B. R., & Verschure, P. (2019). Principles of Neurorehabilitation After Stroke Based on Motor Learning and Brain Plasticity Mechanisms. *Frontiers in systems neuroscience*, 13, 74. <https://doi.org/10.3389/fnsys.2019.00074>
- [101] Choi, M. J., Kim, H., Nah, H. W., & Kang, D. W. (2019). Digital Therapeutics: Emerging New Therapy for Neurologic Deficits after Stroke. *Journal of stroke*, 21(3), 242–258. <https://doi.org/10.5853/jos.2019.01963>
- [102] Whitehead, S. & Baalbergen, E. (2019). Post-stroke rehabilitation. *South African Medical Journal*, 109 (2), 81-83. <https://doi.org/10.7196/SAMJ.2019.v109i2.00011>
- [103] Peters, S. E., Jha, B., & Ross, M. (2021). Rehabilitation following surgery for flexor tendon injuries of the hand. *The Cochrane database of systematic reviews*, 1(1), CD012479. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD012479.pub2>
- [104] Yousef, J., & Anthony, S. (2018). Flexor Tendon Injuries. In A. A. Salgado (Ed.), *Essentials of Hand Surgery* (pp. 21-37). InTechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.73392>
- [105] Klifto, C. S., Capo, J. T., Sapienza, A., Yang, S. S., & Paksima, N. (2018). Flexor Tendon Injuries. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 26(2), e26–e35. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-16-00316>
- [106] Neumeister, M. & Wilhelmi, B. (2006). Flexor Tendon Repair. In J. McCarthy, R. Galiano & S. Boutros (Eds.), *Current Therapy in Plastic Surgery* (pp. 525-530). W. B. Saunders. <https://doi.org/10.1016/B978-0-7216-0000-0.50074-8>
- [107] van Minnen, L. P., & Moojen, T. M. (2015). Flexor Tendon Reconstruction . In I. Trail & A. Fleming (Eds.), *Disorders of the Hand* (Vol2, pp. 75-96). Springer. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-6560-6_4
- [108] Tang J. B. (2019). Flexor Tendon Injuries. *Clinics in plastic surgery*, 46(3), 295–306. <https://doi.org/10.1016/j.cps.2019.02.003>
- [109] Pettengill K. M. (2005). The evolution of early mobilization of the repaired flexor tendon. *Journal of hand therapy: official journal of the American Society of Hand Therapists*, 18(2), 157–168. <https://doi.org/10.1197/j.jht.2005.01.007>
- [110] Starr, H. M., Snoddy, M., Hammond, K. E., & Seiler, J. G. (2013). Flexor tendon repair rehabilitation protocols: a systematic review. *The Journal of hand surgery*, 38(9), 1712–7.e14. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2013.06.025>
- [111] Yousef, J. (2019). Physiology of Flexor Tendon Healing and Rationale for Treatment Protocols. In H. Sözen (Ed.), *Tendons* (pp. 1-22). InTechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.86064>
- [112] Hein, C., Wilton, P., & Wongworawat, M. (2015). Review of Flexor Tendon Rehabilitation Protocols Following Zone II Repair. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 27(1), 11- 18. <https://doi.org/10.1615/CritRevPhysRehabilMed.2015013919>
- [113] Oxford University Press. (2010). Orthosis. In J. Law & E. Martin (Eds.), *Concise Medical Dictionary* (8th ed.). <https://doi.org/10.1093/acref/9780199557141.001.0001>

- [114] Mosby. (2013). Orthosis. In M. T. O'Toole (Ed.), *Mosby's Dictionary of Medicine, Nursing & Health Professions* (9th ed.). Elsevier.
- [115] Wilton, J. (2013). Orthotic/Splint Prescription: Clinical Reasoning Issues. In *Hand Splinting/Orthotic Intervention: Principles of Design and Fabrication* (2nd ed., pp. 1-31). Vivid Publishing.
- [116] Joshi, B. B. (2016). Hand Splinting. In G. S. Kulkarni & D. Babhulkar (Eds.), *Textbook of Orthopedics and Trauma* (3rd ed., Vol3, pp. 1858-1876). The Health Sciences Publisher.
- [117] Deshaies, L. D. (2014). Upper Extremity Orthoses. In M. V. Radomski & C. T. Latham (Eds.), *Occupational Therapy for Physical Dysfunction* (7th ed., pp. 429-471). Lippincott Williams & Wilkins.
- [118] Fess, E. E. (2005). A History of Splinting. In E. E. Fess, K. Gettle, C. Philips & R. Janson (Eds.), *Hand and Upper Extremity Splinting: Principles and Methods* (3rd ed., pp. 3-40). Mosby.
- [119] Smith G. E. (1908). THE MOST ANCIENT SPLINTS. *British medical journal*, 1(2465), 732–736.2. <https://doi.org/10.1136/bmj.1.2465.732>
- [120] American Society of Hand Therapists. (cited 2021, Nov 28). Coding. <https://asht.org/practice/practice-management/orthotics-related/coding#Terminology>
- [121] *Orthoses for Mobilization of Joints: Principles and Methods*. (2019, Apr 21). Musculoskeletal Key. <https://musculoskeletalkey.com/orthoses-for-mobilization-of-joints-principles-and-methods/>
- [122] Fess, E. E., Gettle, K., Philips, C., & Janson, R. (Eds.). (2005). Classification and Nomenclature of Splints and Splint Components. In *Hand and Upper Extremity Splinting: Principles and Methods* (3rd ed., pp. 120-140). Mosby.
- [123] Wong, S. K. (2002). Classification of hand splinting. *The Journal of Hand Surgery (Asian-Pacific Volume)*, 7(2), 209–213. <https://doi.org/10.1142/s0218810402001199>
- [124] Middleton, C. (2019, Aug 29). Advice From A Certified Hand Therapist: Types Of Custom Orthoses. American Society for Surgery of the Hand. <https://www.assh.org/handcare/blog/advice-from-a-certified-hand-therapist-types-of-custom-orthoses>
- [125] Schutt, A. H. (1992). Upper Extremity and Hand Orthotics. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 3(1), 223-241. [https://doi.org/10.1016/S1047-9651\(18\)30673-9](https://doi.org/10.1016/S1047-9651(18)30673-9)
- [126] Schwartz, D. A. (2012). Static progressive orthoses for the upper extremity: a comprehensive literature review. *Hand (New York, N.Y.)*, 7(1), 10–17. <https://doi.org/10.1007/s11552-011-9380-2>
- [127] Andringa, A., van de Port, I., & Meijer, J. W. (2013). Long-term use of a static hand-wrist orthosis in chronic stroke patients: a pilot study. *Stroke research and treatment*. <https://doi.org/10.1155/2013/546093>
- [128] *What Are The Different Types of Orthosis Splints?*. (cited 2021, Dec 3). Performance Health. <https://www.performancehealth.com/articles/what-are-the-different-types-of-orthosis-splints>
- [129] *SaeboFlex*. (cited 2021, Dec 3). Saebo. <https://www.saebo.com/shop/saeboflex/>
- [130] *Base 2 Multi-Digit Flexion Kit*. (cited 2021, Dec 3). RehabMart. <https://www.rehabmart.com/product/base-2-multidigit-flexion-kit-5401.html>

- [131] Canelón, M. F. (1995). Material properties: a factor in the selection and application of splinting materials for athletic wrist and hand injuries. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 22(4), 164–172. <https://doi.org/10.2519/jospt.1995.22.4.164>
- [132] Breger-Lee, D. E., & Buford, W. L. (1991). Update in splinting materials and methods. *Hand clinics*, 7(3), 569–585. [https://doi.org/10.1016/S0749-0712\(21\)01107-0](https://doi.org/10.1016/S0749-0712(21)01107-0)
- [133] Fess, E. E., Gettle, K., Philips, C., & Janson, R. (Eds.). (2005). Construction Principles. In *Hand and Upper Extremity Splinting: Principles and Methods* (3rd ed., pp. 237-251). Mosby.
- [134] Quick, C. D., & Bejarano, P. D. (2014). Construction of Hand Splints. In M. V. Radomski & C. T. Latham (Eds.), *Occupational Therapy for Physical Dysfunction* (7th ed., pp. 472-494). Lippincott Williams & Wilkins.
- [135] Polyform™ Splinting Material. (cited 2021, Dec 4). AliMed. <https://www.alimed.com/polyform-splinting-material.html>
- [136] Orthoplast II, Splinting Material. (cited 2021, Dec 4). AliMed. <https://www.alimed.com/orthoplast-splinting-material.html>
- [137] Rolyan Aquaplast ProDrape-T. (cited 2021, Dec 4). PerformanceHealth. <https://www.performancehealth.com/rolyan-aquaplast-prodrape-t>
- [138] Rolyan Aquaplast-T. (cited 2021, Dec 4). PerformanceHealth. <https://www.performancehealth.com/rolyan-aquaplast-t-splints>
- [139] AliMed® Multiform™. (cited 2021, Dec 4). AliMed. <https://www.alimed.com/alimed-multiform.html>
- [140] Wormald, J., Millar, C., & Sivakumar, B. (2018). An Eco-conscious Alternative Material for Splinting in Hand Surgery. *Techniques in hand & upper extremity surgery*, 22(4), 156–157. <https://doi.org/10.1097/BTH.0000000000000210>
- [141] Kechagias, J., Kitsakis, K., Zacharias, A., Theocharis, K., Aslani, K., & Petousis, M., Fountas, N. A. & Vaxevanidis, N. (2021). Direct 3D Printing of a hand splint using Reverse Engineering. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. 1037(1). <https://doi.org/10.1088/1757-899X/1037/1/012019>.
- [142] Bos, R. A., Haarman, C. J., Stortelder, T., Nizamis, K., Herder, J., Stienen, A. & Plettenburg, D. (2016). A structured overview of trends and technologies used in dynamic hand orthoses. *J NeuroEngineering Rehabil* 13(62). <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0168-z>
- [143] Pilwon, H., Gwangmin, G., Soo-jin, L., Kyehan, R., & Jung, K. (2012). Current Hand Exoskeleton Technologies for Rehabilitation and Assistive Engineering. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 13(5), 807–824. <https://doi.org/10.1007/s12541-012-0107-2>
- [144] Maciejasz, P., Eschweiler, J., Gerlach-Hahn, K., Jansen-Troy, A., & Leonhardt, S. (2014). A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-3>
- [145] Yue, Z., Zhang, X., & Wang, J. (2017). Hand Rehabilitation Robotics on Poststroke Motor Recovery. *Behavioural neurology*, 2017(3), 1-20. <https://doi.org/10.1155/2017/3908135>
- [146] Gopura, R., Bandara, D., Kiguchi, K., & Mann, G. (2016). Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review. *Robotics and Autonomous Systems*, 75(B), 203-220. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2015.10.001>
- [147] Du Plessis, T., Djouani, K., & Oosthuizen, C. (2021). A Review of Active Hand Exoskeletons for Rehabilitation and Assistance. *Robotics*, 10(1), 40. <http://dx.doi.org/10.3390/robotics10010040>

- [148] Tang, T., Zhang, D., Xie, T., & Zhu, X. (2013). An exoskeleton system for hand rehabilitation driven by shape memory alloy. *2013 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBOT 2013*, 756-761. <https://doi.org/10.1109/ROBOT.2013.6739553>
- [149] Redlarski, G., Blecharz, K., Dąbkowski, M., Pałkowski, A. & Tojza, P. (2012). Comparative analysis of exoskeletal actuators. *Pomiary Automatyka Robotyka*, 16(12), 133-138. [https://www.researchgate.net/publication/236003591 Comparative analysis of exoskeletal actuators](https://www.researchgate.net/publication/236003591_Comparative_analysis_of_exoskeletal_actuators)
- [150] Secciani, N., Bianchi, M., Ridolfi, A., Vannetti, F., Governi, L., Bianchini, M., & Allotta, B. (2019). Tailor-Made Hand Exoskeletons at the University of Florence: From Kinematics to Mechatronic Design. *Machines*, 7(2), 22. <https://doi.org/10.3390/machines7020022>
- [151] Hand of Hope Basics. (cited 2021, Dec 9). Rehab-Robotics. **Error! Hyperlink reference not valid.**
- [152] Hasegawa, Y., Mikami, Y., Watanabe, K., & Sankai, Y. (2008). Five-fingered assistive hand with mechanical compliance of human finger. *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 718-724. <https://doi.org/10.1109/ROBOT.2008.4543290>
- [153] Liang, W., Liu, H., Wang, K., Qian, Z., Ren, L., & Ren, L. (2020). Comparative study of robotic artificial actuators and biological muscle. *Advances in Mechanical Engineering*. 12(6). <https://doi.org/10.1177/1687814020933409>
- [154] Tjahyono, A., Aw, K., Devaraj, H., Surendra, W., Hämmerle, E., & Travas-Sejdic, J. (2013). A five-fingered hand exoskeleton driven by pneumatic artificial muscles with novel polypyrrole sensors. *Industrial Robot: An International Journal*, 40(3), 251-260. <https://doi.org/10.1108/01439911311309951>
- [155] Burton, T. M., Vaidyanathan, R., Burgess, S. C., Turton, A. J., & Melhuish, C. (2011). Development of a parametric kinematic model of the human hand and a novel robotic exoskeleton. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics : [proceedings]*, 2011:5975344. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975344>
- [156] Wu, J., Huang, J., Wang, Y., & Xing, K. (2010). A Wearable Rehabilitation Robotic Hand Driven by PM-TS Actuators. In H. Liu, H. Ding, Z. Xiong & X. Zhu (Eds.), *Intelligent Robotics and Applications - Third International Conference*, (pp. 440-450). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-642-16587-0_41
- [157] Kadowaki, Y., Noritsugu, T., Takaiwa, M., Sasaki, D., & Kato, M. (2011). Development of Soft Power-Assist Glove and Control Based on Human Intent. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 23(2), 281-291. <https://doi.org/10.20965/jrm.2011.p0281>
- [158] Lucas, L., DiCicco, M., & Matsuoka, Y. (2004). An EMG-Controlled Hand Exoskeleton for Natural Pinching. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 16(5), 482-488. <https://doi.org/10.20965/jrm.2004.p0482>
- [159] Ryu, D., Moon, K., Nam, H., Lee, Y., Chun, C., Kang, S., & Song, J. (2008). Micro hydraulic system using slim artificial muscles for a wearable haptic glove. *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 3028-3033. <https://doi.org/10.1109/IROS.2008.4651159>
- [160] Brokaw, E. B., Black, I., Holley, R. J., & Lum, P. S. (2011). Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME): a portable, passive hand exoskeleton for stroke rehabilitation. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 19(4), 391-399. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2011.2157705>
- [161] Polotto, A., Modulo, F., Flumian, F., Xiao, Z., Boscariol, P., & Menon, C. (2012). Index finger rehabilitation/assistive device. *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on*

Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 1518-1523,
<https://doi.org/10.1109/BioRob.2012.6290676>

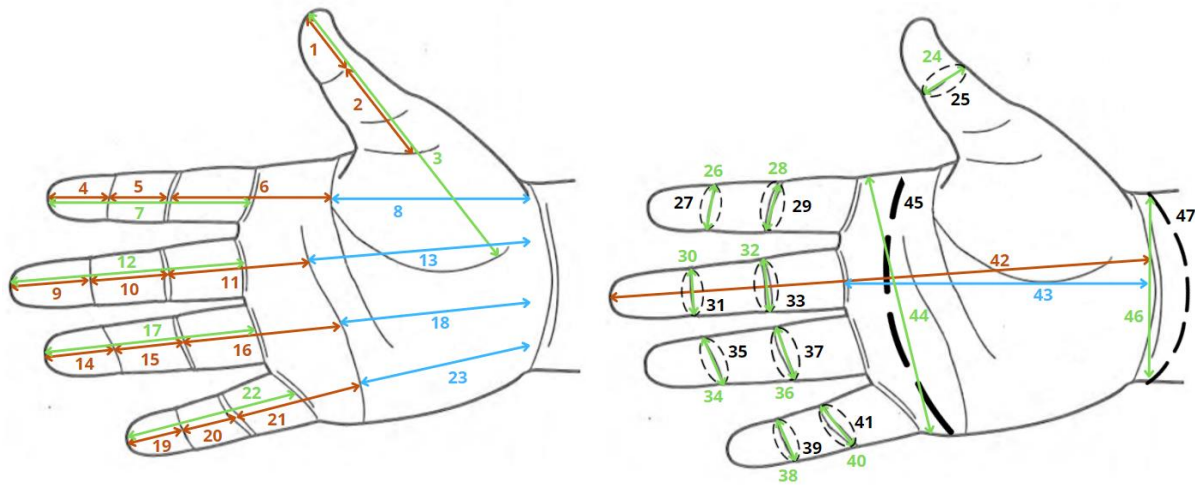
- [162] Fontana, M., Dettori, A., Salsedo, F., & Bergamasco, M. (2009). Mechanical design of a novel Hand Exoskeleton for accurate force displaying. *2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1704-1709. <https://doi.org/10.1109/ROBOT.2009.5152591>
- [163] Troncossi, M., Mozaffari-Foumashi, M., & Castelli, V. (2016). An Original Classification of Rehabilitation Hand Exoskeletons. *Journal of Robotics and Mechanical Engineering Research*, 1(1), 17-29. <https://doi.org/10.24218/jrmer.2016.18>
- [164] Choi, W., & Takeda, Y. (2020). Displacement Analysis and Design of a (2-RRU)-URR Parallel Mechanism Performing 2R1T Output Motion for Thumb Rehabilitation. *Robotics*, 9(3), 67-80. <https://doi.org/10.3390/robotics9030067>
- [165] Dickmann, T., Wilhelm, N. J., Glowalla, C., Haddadin, S., van der Smagt, P., & Burgkart, R. (2021). An Adaptive Mechatronic Exoskeleton for Force-Controlled Finger Rehabilitation. *Frontiers in robotics and AI*, 8(1), 314-329. <https://doi.org/10.3389/frobt.2021.716451>
- [166] Chiri, A., Giovacchini, F., Vitiello, N., Cattin, E., Roccella, S., Vecchi, F., & Carrozza, M. (2009). HANDEXOS: Towards an exoskeleton device for the rehabilitation of the hand. *2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 1106-1111. <https://doi.org/10.1109/IROS.2009.5354376>
- [167] Ho, N., Tong, K., Hu, X., Fung, K., Wei, X., Rong, W., & Susanto, E. (2011). An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: Task training system for stroke rehabilitation. *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 1-5, <https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975340>
- [168] Popescu, D., Ivanescu, M., Manoiu-Olaru, S., Popescu, L.-C., & Popescu, N. (2015). Development of Robotic Gloves for Hand Rehabilitation Post-Stroke. *2015 20th International Conference on Control Systems and Computer Science*, 838-844. <https://doi.org/10.1109/CSCS.2015.95>
- [169] Garcia-Hernandez, N., Sarakoglou, I., Tsagarakis, N., & Caldwell, D. (2014). Under-actuated hand exoskeleton with novel kinematics for potential use in rehabilitation. *Proceedings of the EuroHaptics*, 24-27. <http://users.eecs.northwestern.edu/~argall/14rar/submissions/garcia-hernandez.pdf>
- [170] Delph, M. A., Fischer, S. A., Gauthier, P. W., Luna, C. H., Clancy, E. A., & Fischer, G. S. (2013). A soft robotic exomusculature glove with integrated sEMG sensing for hand rehabilitation. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics: [proceedings]*, 1-7. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2013.6650426>
- [171] Yap H.K., Goh J.C.H., Yeow R.C.H. (2015). Design and Characterization of Soft Actuator for Hand Rehabilitation Application. In Lacković I., Vasic D. (Eds.), *6th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, 45(1), 367-370. Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-319-11128-5_92
- [172] Wege, A., & Hommel, G. (2005). Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 3046-3051. <https://doi.org/10.1109/IROS.2005.1545506>.
- [173] Ou, Y. K., Wang, Y. L., Chang, H. C., & Chen, C. C. (2020). Design and Development of a Wearable Exoskeleton System for Stroke Rehabilitation. *Healthcare (Basel, Switzerland)*, 8(1), 18-24. <https://doi.org/10.3390/healthcare8010018>
- [174] Leonardis, D., Barsotti, M., Loconsole, C., Solazzi, M., Troncossi, M., Mazzotti, C., Castelli, V. P., Procopio, C., Lamola, G., Chisari, C., Bergamasco, M., & Frisoli, A. (2015). An EMG-

- Controlled Robotic Hand Exoskeleton for Bilateral Rehabilitation. *IEEE transactions on haptics*, 8(2), 140–151. <https://doi.org/10.1109/TOH.2015.2417570>
- [175] Brown, P., Jones, D., Singh, S., & Rosen, J. (1993). The exoskeleton glove for control of paralyzed hands. *1993 Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1(1), 642-647. <https://doi.org/10.1109/ROBOT.1993.292051>
- [176] Stein, J., Narendran, K., McBean, J., Krebs, K., & Hughes, R. (2007). Electromyography-controlled exoskeletal upper-limb-powered orthosis for exercise training after stroke. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 86(4), 255–261. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e3180383cc5>
- [177] Kawasaki, H., Kimura, H., Ito, S., Nishimoto, Y., Hayashi, H., & Sakaeda, H. (2006). Hand Rehabilitation Support System Based on Self-Motion Control, with a Clinical Case Report. *2006 World Automation Congress*, 1-6. <https://doi.org/10.1109/WAC.2006.375977>
- [178] Sasaki, D., Noritsugu, T., Takaiwa, M., & Yamamoto, H. (2004). Wearable power assist device for hand grasping using pneumatic artificial rubber muscle. *13th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, 655-660. <https://doi.org/10.1109/ROMAN.2004.1374840>
- [179] Nathan, D., Johnson, M., & McGuire, J. (2008). Feasibility of integrating FES grasp assistance with a task-oriented robot-assisted therapy environment: A case study. *2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 807-812. <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2008.4762928>
- [180] Cross, N. (2021). *Engineering Design Methods: Strategies for Product Design* (5th ed). John Wiley & Sons.
- [181] Clive, L. D., Little, P., & Orwin, E. J. (2014). *Engineering Design: A Project Based Introduction* (4th ed). John Wiley & Sons.
- [182] Haik, Y., & Shahin, T. (2011). *Engineering Design Process* (2nd ed). Cengage Learning.
- [183] Serbest, K., & Eldoğan, O. (2021). Design, Development and Evaluation of a New Hand Exoskeleton for Stroke Rehabilitation at Home. *Politeknik Dergisi*, 24 (1), 305-314. <https://doi.org/10.2339/politeknik.725310>
- [184] Boser, Q., Dawson, M., Schofield, J., Dziwenko, G., & Hebert, J. (2021). Defining the design requirements for an assistive powered hand exoskeleton: A pilot explorative interview study and case series. *Prosthetics and Orthotics International*, 45(2), 161-169. <https://doi.org/10.1177/0309364620963943>
- [185] Araujo, R., Silva, R., Netto, S., Morya, E., & Brasil, L. (2021). Development of a Low-Cost EEG-Controlled Hand Exoskeleton 3D Printed on Textiles. *Frontiers in neuroscience*, 15, 661569. <https://doi.org/10.3389/fnins.2021.661569>
- [186] T. Greiner. (1991). Hand Anthropometry of U.S. Army Personnel. *Army Natick Research Development and Engineering Center MA*. <https://apps.dtic.mil/sti/citations/ADA244533>
- [187] Sandoval-Gonzalez, O., Aguilar, I., Villegas, J., Avizzano, C., Cuautle, J., Tripicchio, P., & Portillo-Rodríguez, O. (2016). Design and Development of a Hand Exoskeleton Robot for Active and Passive Rehabilitation. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 13, 1-12. <https://doi.org/10.5772/62404>.
- [188] Çakıt, E., Durgun, B., Cetik, M., & Yoldaş, O. (2014). A Survey of Hand Anthropometry and Biomechanical Measurements of Dentistry Students in Turkey. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 24, 739-753. <https://doi.org/10.1002/hfm.20401>.
- [189] Bayraktar, N., & Özşahin, E. (2018). Anthropometric measurement of the hand. *Eastern J Med*, 23(4), 298-301. <https://doi.org/10.5505/ejm.2018.03164>

- [190] Yunis, M. (2005). Anthropometric characteristics of the hand based on laterality and sex among Jordanian. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35, 747-754. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2004.11.005>
- [191] Chandra, A., Chandna, P., & Deswal, S. (2011). Analysis of hand anthropometric dimensions of male industrial workers of Haryana State. *Int. J. Eng.*, 5, 242-256.
- [192] 380:1 Micro Metal Gearmotor HP 6V. (cited 2022, Oct 24). Polulu Robotics & Eletronics. <https://www.pololu.com/product/4794/specs#note1>
- [193] Micro Metal Gearmotors. (cited 2022, Oct 24). Polulu Robotics & Eletronics. <https://www.pololu.com/file/0J1487/pololu-micro-metal-garmotors-rev-4-2.pdf>
- [194] Zobov, O. (cited 2022, Oct 24). Polulu Micro Metal Gearmotor HP. GrabCad Community. <https://grabcad.com/library/pololu-micro-metal-garmotor-hp-1>
- [195] MatWeb Material Property Data. (cited 2022, Oct 25) Overview of materials for Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS), Extruded. <https://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=3a8afccddac864d4b8f58d40570d2e5aa>
- [196] Magnetic Encoder Pair Kit for Micro Metal Gearmotors, 12 CPR, 2.7-18V. (cited 2022, Oct 25). Polulu Robotics & Eletronics. <https://www.pololu.com/product/3081>
- [197] RADIOMASTER 5000MAH 2S LI-ION BATTERY PACK FOR TX16S. (cited 2022, Oct 25). NORDFOV. https://nordfpv.com/products/radiomaster-5000mah-2s-li-ion-battery-pack-for-tx16s?variant=36293436670108¤cy=SEK&utm_medium=product_sync&utm_source=google&utm_content=sag_organic&utm_campaign=sag_organic&utm_campaign=gs-2020-09-02&utm_source=google&utm_medium=smart_campaign
- [198] Motoron M3S256 Triple Motor Controller Shield Kit for Arduino. (cited 2022, Oct 25). Polulu Robotics & Eletronics. <https://www.pololu.com/product/5031>
- [199] Arduino UNO R3 ATmega328P. (cited 2022, Oct 25). EletroFun. <https://www.electrofun.pt/arduino/arduino-uno>
- [200] Rolos de Fita adesiva NORAUTO. (cited 2022, Oct 25). Norauto. https://www.norauto.pt/p/2-rolos-de-fita-adesiva-norauto-46824.html?utm_medium=cpc&utm_source=google&utm_campaign=PT%20-%20Shopping%20-%20Google%20-%20Equipment%20Comfort%20%28Smart%29&utm_content=Groupe%20d%27annonces&utm_term=46824&s_kwid=AL%2111721%213%21411091001653%21%21%21g%211699487746077%21&gclid=ds
- [201] REAL 3D Filamento ABS. (cited 2022, Oct 25). Cartucho. https://www.cartucho.pt/filamentos-3d/toners/real-3d-filamento-abs-1-75-mm-preto-1-kg/?mkwid=swCmt9SRG_dc|pcrid|619841771686|pkw||pmt||slid||prid|PF_39609_8719128325279_3DREALABS175-2000&pgrid=144419728281&ptaid=pla-1653344076380
- [202] NYLON 1KG NATURAL (TRANSLUCIDO) – FILKEMP. (cited 2022, Oct 25). Evolt. <https://evolt.pt/produto/nylon-1kg-natural-filkemp/>

ANEXOS

Anexo 1 – Dimensões antropométricas [186]



Mulher (cm)

Homem (cm)

| Segmento | Média | D.P | Min | Máx | Média | D.P | Min | Máx |
|----------|-------|------|-----|------|-------|------|------|------|
| 1 | 3,08 | 0,24 | 2,2 | 4,1 | 3,45 | 0,26 | 2,7 | 4,5 |
| 2 | 1,92 | 0,29 | 1,0 | 2,9 | 2,11 | 0,3 | 1,2 | 3,1 |
| 3 | 11,05 | 0,69 | 9,1 | 13,2 | 12,34 | 0,72 | 10,3 | 14,6 |
| 4 | 2,55 | 0,21 | 1,9 | 3,2 | 2,84 | 0,23 | 2,1 | 3,6 |
| 5 | 2,11 | 0,22 | 1,4 | 2,8 | 2,26 | 0,24 | 1,6 | 3,2 |
| 6 | 5,65 | 0,53 | 4,1 | 8,0 | 6,08 | 0,59 | 4,6 | 10,0 |
| 7 | 6,96 | 0,46 | 5,6 | 8,4 | 7,52 | 0,49 | 5,8 | 9,2 |
| 8 | 6,96 | 0,49 | 5,4 | 9,0 | 7,68 | 0,48 | 5,5 | 9,5 |
| 9 | 2,55 | 0,21 | 2,1 | 3,4 | 2,84 | 0,23 | 2,2 | 4,1 |
| 10 | 2,51 | 0,27 | 1,7 | 3,6 | 2,64 | 0,28 | 1,9 | 3,7 |
| 11 | 4,97 | 0,44 | 3,7 | 7,0 | 5,48 | 0,5 | 4,0 | 7,9 |
| 12 | 7,72 | 0,51 | 6,2 | 9,6 | 8,38 | 0,54 | 6,4 | 10,5 |
| 13 | 7,81 | 0,56 | 5,8 | 9,8 | 8,46 | 0,6 | 6,2 | 10,4 |
| 14 | 2,61 | 0,22 | 1,9 | 3,3 | 2,96 | 0,24 | 1,9 | 3,8 |
| 15 | 2,28 | 0,26 | 1,6 | 3,5 | 2,43 | 0,26 | 1,6 | 3,5 |
| 16 | 4,84 | 0,34 | 3,7 | 6,0 | 5,29 | 0,4 | 4,0 | 6,8 |
| 17 | 7,22 | 0,5 | 5,5 | 9,0 | 7,92 | 0,52 | 6,2 | 10,3 |
| 18 | 7,16 | 0,53 | 5,2 | 9,0 | 7,81 | 0,56 | 5,9 | 9,7 |
| 19 | 2,37 | 0,2 | 1,6 | 3,0 | 2,73 | 0,23 | 1,8 | 3,5 |

| | | | | | | | | |
|-----------|-------|------|------|------|-------|-------|------|------|
| 20 | 1,63 | 0,22 | 1,0 | 2,4 | 1,75 | 0,22 | 1,1 | 2,5 |
| 21 | 3,78 | 0,3 | 2,8 | 4,9 | 4,15 | 0,36 | 3,0 | 5,7 |
| 22 | 5,83 | 0,46 | 4,1 | 7,3 | 6,47 | 0,49 | 5,1 | 8,3 |
| 23 | 6,79 | 0,59 | 4,8 | 9,0 | 7,39 | 0,6 | 5,7 | 9,4 |
| 24 | 2,06 | 0,13 | 1,7 | 2,5 | 2,4 | 0,13 | 2,0 | 2,8 |
| 25 | 6,3 | 0,25 | 5,6 | 7,2 | 7,23 | 0,29 | 6,3 | 8,1 |
| 26 | 1,73 | 0,12 | 1,4 | 2,3 | 2,01 | 0,155 | 1,6 | 2,5 |
| 27 | 5,08 | 0,19 | 4,5 | 5,8 | 5,74 | 0,16 | 5,3 | 6,3 |
| 28 | 1,99 | 0,13 | 1,6 | 2,4 | 2,3 | 0,16 | 1,9 | 2,8 |
| 29 | 6,12 | 0,2 | 5,6 | 6,8 | 6,84 | 0,18 | 6,4 | 7,4 |
| 30 | 1,71 | 0,11 | 1,4 | 2,1 | 1,98 | 0,14 | 1,6 | 2,4 |
| 31 | 5,09 | 0,17 | 4,6 | 5,7 | 5,78 | 0,16 | 5,3 | 6,3 |
| 32 | 1,93 | 0,13 | 1,6 | 2,4 | 2,25 | 0,16 | 1,8 | 2,9 |
| 33 | 6,13 | 0,19 | 5,6 | 6,8 | 6,96 | 0,2 | 6,4 | 7,7 |
| 34 | 1,58 | 0,11 | 1,3 | 2,1 | 1,85 | 0,14 | 1,3 | 2,4 |
| 35 | 4,68 | 0,16 | 4,2 | 5,3 | 5,38 | 0,13 | 4,9 | 5,9 |
| 36 | 1,84 | 0,12 | 1,5 | 2,3 | 2,14 | 0,15 | 1,7 | 2,6 |
| 37 | 5,74 | 0,19 | 5,2 | 6,5 | 6,49 | 0,19 | 5,9 | 7,2 |
| 38 | 1,47 | 0,11 | 1,2 | 1,9 | 1,74 | 0,13 | 1,3 | 2,1 |
| 39 | 4,25 | 0,15 | 3,8 | 4,9 | 4,92 | 0,16 | 4,4 | 5,5 |
| 40 | 1,65 | 0,11 | 1,3 | 2,0 | 1,92 | 0,13 | 1,5 | 2,4 |
| 41 | 5,06 | 0,17 | 4,5 | 5,7 | 5,78 | 0,18 | 5,2 | 6,5 |
| 42 | 17,79 | 0,98 | 14,5 | 21,3 | 19,41 | 1,03 | 14,4 | 23,1 |
| 43 | 10,09 | 0,57 | 7,9 | 12,4 | 11,05 | 0,6 | 8,0 | 13,6 |
| 44 | 8,31 | 0,44 | 6,9 | 9,9 | 9,53 | 0,58 | 7,9 | 11,7 |
| 45 | 18,65 | 0,86 | 15,9 | 23,0 | 21,39 | 0,98 | 18,2 | 24,7 |
| 46 | 5,7 | 0,34 | 4,6 | 7,0 | 6,58 | 0,45 | 5,3 | 8,2 |
| 47 | 15,14 | 0,69 | 13,0 | 17,4 | 17,43 | 0,82 | 14,3 | 20,4 |