Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Ana Catarina Costa Oliveira

Desenvolvimento e teste de um novo dispositivo para reabilitação do pulso

Dissertação de Mestrado

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Trabalho efetuado sob a orientação dos

Professor Doutor Luís Fernando de Sousa Ferreira da Silva

Professor Doutor Eurico Augusto Rodrigues de Seabra

Outubro de 2017

DECLARAÇÃO

Nome: Ana Catarina Costa Oliveira

Endereço eletrónico: a70214@alunos.uminho.pt **Telefone:** 919194876

Número do Cartão de Cidadão: 14576751

Título da dissertação: Desenvolvimento e teste de um novo dispositivo para reabilitação do pulso

Orientadores: Professor Doutor Luís Fernando de Sousa Ferreira da Silva

Professor Doutor Eurico Augusto Rodrigues de Seabra

Ano de conclusão: 2017

Designação do Mestrado: Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Ramo: Biomateriais, Reabilitação e Biomecânica

Escola: Engenharia

Departamento: Engenharia mecânica

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO PARCIAL DESTA DISSERTAÇÃO (indicar, caso tal seja necessário, nº máximo de páginas, ilustrações, gráficos, etc.), APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.

Universidade do Minho, ____/____/_____

Assinatura: _____

"Toda a teoria deve ser feita para poder ser posta em prática, e toda a prática deve obedecer a uma teoria. Só os espíritos superficiais desligam a teoria da prática, não olhando a que a teoria não é senão uma teoria da prática, e a prática não é senão a prática de uma teoria. Quem não sabe nada dum assunto, e consegue alguma coisa nele por sorte ou acaso, chama «teórico» a quem sabe mais, e, por igual acaso, consegue menos. Quem sabe, mas não sabe aplicar - isto é, quem afinal não sabe, porque não saber aplicar é uma maneira de não saber -, tem rancor a quem aplica por instinto, isto é, sem saber que realmente sabe. Mas, em ambos os casos, para o homem são de espírito e equilibrado de inteligência, há uma separação abusiva. Na vida superior a teoria e a prática completam-se. Foram feitas uma para a outra."

Fernando Pessoa, in 'Palavras iniciais da Revista de Comércio e Contabilidade' (1926)

AGRADECIMENTOS

Aos meus orientadores, Professor Luís Ferreira da Silva e Professor Eurico Seabra por toda a disponibilidade, boa disposição, compreensão, transmissão de conhecimentos, pelo esclarecimento de dúvidas e pela boa orientação ao longo desta dissertação.

Ao Professor Hélder Puga, pela ajuda fulcral na realização das simulações dos dispositivos, por toda a simpatia e disponibilidade e pelo esclarecimento de todas as dúvidas.

Aos meus colegas, em especial ao João Freitas, pela colaboração, pela ajuda, por todo o apoio e pela transmissão de conhecimentos importantes.

A todos os terapeutas que auxiliaram na execução deste trabalho, pelas entrevistas e questionários em que participaram, pela disponibilidade permanente, pela transmissão de matérias importantes para o tema e por permitirem a experimentação dos dispositivos em pacientes.

A todos os pacientes que se submeteram a testes com os dispositivos, pela compreensão, pela sua opinião e pela colaboração nos ensaios e questionários.

À minha família, pela confiança, orgulho, preocupação, conselhos e motivação para a conclusão desta dissertação.

Ao meu namorado, por toda a ajuda, otimismo, ombro amigo e compreensão em todos os momentos.

Aos meus amigos, pela contribuição para este projeto, motivação e pelo auxílio em tudo o que precisei.

A todas as outras pessoas que de alguma forma contribuíram ou participaram neste projeto.

Resumo

"Desenvolvimento e teste de um novo dispositivo para reabilitação do pulso"

O pulso é uma importante região do corpo humano responsável por conectar o antebraço à mão, sendo essencial para a realização de inúmeras atividades básicas do dia-a-dia. A articulação do pulso (e antebraço) permite três graus de liberdade, responsáveis pelos movimentos de flexão-extensão, desvio radial-cubital e pronação-supinação. Existem inúmeras patologias que podem afetar o normal funcionamento do pulso, colocando-se especial enfoque nas tendinites, fraturas e doenças neurológicas. Assim, quando o pulso é lesionado, para além da dor que pode estar inerente, os seus movimentos também podem ficar comprometidos. O processo de reabilitação do pulso é baseado em sessões de fisioterapia, onde a sua mobilização é realizada através de movimentos ativos e passivos, com inclusão de dispositivos de reabilitação. Porém, estes não permitem todos os movimentos do pulso e antebraço, sendo necessária a sua substituição quando o movimento que conferem se encontra aprimorado. Além disso, não estão fortemente direcionados para os movimentos do pulso, encontrando-se mais focados no movimento de preensão. Os últimos desenvolvimentos efetuados baseiam-se em exosqueletos, realidades virtuais e terapias vibratórias para o auxílio da reabilitação do pulso.

Nesta dissertação é proposto um novo dispositivo misto capaz de acompanhar o paciente em todo o seu processo de reabilitação, sendo a sua componente ativa do tipo vibratório e um dos focos deste estudo. Para este efeito foi desenvolvido um protótipo com forma cilíndrica (protótipo 1) e outro com forma de haltere (protótipo 2). A simulação numérica aponta que as frequências de ressonância dos dispositivos diminuem com o aumento do comprimento dos mesmos, sendo o dispositivo 2 o que apresenta frequências de ressonância mais baixas. Os resultados obtidos dos testes em pacientes evidenciaram que a terapia vibratória promove o alívio da dor e o aumento da amplitude articular, bem como a melhoria do movimento de preensão e da força, podendo ser usada logo numa fase precoce de reabilitação, tal como previsto pelos terapeutas. A par destes resultados, foi possível verificar que o sexo dos indivíduos influencia os resultados obtidos. Além disso, foi possível concluir que as vibrações que são transmitidas ao sistema mão-braço dependem da forma como o dispositivo é agarrado, influenciando o nível de exposição diária à vibração. As frequências naturais de ambos os protótipos não coincidem com as frequências de ressonância da mão e do braço, aspeto essencial para o sucesso da terapia. Embora as diferenças não sejam muito significativas, o protótipo 2 foi o que alcançou um maior ganho articular, reunindo assim aspetos fulcrais como pega ergonómica, forma atrativa e vibração adequada.

PALAVRAS-CHAVE

Pulso, dispositivo médico, reabilitação, vibração

ABSTRACT

"Development and testing of a new device for wrist rehabilitation"

The wrist is an important region of the human body, that connects the forearm to the hand, being essential for the accomplishment of numerous basic daily activities. The wrist joint (and forearm) allows three degrees of freedom, responsible for flexion-extension, radial-ulnar deviation and pronation-supination movements. There are numerous pathologies that can affect the normal performance of the wrist, with a special focus on tendinitis, fractures and neurological diseases. Thus, when the wrist is injured, in addition to the inherent pain, its movements can also be compromised. The wrist rehabilitation process is based on physiotherapy sessions, where its mobilization is performed through active and passive movements, including rehabilitation devices. However, they do not allow all movements of the wrist and forearm, and their replacement is necessary when the movement that they confer is improved. In addition, they are not strongly directed to the wrist movements, being more focused on the grab movement. The latest developments are based on exoskeletons, virtual realities and vibratory therapies for the aid of wrist rehabilitation.

In this thesis it is proposed a new mixed device able to accompany the patient throughout his rehabilitation process, being its active vibratory component and one of the focus of this study. For this purpose, a prototype with a cylindrical shape (prototype 1) and a prototype with a dumbbell shape (prototype 2) was developed. The numerical simulation shows that the resonant frequencies of the devices decrease with the increase of their length, presenting the second device the lowest resonance frequencies. The results obtained from the tests in patients showed that the vibratory therapy promotes the relief of the pain and the increase of the joint amplitudes, as well as the improvement of the grab movement and the strength, and can be used at an early stage of rehabilitation, as predicted by therapists. Moreover, it was possible to verify that the gender of individuals influences the results obtained. In addition, it was possible to conclude that the vibrations that are transmitted to the hand-arm system depend on the way the device is grabbed, influencing the level of daily exposure to vibration. The natural frequencies of both prototypes do not coincide with the resonance frequencies of the hand and arm, an essential aspect for the success of the therapy. Although the differences are not very significant, the prototype 2 was the one that achieved a greater joint gain, bringing together key aspects such as ergonomic handle, attractive shape and proper vibration.

KEYWORDS

Wrist, medical device, rehabilitation, vibration

ÍNDICE

Agradecimentos i
Resumo iii
Abstract v
Índice vii
Índice de Figuras xi
Índice de Tabelas xvii
Lista de Abreviaturas, Siglas e Acrónimos xxiii
1. Introdução 1
1.1. Contextualização e definição do problema 1
1.2. Objetivos e metas 2
1.3. Estrutura da dissertação 3
2. Anatomia e fisiologia 5
2.1. Conceitos 5
2.1.1. Planos anatómicos 5
2.1.2. Termos de posição 6
2.1.3. Articulações 7
2.2. Ossos e articulações 7
2.2.1. Antebraço 9
2.2.2. Mão 9
2.3. Músculos 12
2.4. Artérias, veias e nervos 23
2.4.1. Artérias 23
2.4.2. Veias 25
2.4.3. Nervos 25
3. Movimentos e patologias 29
3.1. Biomecânica 29
3.1.1. Amplitude de movimentos 29
3.1.2. Cinemática do pulso 30

3.1.3. Classificação de movimentos 34
3.1.4. Movimento mínimo requerido para atividades básicas diárias 35
3.1.5. Cinética 35
3.1.6. Velocidade angular máxima, aceleração, potência e binário 37
3.2. Patologias 37
3.2.1. Tipos de patologias 37
3.2.2. Patologias no desporto 44
3.2.3. Incidência e prevalência das principais lesões do pulso e da mão 46
3.2.4. Consequências dos principais tipos de lesões na qualidade de vida do ser humano 48
4. Reabilitação do pulso 49
4.1. Reabilitação tradicional 49
4.1.1. Modalidades de fisioterapia 49
4.1.2. Fisioterapia no pulso 52
4.2. Dispositivos de reabilitação 53
4.2.1. Ortóteses 54
4.2.2. Dispositivos de reabilitação comercializados 59
4.3. Patentes 61
4.4. Outros dispositivos: avanços atuais 65
4.5. Vibração e os seus efeitos na saúde humana 68
4.5.1. Conceito de vibração 69
4.5.2. Ressonância 70
4.5.3. Tipos de vibração 72
4.5.4. Vibração transmitida ao sistema mão-braço 72
4.5.5. Direção e eixos de vibração 73
4.5.6. Representação da vibração 74
4.5.7. Medição da vibração transmitida ao sistema mão-braço 74
4.5.8. Efeitos da vibração na saúde humana 75
4.5.9. Limites de exposição 76
4.5.10. Desenvolvimentos na área 77

5. Projeto concetual 81
5.1. Ergonomia 81
5.2. Antropometria da mão, pulso e antebraço 84
5.2.1. Estudo antropométrico das dimensões da mão, pulso e antebraço 85
5.2.2. Estudo antropométrico dos movimentos do pulso e antebraço 89
5.3. Trabalho de campo exploratório 90
5.4. Análise aos dispositivos existentes e em desenvolvimento 96
5.5. Árvore de objetivos 98
5.6. Requisitos 100
5.7. Estrutura de funções do produto 102
5.8. Especificações técnicas 103
5.9. Mapa morfológico 106
5.10. Conceito de solução 110
6. Projeto de detalhe, construção e otimização 113
6.1. Modelos geométricos 114
6.2. Arquitetura do sistema de controlo 116
6.3. Construção dos dispositivos 118
6.4. Construção do sistema de controlo 119
6.5. Velocidade de rotação dos motores 121
6.6. Simulação numérica dos dispositivos 123
7. Validação dos dispositivos e discussão 131
7.1. Testes em terapeutas 132
7.2. Testes em pacientes 136
7.2.1. Amplitude articular 138
7.2.2. Parâmetros avaliados 151
7.2.3. Outras potencialidades de reabilitação dos dispositivos 157
7.3. Acelerações e exposição diária 158
7.3.1. Medição das acelerações 158
7.3.2. Cálculo da exposição diária 170
8. Conclusões e trabalhos futuros 173

Referências Bibliográficas 177
Anexo I – Reabilitação do pulso 185
Anexo II – Dados antropométricos 193
Anexo III – Entrevistas iniciais 197
Anexo IV – Desenhos técnicos 199
Anexo V – Componentes do sistema de controlo 209
Anexo VI – Simulação numérica 211
Anexo VII – Questionário dos terapeutas 213
Anexo VIII – Questionário dos pacientes 215
Anexo IX – Resultados em pacientes 219
Anexo X – Acelerações 223

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Planos e termos de posição do corpo humano [adaptado de Drake et al. (2005, p. 3)]..... 6
Figura 2 - Articulação do pulso e zona envolvente [adaptado de Drake et al. (2005, p. 709)]..... 7
Figura 3 - Ossos da mão (Oliveira et al., 2011, p. 64). 10
Figura 4 - Músculos da camada superficial do compartimento anterior do antebraço [adaptado de Drake et al. (2005, p. 694)]..... 13
Figura 5 - Camada muscular média do compartimento anterior do antebraço [adaptado de Drake et al. (2005, p. 696)]. 14
Figura 6 - Músculos da camada profunda do compartimento anterior do antebraço [adaptado de Drake et al. (2005, p. 696)]..... 14
Figura 7 - Camada muscular superficial do compartimento posterior do antebraço: (a) vista anterior, (b) vista posterior [adaptado de Drake et al. (2005, p. 702)]..... 15
Figura 8 - Músculos da camada muscular profunda do compartimento posterior do antebraço: (a) abdutor longo do polegar, extensor curto do polegar e extensor longo do polegar; (b) supinador, abdutor longo do polegar, extensor curto do polegar, extensor longo do polegar e extensor do indicador [adaptado de Drake et al. (2005, p. 704)]..... 15
Figura 9 - Músculos intrínsecos da mão: (a) interósseos dorsais, (b) interósseos palmares, (c) músculo palmar curto, (d) músculo adutor do polegar, (e) músculos das eminências tenar e hipotenar, (f) músculos lumbricais [adaptado de Drake et al. (2005, pp. 714, 718, 720, 721 e 723)]. 17
Figura 10 - Movimento de circundação (Kapandji, 1970). 30
Figura 11 - Planos anatómicos da mão [adaptado de Barroso (2007, p. 5)]. 31
Figura 12 - Movimentos de extensão (acima) e flexão (abaixo) do pulso e respetivo eixo de rotação [adaptado de Williams et al. (2001, p. 31)]. 32
Figura 13 - Movimento de adução (esquerda) e abdução (direita) do pulso e respetivo eixo de rotação [adaptado de Williams et al. (2001, p. 31)]. 33
Figura 14 - Movimento de supinação (esquerda) e de pronação (direita) do antebraço [adaptado de Williams et al. (2001, p. 32)]. 34
Figura 15 - Prevalência estimada na população geral de patologias que afetam o pulso e a mão por idade, no sexo masculino [adaptado de Walker-Bone et al. (2004)]. 47
Figura 16 - Prevalência estimada na população geral de patologias que afetam o pulso e a mão por idade, no sexo feminino [adaptado de Walker-Bone et al. (2004)]..... 47

Figura 17 - Diferentes tipos de ortóteses: (a) ortótese para imobilização do pulso, mão e dedos; (b) ortótese para a síndrome do canal cárpico; (c) ortótese de posicionamento do pulso e da mão; (d) pulso elástico; (e) ortótese WHF; (f) ortótese para lesão do nervo radial; (g) ortótese para a articulação trapézio-metacárpica; (h) ortótese para desvio cubital (Branco et al., 2008, pp. 27-29). 55
Figura 18 - Dispositivo de reabilitação do pulso e da mão [adaptado de Carlson (2000)]. 62
Figura 19 - Dispositivo para exercício do pulso e fortalecimento [adaptado de Sakurada (1977)]. 62
Figura 20 - Exercitador de pulso [adaptado de Chang (1995)]. 62
Figura 21 - Dispositivo de exercício para o tratamento da síndrome do túnel do carpo [adaptado de Gibney (1996)]. 63
Figura 22 – Rotador de pulso terapêutico [adaptado de Baker (1998)]. 63
Figura 23 - Método e aparelho para terapia do dedo, da mão e do pulso [adaptado de Rogers Jr (2001)]. 64
Figura 24 – Dispositivo de terapia ocupacional para fortalecimento dos dedos, mão, pulso, antebraço e pé [adaptado de Bennett (2002)]. 64
Figura 25 – Dispositivo de terapia para a pronação e supinação [adaptado de Hopkins e Sieller (2005)]. 65
Figura 26 – Resposta de um sistema dinâmico simples para a vibração com exemplificação do fenómeno de ressonância [adaptado de Mansfield (2005, p. 6)]. 70
Figura 27 - Frequências de ressonância do corpo humano (Duarte et al., 2002). 71
Figura 28 - Eixos para a vibração transmitida à mão: (a) visualização dos eixos x e z, (b) visualização dos eixos y e z (ISO 5349-1, 2001). 73
Figura 29 - Etapas para o conceito de solução. 81
Figura 30 – Diâmetro D_1 e D_2 no modelo de pega ideal com as respetivas indentações dos dedos indicador e médio [adaptado de Garneau e Parkinson (2012)]. 82
Figura 31 – Qualidade da aderência em função do diâmetro para o dedo médio, para o dedo indicador e em função do comprimento da mão [adaptado de Garneau e Parkinson (2012)]. 82
Figura 32 – Variação da área de contacto consoante do diâmetro da pega: (a) diâmetro pequeno (menor que 50 mm), (b) diâmetro médio (50-58 mm) e (c) diâmetro grande (maior que 58 mm) [adaptado de Seo e Armstrong (2008)]. 83
Figura 33 – Diâmetro ótimo da pega para uma maior força de aperto [adaptado de Seo e Armstrong (2008)]. 83

Figura 34 – Simulação do aperto para o diâmetro ideal de 33 mm num indivíduo do sexo masculino (Sancho-Bru et al., 2003). 84
Figura 35 – Medições antropométricas realizadas na mão (Umami, 2016, pp. 48-50). 86
Figura 36 - Dimensões do pulso e da mão humana (Williams et al., 2001, p. 27). 87
Figura 37 - Dimensões do pulso e da mão no movimento de agarrar (Williams et al., 2001, p. 28). ... 88
Figura 38 - Dimensões do antebraço (Williams et al., 2001, p. 29). 89
Figura 39 - Árvore de objetivos. 99
Figura 40 – Estrutura de funções da fase de movimentação passiva do pulso e antebraço. 103
Figura 41 – Estrutura de funções da fase de movimentação ativa do pulso e antebraço. 103
Figura 42 - Conceito de solução proposto: (a) modelo completo, (b) haltere e (c) exemplificação do mecanismo das semiesferas rotativas e das esponjas destacáveis. 111
Figura 43 - Focalização do projeto. 113
Figura 44 - Modelo 1. 115
Figura 45 - (a) modelo 2, (b) vista seccionada do modelo 2 com exemplificação da orientação dos dois motores. 115
Figura 46 - Principais componentes do sistema de controlo dos dispositivos. 116
Figura 47 – Células recarregáveis ICR18650-26F (TME, s.d.). 116
Figura 48 - Regulador de tensão L7805 (Sparkfun, s.d.a1). 116
Figura 49 - Microcontrolador ATtiny85 (Microchip, 2017). 117
Figura 50 – Ponte H L293D (Sparkfun, s.d.a2). 117
Figura 51 - Motor M260 (Sparkfun, s.d.a3). 117
Figura 52 - Arquitetura da PCB. 118
Figura 53 - (a) visualização da estrutura metálica no protótipo 1, (b) protótipo 1. 118
Figura 54 - (a) protótipo 2, (b) exemplificação da orientação dos motores. 119
Figura 55 - Conceção inicial do sistema de controlo. 120
Figura 56 - PCB: (a) vista superior, (b) vista inferior. 120
Figura 57 – PCB com pilha, regulador de tensão, microcontrolador e ponte H. 120
Figura 58 - Pilhas em série. 121
Figura 59 - (a) tacómetro de luz, (b) fonte de alimentação variável e (c) exemplificação do método de medição da velocidade de rotação do motor. 122
Figura 60 – Velocidade de rotação dos motores do protótipo 1 e do protótipo 2 em função da tensão de alimentação. 122

Figura 61 - Modelo simplificado: (a) modelo 1, (b) modelo 2. 123
Figura 62 - Fluxograma da validação e otimização dos protótipos. 131
Figura 63 - Terapia com os dispositivos: (a) protótipo 1 numa mão feminina, (b) protótipo 2 numa mão feminina, (c) protótipo 2 numa mão masculina. 137
Figura 64 - Exemplificação da medição da amplitude articular com o goniómetro (neste caso da flexão). 138
Figura 65 - Esquema da arquitetura para medição das acelerações. 159
Figura 66 - Eixo de medição do protótipo 1. 160
Figura 67 - Acelerómetro no protótipo1. 160
Figura 68 - Eixos de medição do protótipo 2. 160
Figura 69 - Posições do acelerómetro: (a) eixo x, (b) eixo y, (c): eixo z. 161
Figura 70 - Software LabView com os parâmetros de aquisição e respetivo gráfico aceleração (m/s^2) × tempo (s). 161
Figura 71 - Resultados obtidos para o protótipo 1 a uma tensão de 4 V na mão feminina. 163
Figura 72 - Resultados obtidos para o protótipo 1 a uma tensão de 4 V na mão masculina. 164
Figura 73 - Resultados obtidos para o eixo x do protótipo 2 a uma tensão de 4 V na mão feminina. . 164
Figura 74 - Resultados obtidos para o eixo y do protótipo 2 a uma tensão de 4 V na mão feminina. . 165
Figura 75 - Resultados obtidos para o eixo z do protótipo 2 a uma tensão de 4 V na mão feminina. . 165
Figura 76 - Resultados obtidos para o eixo x do protótipo 2 a uma tensão de 4 V na mão masculina. 166
Figura 77 - Resultados obtidos para o eixo y do protótipo 2 a uma tensão de 4 V na mão masculina. 166
Figura 78 - Resultados obtidos para o eixo z do protótipo 2 a uma tensão de 4 V na mão masculina. 167
Figura 79 - Resultados obtidos para o protótipo 1 a uma tensão de 0.5 V na mão feminina. 223
Figura 80 - Resultados obtidos para o protótipo 1 a uma tensão de 2.5 V na mão feminina. 224
Figura 81 - Resultados obtidos para o protótipo 1 a uma tensão de 0.5 V na mão masculina. 224
Figura 82 - Resultados obtidos para o protótipo 1 a uma tensão de 2.5 V na mão masculina. 225
Figura 83 - Resultados obtidos para o eixo x do protótipo 2 a uma tensão de 0.5 V na mão feminina. 225
Figura 84 - Resultados obtidos para o eixo x do protótipo 2 a uma tensão de 2.5 V na mão feminina. 226

Figura 85 - Resultados obtidos para o eixo y do protótipo 2 a uma tensão de 0.5 V na mão feminina. 226
Figura 86 - Resultados obtidos para o eixo y do protótipo 2 a uma tensão de 2.5 V na mão feminina. 227
Figura 87 - Resultados obtidos para o eixo z do protótipo 2 a uma tensão de 0.5 V na mão feminina. 227
Figura 88 - Resultados obtidos para o eixo z do protótipo 2 a uma tensão de 2.5 V na mão feminina. 228
Figura 89 - Resultados obtidos para o eixo x do protótipo 2 a uma tensão de 0.5 V na mão masculina. 228
Figura 90 - Resultados obtidos para o eixo x do protótipo 2 a uma tensão de 2.5 V na mão masculina. 229
Figura 91 - Resultados obtidos para o eixo y do protótipo 2 a uma tensão de 0.5 V na mão masculina. 229
Figura 92 - Resultados obtidos para o eixo y do protótipo 2 a uma tensão de 2.5 V na mão masculina. 230
Figura 93 - Resultados obtidos para o eixo z do protótipo 2 a uma tensão de 0.5 V na mão masculina. 230
Figura 94 - Resultados obtidos para o eixo z do protótipo 2 a uma tensão de 2.5 V na mão masculina. 231

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Grupos musculares com interferência nos movimentos do pulso e antebraço (adaptado de Oliveira et al. (2011, pp. 57 e 65)) 22
Tabela 2 - Outros grupos musculares com interferência acessória nos movimentos do pulso e antebraço [adaptado de Oliveira et al. (2011, pp. 57 e 65)] 23
Tabela 3 - Velocidade angular máxima, aceleração e potência (Rivin, 1987) 37
Tabela 4 - Causas das lesões que ocorrem no pulso e respetivos exemplos (Wallmann, 2011) 38
Tabela 5 - Tipos de desporto e as lesões mais comuns que se observam nos mesmos (Werner e Plancher, 1998) 46
Tabela 6 - Prevalência na população geral de diagnósticos de patologias que afetam o pulso, numa amostra de 2696 homens e 3342 mulheres (Walker-Bone et al., 2004) 47
Tabela 7 - Impacto relativo (em %) que determinadas patologias provocam em certas ações da vida diária (Walker-Bone et al., 2004) 48
Tabela 8 - Exemplos de pulsos elásticos e ortóteses comercializados 57
Tabela 9 - Dispositivos para reabilitação do pulso e antebraço usados em hospitais e clínicas de reabilitação 59
Tabela 10 - Resumo de alguns desenvolvimentos em dispositivos do pulso e antebraço 66
Tabela 11 - Tipos de recetores táteis encontrados na mão (Mansfield, 2005, p. 88) 73
Tabela 12 - Valor de ação e limite de exposição segundo o Decreto Lei n.º 46/2006 (24 de fevereiro) 77
Tabela 13 - Desenvolvimentos efetuados em características vibratórias 78
Tabela 14 - Principais medidas da mão direita e da mão esquerda dos portugueses (Umami, 2016, pp. 43, 44, 62-65) 86
Tabela 15 – Principais dimensões do pulso e da mão (Tilley, 1993) 88
Tabela 16 – Comprimento do antebraço (Tilley, 1993) 89
Tabela 17 - Dados de amplitude articular (Pheasant, 2003) 90
Tabela 18 - Subfunção colocação/posicionamento da componente passiva do movimento 107
Tabela 19 - Subfunção estabilização da componente passiva do movimento 107
Tabela 20 - Subfunção flexão-extensão, desvio radial-cubital e pronação-supinação da componente passiva do movimento 108
Tabela 21 - Subfunção flexão-extensão, desvio radial-cubital, pronação-supinação e preensão da componente ativa do movimento 108

Tabela 22 - Mapa morfológico (a laranja encontram-se as subsoluções escolhidas) 109
Tabela 23 - Velocidade de rotação do motor em função da tensão de alimentação para os motores de ambos os protótipos 122
Tabela 24 - Modo de vibração, deslocamento e respetiva frequência natural em função do comprimento do modelo 1 simplificado (escala em mm) 125
Tabela 25 - Modo de vibração, deslocamento e respetiva frequência natural em função do comprimento do modelo 2 simplificado (escala em mm) 126
Tabela 26 – Características de cada participante do estudo 137
Tabela 27 - Amplitudes articulares antes e após a terapia com ambos os protótipos e respetivo ganho médio no sexo feminino (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido) 139
Tabela 28 - Amplitudes articulares antes e após a terapia com ambos os protótipos e respetivo ganho médio no sexo masculino 139
Tabela 29 - Ganho de amplitude articular após uma sessão de terapia para o sexo feminino e masculino (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido) 144
Tabela 30 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 1 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo feminino (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido) 145
Tabela 31 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 1 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo masculino 145
Tabela 32 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 2 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo feminino (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido) 145
Tabela 33 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 2 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo masculino 146
Tabela 34 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 1 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo feminino quando o mesmo foi usado em primeiro lugar (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido) 148
Tabela 35 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 1 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo masculino quando o mesmo foi usado em primeiro lugar 148

Tabela 36 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 2 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo feminino quando o mesmo foi usado em primeiro lugar (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido) 148
Tabela 37 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 1 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo feminino quando o mesmo foi usado em segundo lugar (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido) 149
Tabela 38 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 2 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo feminino quando o mesmo foi usado em segundo lugar (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido) 149
Tabela 39 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 2 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo masculino quando o mesmo foi usado em segundo lugar..... 149
Tabela 40 - Amplitudes articulares no final da terapia com um dos dispositivos e antes da terapia com o outro e respetiva perda articular no sexo feminino (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido) 150
Tabela 41 - Amplitudes articulares no final da terapia com um dos dispositivos e antes da terapia com o outro e respetiva perda articular no sexo masculino 150
Tabela 42 - Amplitudes articulares antes de cada uma das terapias e ganho articular obtido entre as mesmas no sexo feminino (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido) 151
Tabela 43 - Amplitudes articulares antes de cada uma das terapias e ganho articular obtido entre as mesmas no sexo masculino 151
Tabela 44 – Média das pontuações obtidas em cada parâmetro para o protótipo 1 e para o protótipo 2 consoante o sexo dos pacientes 152
Tabela 45 - Frequências naturais obtidas para diferentes tensões de alimentação dos motores para o protótipo 1 162
Tabela 46 - Frequências naturais obtidas para diferentes tensões de alimentação dos motores para o protótipo 2 na mão feminina 162
Tabela 47 - Frequências naturais obtidas para diferentes tensões de alimentação dos motores para o protótipo 2 na mão masculina 163

Tabela 48 - Desenvolvimentos em dispositivos de reabilitação do pulso 185
Tabela 49 - Características dos participantes envolvidos no estudo antropométrico da mão humana portuguesa (Umami, 2016, p. 61) 193
Tabela 50 - Média, desvio padrão e valores de percentis das dimensões da mão esquerda em mulheres portuguesas - em mm (Umami, 2016, p. 62) 193
Tabela 51 - Média, desvio padrão e valores de percentis das dimensões da mão direita em mulheres portuguesas - em mm (Umami, 2016, p. 63) 194
Tabela 52 - Média, desvio padrão e valores de percentis das dimensões da mão esquerda em homens portugueses - em mm (Umami, 2016, p. 64) 194
Tabela 53 - Média, desvio padrão e valores de percentis das dimensões da mão direita em homens portugueses - em mm (Umami, 2016, p. 65) 195
Tabela 54 - Dimensões do pulso, da mão e do antebraço (Tilley, 1993) 196
Tabela 55 - Especificações técnicas das células recarregáveis de ião lítio (TME, s.d.) 209
Tabela 56 – Especificações técnicas do regulador de tensão (Sparkfun, s.d.a1) 209
Tabela 57 - Especificações técnicas do microcontrolador (Microchip, 2017) 209
Tabela 58 - Especificações técnicas da ponte H (Sparkfun, s.d.a2) 209
Tabela 59 - Especificações técnicas dos motores usados (Sparkfun, s.d.a3) 209
Tabela 60 - Propriedades do alumínio 6063-T83 211
Tabela 61 - Características do modelo 1 simplificado 211
Tabela 62 - Características do modelo 2 simplificado 211
Tabela 63 - Frequências naturais em função do comprimento do modelo 1 simplificado 211
Tabela 64 - Frequências naturais em função do comprimento do modelo 2 simplificado 212
Tabela 65 – Amplitudes articulares do paciente 1 antes e após a terapia com cada um dos protótipos 219
Tabela 66 - Amplitudes articulares do paciente 2 antes e após a terapia com cada um dos protótipos 219
Tabela 67 - Amplitudes articulares do paciente 3 antes e após a terapia com cada um dos protótipos 219
Tabela 68 - Amplitudes articulares do paciente 4 antes e após a terapia com cada um dos protótipos 219
Tabela 69 - Amplitudes articulares do paciente 5 antes e após a terapia com cada um dos protótipos 220

Tabela 70 - Amplitudes articulares do paciente 6 antes e após a terapia com cada um dos protótipos 220
Tabela 71 - Amplitudes articulares do paciente 7 antes e após a terapia com cada um dos protótipos 220
Tabela 72 - Amplitudes articulares do paciente 8 antes e após a terapia com cada um dos protótipos 220
Tabela 73 - Amplitudes articulares do paciente 9 antes e após a terapia com cada um dos protótipos 221
Tabela 74 - Pontuações obtidas para cada parâmetro consoante os pacientes (P1 a P9) e respetiva média para o protótipo 1 221
Tabela 75 – Pontuações obtidas para cada parâmetro consoante os pacientes (P1 a P9) e respetiva média para o protótipo 2 221
Tabela 76 - Especificações técnicas do sensor 353B32 (Piezotronics, 2017a) 223
Tabela 77 - Especificações técnicas do condicionador de sinal 482A22 (Piezotronics, 2017b) 223
Tabela 78 - Especificações técnicas do condutor NI PCI-6251 (Instruments, 2017b)..... 223

Lista de Abreviaturas, Siglas e Acrónimos

AVC	Acidente Vascular Cerebral
AC	*Alternating Current* (Corrente Alternada)
CAD	*Computer-Aided Design* (Desenho Assistido por Computador)
CTFC	Complexo Triangular de Fibrocartilagem
DC	*Direct Current* (Corrente Contínua)
EMG	Eletromiografia
FFT	*Fast Fourier Transform* (Transformada Rápida de Fourier)
ISO	*International Standard Organization* (Organização Internacional de Normalização)
IVA	Imposto sobre o Valor Acrescentado
PCB	*Printed Circuit Board* (Placa de Circuito Impresso)
PLA	Poliácido Lático
PVC	Policloreto de Vinil
rpm	Rotações por minuto
TENS	*Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation* (Estimulação Nervosa Elétrica Transcutânea)
VMF-r	Vibração do Músculo Focal repetitiva
WHF	*Wrist/Hand/Fingers* (Pulso/Mão/Dedos)

1. INTRODUÇÃO

A dissertação de Mestrado que é aqui apresentada, cujo tema é "Desenvolvimento e teste de um novo dispositivo para reabilitação do pulso" é realizada no âmbito da conclusão do Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

Neste capítulo é realizada uma contextualização e definição do problema, são expostos os objetivos e metas que se pretendem alcançar com a presente dissertação e é efetuada uma apresentação da estrutura da mesma.

1.1. Contextualização e definição do problema

O pulso é uma importante articulação do corpo humano responsável pela conexão do antebraço à mão. Desta forma, encontra-se envolvido nas mais variadíssimas atividades do dia-a-dia, não só pelos seus próprios movimentos, mas também pela diversidade de posições que permite à mão.

As lesões que ocorrem no pulso são um problema comum que afeta a qualidade de vida do ser humano. Assim, a reabilitação do mesmo quando é lesionado é fulcral, não só para a execução de tarefas básicas na vida diária e no trabalho, como também para a realização de atividades desportivas. De facto, os desportistas são uma classe da população que se encontra propícia ao aparecimento de lesões no pulso, devido à prática intensa que normalmente é realizada com frequência, bem como ao tipo de desporto que está inerente. As lesões que ocorrem com mais frequência nesta articulação são as tendinites, a síndrome do túnel do carpo e as fraturas, para além da limitação de movimentos provocada por situações de acidente vascular cerebral (AVC).

Deste modo, torna-se primordial uma reabilitação rápida e completa das zonas lesadas para a recuperação da mobilidade até então perdida, para o alívio da dor e para o fortalecimento muscular, com consequente restauro da vida normal dos pacientes.

O processo de reabilitação do pulso baseia-se em sessões de fisioterapia. Atualmente, as clínicas de reabilitação e hospitais incorporam neste processo várias componentes, nomeadamente: imobilização e mobilização funcional, analgesia, anti-inflamatória, reforço muscular e ganho de amplitudes. Nestas componentes é usual o recurso a dispositivos de reabilitação para auxiliar o processo.

A maioria dos dispositivos existentes para o ganho de amplitudes e reforço muscular normalmente apenas fortalecem o movimento de preensão, não se encontrando fortemente direcionados para os movimentos de flexão-extensão e desvio radial-cubital do pulso e pronação-supinação do antebraço. Além disso, muitos deles apenas funcionam de forma passiva, sendo escassos tanto

dispositivos ativos como dispositivos mistos. Na sua grande maioria, estes dispositivos apenas se focam no fortalecimento muscular, não intervindo ao nível do ganho de amplitude articular, bem como no alívio da dor provocada pelas lesões do pulso. Para além destas limitações, geralmente cada um dos dispositivos comercializados apenas se encontra direcionado para um tipo de movimento, sendo necessário proceder-se à sua substituição assim que esse mesmo movimento se encontre aprimorado.

Assim, torna-se primordial encontrar estratégias que possam acompanhar o paciente em toda a sua reabilitação, de tal forma que o processo não culmine com a utilização de determinado dispositivo.

Deste modo, nesta dissertação propõe-se um novo dispositivo misto capaz de acompanhar o paciente em todo o seu processo de reabilitação, sendo este estudo focalizado na sua componente ativa.

1.2. Objetivos e metas

Esta dissertação tem como objetivo o desenvolvimento de um dispositivo misto que acompanhe o paciente em todo o seu processo de reabilitação, tal como já mencionado. Este, para além do movimento de preensão, também deverá permitir a totalidade de movimentos do pulso e antebraço, bem como o alívio da dor. Porém, o foco do estudo centralizar-se-á num dispositivo vibratório capaz de fornecer três graus de liberdade à articulação do pulso e antebraço, funcionando desta forma como um dispositivo ativo.

Assim, pretende-se verificar a eficácia de um sistema vibratório no processo de reabilitação do pulso, nomeadamente, ao nível da diminuição da dor, do fortalecimento muscular e da amplitude de movimentos.

Para esse efeito, pretende-se experimentar este novo conceito em terapeutas e em pacientes, de modo a entender se o dispositivo apresenta valor terapêutico.

Com a realização deste projeto pretende-se atingir os seguintes objetivos:

- Conhecer e compreender a anatomia do corpo humano, nomeadamente do pulso e zonas envolventes;
- Compreender os movimentos e forças envolvidos na articulação do pulso;
- Estudar o tipo de patologias e lesões que podem afetar o normal funcionamento do pulso;
- Entender como o processo de reabilitação do pulso é efetuado;
- Perceber quais os dispositivos que são usados para reabilitação do pulso e quais as suas limitações;
- Desenvolver e construir uma nova solução;

- Avaliar os efeitos da vibração no processo de reabilitação do pulso através de testes à sua funcionalidade com terapeutas e pacientes;
- Perceber se a vibração utilizada se encontra numa gama adequada para a reabilitação do pulso e antebraço.

1.3. Estrutura da dissertação

O presente projeto de dissertação encontra-se dividido em 8 capítulos: introdução, anatomia e fisiologia, movimentos e patologias, reabilitação do pulso, projeto concetual, projeto de detalhe, construção e otimização, validação dos dispositivos e discussão e conclusões e trabalhos futuros.

A introdução consiste no primeiro capítulo, no qual se realiza uma contextualização e definição do problema, o estabelecimento de objetivos e metas e a apresentação da estrutura da dissertação.

O segundo capítulo é referente à anatomia e fisiologia. Neste realiza-se uma breve revisão de alguns conceitos importantes para a dissertação, faz-se um estudo dos ossos e articulações do pulso, antebraço e mão, bem como de músculos, artérias, veias e nervos, de forma a entender toda a fisiologia da articulação.

O terceiro capítulo corresponde aos movimentos e patologias. Neste é realizada uma revisão da biomecânica, explorando a amplitude de movimentos, a cinemática do pulso, a classificação de movimentos, o movimento mínimo requerido para atividades básicas diárias, a cinética e a velocidade angular máxima, aceleração, potência e binário. Além disso, são estudadas as patologias associadas ao pulso, com uma descrição do tipo de patologias que podem ocorrer, das patologias que ocorrem no desporto, da incidência e prevalência das principais lesões do pulso e da mão e das consequências dos principais tipos de lesões na qualidade de vida do ser humano.

A reabilitação do pulso corresponde ao quarto capítulo. Neste é estudado o protocolo de reabilitação do pulso, é efetuada uma análise aos dispositivos de reabilitação usados em clínicas de reabilitação e hospitais, são analisadas algumas patentes existentes, bem como alguns estudos realizados neste âmbito. Ainda neste capítulo, é realizada uma análise respeitante à vibração, bem como aos seus efeitos na saúde humana.

O quinto capítulo é referente ao projeto concetual. Assim, é realizado um levantamento bibliográfico acerca de características ergonómicas, bem como das características antropométricas da mão, do pulso e do antebraço. Além disso, é realizado um trabalho de campo com entrevistas a terapeutas da área, de modo a entender todo o processo de reabilitação e alguns aspetos importantes, assim como obter uma primeira opinião do dispositivo a desenvolver. Neste capítulo é, ainda, realizada

uma análise aos dispositivos existentes e em desenvolvimento, é construída uma árvore de objetivos, é realizado o levantamento de requisitos, é estabelecida a estrutura de funções do produto e de especificações técnicas, é elaborado o mapa morfológico e é apresentado o conceito de solução.

O sexto capítulo corresponde ao projeto de detalhe, construção e otimização, sendo apresentados os modelos geométricos estudados, a arquitetura do sistema de controlo, a construção dos dispositivos, a construção do sistema de controlo, realizado um teste à velocidade de rotação dos motores e, ainda, uma simulação numérica dos dispositivos.

O sétimo capítulo corresponde à validação dos dispositivos e discussão. Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos dos testes realizados em terapeutas e em pacientes. Além disso, é realizada uma análise às acelerações provocadas pelos dispositivos, bem como à exposição diária resultante da vibração proposta. Todos os resultados obtidos são acompanhados de uma análise e discussão.

Por fim, o oitavo capítulo apresenta as conclusões do trabalho efetuado, bem como sugestões para trabalhos futuros.

2. ANATOMIA E FISIOLOGIA

Este capítulo destina-se ao estudo da anatomia e fisiologia do pulso, com contextualização com o antebraço e com a mão.

Inicialmente, realiza-se uma abordagem a determinados conceitos que serão utilizados ao longo da dissertação, de forma a entender o significado dos mesmos. De seguida, efetua-se uma revisão aos ossos e articulações do antebraço e da mão. Porém, como a fisiologia do corpo humano é complexa, também é realizado um estudo dos músculos, artérias, veias e nervos relativos a toda a estrutura do pulso e antebraço.

2.1. Conceitos

Esta secção destina-se ao esclarecimento de alguns conceitos básicos abordados ao longo do texto, de forma a permitir uma melhor interpretação dos conteúdos que se seguem. Desta forma, serão apresentados, de seguida, alguns desses conceitos, nomeadamente o esclarecimento dos diferentes planos anatómicos do corpo humano, dos termos de posição utilizados no mesmo, bem como uma noção do que é uma articulação.

2.1.1. Planos anatómicos

De acordo com Drake et al. (2005, p. 4), o corpo humano é atravessado por três grupos de planos anatómicos principais (Figura 1), nomeadamente: planos frontais (ou coronais), planos sagitais e planos transversais, horizontais ou axiais.

Os planos frontais (ou coronais) apresentam uma orientação vertical e caracterizam-se por permitirem a divisão do corpo em duas partes: a parte anterior e a parte posterior (Drake et al., 2005, p. 4).

Os planos sagitais, tal como os planos frontais, também apresentam uma orientação vertical, porém fazem um ângulo de 90º com estes. Estes planos caracterizam-se por dividirem o corpo humano em duas partes: a parte direita e a parte esquerda (Drake et al., 2005, p. 4).

Os planos transversais, horizontais ou axiais caracterizam-se pela divisão do corpo em duas partes: a parte superior e a parte inferior (Drake et al., 2005, p. 4). Por essa razão, e tal como o próprio nome dos mesmos indica, apresentam uma orientação horizontal.

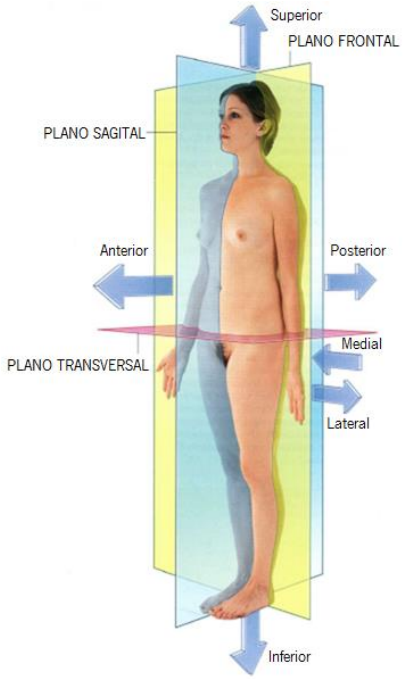


Figura 1 - Planos e termos de posição do corpo humano [adaptado de Drake et al. (2005, p. 3)].

2.1.2. Termos de posição

Em determinadas situações é necessário recorrer a certos termos de posição para se referir a uma estrutura corporal específica. Neste sentido, existem três pares principais de termos de posição destinados à localização de estruturas corporais (anterior e posterior, medial e lateral e superior e inferior). Estes termos tanto podem ser usados para fazer referência a essa zona do corpo humano, ou para situar alguma estrutura relativamente a outras partes corporais - ver Figura 1 (Drake et al., 2005, p. 4).

As posições anteriores (ou ventrais) e posteriores (ou dorsais) são utilizadas quando se pretende indicar uma estrutura que se encontra na frente ou atrás do corpo, respetivamente (Drake et al., 2005, p. 4).

As posições mediais e laterais são referentes à posição de estruturas relativamente ao plano sagital e aos respetivos lados do corpo que o mesmo divide. No caso da existência de uma estrutura interposta entre uma medial e outra lateral é denominada de intermédia (Drake et al., 2005, p. 4).

As posições superiores e inferiores são termos utilizados para fazer referência a estruturas posicionadas de forma relativa ao eixo vertical do corpo (Drake et al., 2005, p. 4).

Para o caso de estudo do presente trabalho, convém ainda mencionar as posições proximais e distais. Estas são utilizadas em situações em que se pretende fazer referência a algo que se encontra mais perto ou mais longe da origem de uma determinada estrutura, respetivamente (Drake et al., 2005, p. 4).

Por sua vez, também pode ser necessário a alusão às posições superficiais e profundas, em situações em que se pretende indicar posições relativas de duas estruturas relacionadas com a superfície do corpo (Drake et al., 2005, p. 4).

2.1.3. Articulações

Uma articulação é definida como o local onde mais de que um osso se encontram reunidos. A sua designação é estabelecida de acordo com os ossos ou parte deles que se encontram envolvidos. Relativamente à sua classificação, esta é realizada de acordo com a função ou com o tipo de tecido conjuntivo que mantém a união dos ossos, bem como com a possível existência de líquido entre eles (Seeley et al., 2005, pp. 249 e 250).

2.2. Ossos e articulações

O pulso é uma região de pequena dimensão que se situa no membro superior, localizada entre o antebraço e a mão. Este consiste numa articulação sinovial que ocorre entre a epífise distal do rádio, o disco articular sobre a epífise distal do cúbito, o escafoide, o semilunar e o piramidal (Figura 2). Estes três últimos consistem em ossos carpais da fileira proximal e as suas superfícies articulares formam uma superfície oval que apresenta um contorno convexo, articulando-se, assim, com a superfície côncava do rádio e do disco articular. Em resultado surge a articulação do pulso. Nesta ocorre a articulação do rádio com as grandes superfícies proximais do escafoide e do semilunar (Drake et al., 2005, pp. 708 e 710; Seeley et al., 2005, p. 236).

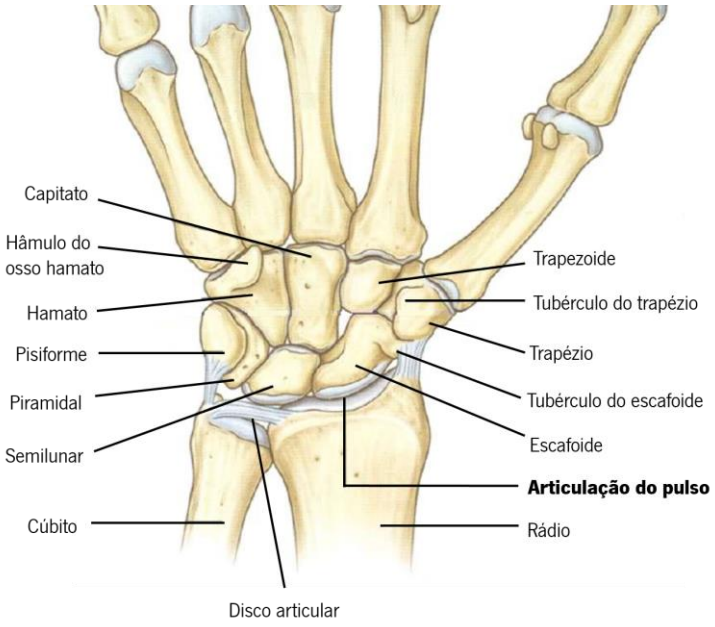


Figura 2 - Articulação do pulso e zona envolvente [adaptado de Drake et al. (2005, p. 709)].

Uma vez percebida qual a estrutura óssea que faz parte da constituição da articulação do pulso, é importante perceber que esta cápsula não age de forma isolada. Esta é reforçada pelos ligamentos radiocarpal palmar, cubitocarpal palmar e radiocarpal dorsal. Além destes, existe ainda a presença dos ligamentos colaterais radial e cubital do carpo, os quais percorrem a distância entre os processos estilóides do rádio e do cúbito e os ossos carpais adjacentes. Neste sentido, a face medial e a face lateral da articulação do pulso são reforçadas, bem como suportadas durante a flexão e extensão (Drake et al., 2005, p. 711).

O **túnel do carpo** é uma importante região que se forma anteriormente no pulso e que é responsável pela passagem do nervo mediano e de todos os tendões flexores longos do antebraço para os dedos, que incluem os quatro tendões do flexor profundo dos dedos, os quatro tendões do flexor superficial dos dedos e o tendão do flexor longo do polegar. O túnel do carpo apresenta na sua constituição pequenos ossos carpais e o retináculo dos músculos flexores. Relativamente à base do arco, é constituída pelo pisiforme, pelo hâmulo do osso hamato e pelos tubérculos do escafoide e do trapézio. O retináculo é responsável pela conversão do arco para túnel do carpo e pela manutenção dos tendões no plano ósseo do pulso, bem como na prevenção do seu arqueamento. Os tendões presentes no túnel do carpo encontram-se envolvidos por bainhas sinoviais, as quais permitem que estes possuam um movimento livre nesta região (Drake et al., 2005, p. 712).

Dado que o pulso é uma articulação que conecta duas zonas do corpo humano, muitas vezes apresenta um movimento que age de forma integrada com movimentos do antebraço e/ou da mão, a qual inclui também os dedos. Assim, todo este conjunto é uma complexa região do corpo humano, constituída por inúmeros ossos e articulações que proporcionam uma diversidade de movimentos bastante importantes para a qualidade de vida do ser humano (Werner e Plancher, 1998).

Uma vez que para efeitos de literatura a articulação do pulso é considerada uma zona pertencente à mão, mas que ao mesmo tempo conecta esta ao antebraço, torna-se imprescindível para o conhecimento desta articulação realizar um estudo tanto do antebraço como da mão. Apesar de ser uma tarefa bastante longa, torna-se essencial na medida em que estas três secções se encontram todas elas relacionadas. Além disso, mas não menos importante, convém frisar que existe um conjunto de movimentos associados ao pulso, explorados no Capítulo 3, onde dois dos quais pertencem ao antebraço apesar de muitas vezes serem proferidos como movimentos da articulação do pulso. Assim, o estudo destas regiões é fundamental, uma vez que será projetado um dispositivo que se encontra relacionado com as mesmas.

2.2.1. Antebraço

O antebraço corresponde a uma região do membro superior, situada entre a articulação do cotovelo e a articulação do pulso. Este é constituído por dois ossos que se dispõem paralelamente entre si e que são designados por rádio e por cúbito. O rádio dispõe-se lateralmente e o cúbito medialmente. O rádio é menor na sua parte proximal, local onde se encontra articulado com o úmero, e maior na sua parte distal, local onde constitui a articulação do pulso juntamente com os ossos carpais da mão. Por outro lado, o cúbito é maior na sua parte proximal e menor na sua parte distal (Drake et al., 2005, pp. 608 e 687).

Os movimentos de pronação e supinação (ver secção 3.1.2.) resultam das articulações proximal e distal entre o rádio e o cúbito. Estas permitem que a parte distal do rádio altere a posição sobre a parte adjacente do cúbito, proporcionando os movimentos mencionados (Drake et al., 2005, p. 687).

O antebraço é dividido em dois compartimentos, o anterior e o posterior, os quais se encontram separados por um septo intermuscular lateral, pela membrana interóssea e pela inserção da fáscia profunda (Drake et al., 2005, p. 687).

No antebraço encontra-se a **articulação radiocubital distal**, que tem como função permitir o movimento ântero-medial da epífise distal do rádio sobre o cúbito. Esta articulação surge, então, entre a superfície articular da cabeça do cúbito, a incisura cubital no final do rádio e um disco articular fibroso. Nas margens da articulação radiocubital distal encontra-se, ainda, a membrana sinovial, revestida pela cápsula articular fibrosa na sua superfície externa. O disco articular é responsável pela separação da articulação radiocubital da articulação do pulso, apresentando uma forma triangular (Drake et al., 2005, p. 690).

2.2.2. Mão

A mão é uma importante região pertencente aos membros superiores que se encontra localizada numa zona distal à articulação do pulso. Esta região do corpo humano encontra-se envolvida nas mais variadíssimas ações que requerem trabalho mecânico e sensorial. Nesta podemos distinguir duas faces, a anterior e a dorsal. A face anterior é frequentemente designada por palma, enquanto que a face dorsal corresponde ao dorso da mão. Na mão, existem também três partes, nomeadamente: o pulso, o metacarpo e os dedos (Drake et al., 2005, pp. 707 e 708).

Como é do conhecimento geral, cada mão do ser humano possui cinco dedos, ou seja, o polegar que se encontra posicionado lateralmente, e quatro dedos que se encontram situados medialmente ao polegar, que se designam, respetivamente, por indicador, médio, anelar e mínimo. Quando a mão se

encontra numa posição de repouso, ou posição normal, verifica-se que os dedos formam uma arcada fletida, na qual o dedo mínimo é o que se encontra mais fletido e o dedo polegar é o que apresenta uma menor flexão (Drake et al., 2005, p. 708).

Numa terminologia anatómica são consideradas cinco regiões existentes na mão, nomeadamente: a carpal, a metacarpal, a dorsal, a palmar e os dedos (Drake et al., 2005, p. 707).

Na posição anatómica, a posição em que os dedos se encontram é diferente da de repouso, encontrando-se, nesta situação, estendidos (Drake et al., 2005, p. 708).

A mão possui três grupos de ossos diferentes: os carpais, os metacarpais e as falanges. Assim, cada mão possui oito ossos carpais, cinco metacarpais e duas falanges no dedo polegar e três nos restantes dedos - Figura 3 (Drake et al., 2005, p. 708).

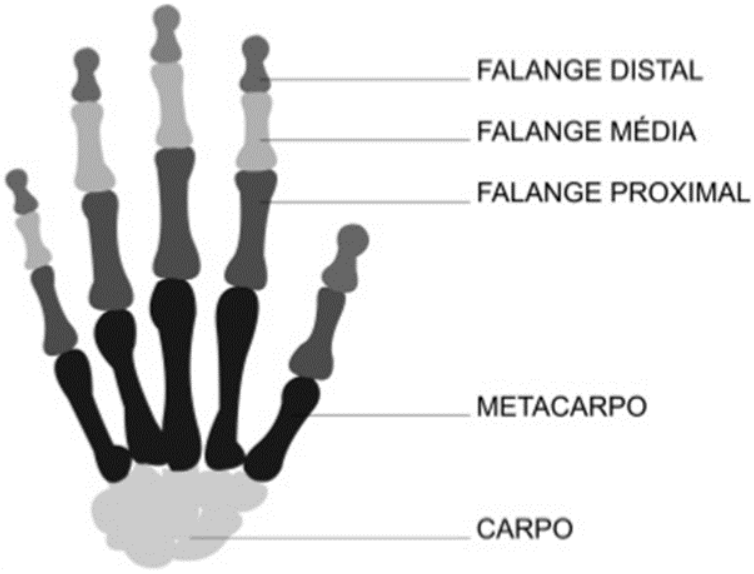


Figura 3 - Ossos da mão (Oliveira et al., 2011, p. 64).

Os **carpais** são ossos de pequenas dimensões que são considerados ossos do pulso. Estes ossos encontram-se organizados em duas fileiras, uma proximal e outra distal. Cada fileira apresenta um total de quatro ossos. Relativamente à fileira proximal, seguindo uma orientação lateral para medial e em vista anterior, esta é constituída pelo escafoide, pelo semilunar, pelo piramidal e pelo pisiforme. Relativamente à fileira distal, segundo uma orientação lateral para medial e em vista anterior, esta é constituída pelo trapézio, pelo trapezoide, pelo capitato e pelo hamato. Os ossos carpais possuem bastantes superfícies articulares, de tal modo que se articulam entre si. Além disso, os ossos carpais pertencentes à fileira distal articulam, ainda, com os ossos metacarpais dos dedos. No entanto, os movimentos dos ossos metacarpais nos ossos carpais são limitados, com exceção do metacarpal do polegar. Os ossos carpais caracterizam-se ainda pela formação de um arco carpal com base direcionada anteriormente e que ocorre devido aos mesmos não se encontrarem alinhados no plano coronal.

Relativamente à face lateral desta base, esta é constituída pelos tubérculos do escafoide e do trapézio. A face medial é constituída pelo pisiforme e pelo hâmulo do osso hamato. A distância existente entre as faces medial e lateral da base é unida e percorrida pelo retináculo dos músculos flexores, de modo a formar a parede anterior do túnel do carpo. As faces e assoalho do túnel do carpo são formados pelo arco dos ossos carpais (Drake et al., 2005, p. 708).

Os **metacarpais** são outro conjunto de ossos da mão e, tal como referido anteriormente, existem cinco ossos metacarpais em cada mão, cada qual relacionado com um dedo. Neste sentido, o metacarpal I encontra-se associado ao dedo polegar, o metacarpal II relaciona-se com o dedo indicador, o metacarpal III associa-se ao dedo médio, o metacarpal IV encontra-se relacionado com o dedo anelar e o metacarpal V com o dedo mínimo. Cada osso metacarpal é constituído por três regiões: uma base, sendo que todas as bases dos ossos metacarpais articulam-se entre si e também com os ossos carpais; um corpo; e uma cabeça, situada na zona distal, sendo que as cabeças dos ossos metacarpais se articulam com as falanges proximais dos dedos (Drake et al., 2005, pp. 708 e 710).

As **falanges** correspondem aos ossos existentes nos dedos. Tal como referido anteriormente, o polegar apresenta duas falanges, uma proximal e uma distal, enquanto que os restantes dedos são dotados de três falanges, nomeadamente proximal, média e distal. Por sua vez, cada falange é dividida em três zonas: a base, o corpo e a cabeça. A cabeça corresponde à região distal e a base de cada falange proximal articula-se com a cabeça do osso metacarpal correspondente (Drake et al., 2005, p. 710).

Além disso, na mão estão presentes diversas articulações, nomeadamente: a articulação do pulso (já abordada e foco principal deste estudo), as articulações do carpo, as articulações carpometacarpais, as articulações metacarpofalângicas e as articulações interfalângicas da mão (Drake et al., 2005, pp. 710 e 711).

As **articulações do carpo**, tal como o próprio nome indica, são as articulações existentes entre os ossos do carpo, sendo estas do tipo sinovial. As articulações intercarpais apresentam movimentos limitados. Porém, estas têm bastante importância no posicionamento da mão, principalmente em extensão, apesar de também intervirem na flexão, desvio radial e desvio cubital (Drake et al., 2005, p. 711).

As **articulações carpometacarpais** correspondem às articulações existentes entre os metacarpais e a fileira distal de ossos carpais respetiva. No total, existem cinco articulações carpometacarpais em cada mão. A mobilidade das articulações carpometacarpais não é a mesma em todas as articulações. Neste sentido, a articulação que apresenta uma maior mobilidade corresponde à articulação carpometacarpal existente no polegar, que ocorre entre o metacarpal I e o trapézio. Assim,

esta articulação apresenta um conjunto de movimentos, nomeadamente flexão, extensão, abdução, adução, rotação e circundação. Por outro lado, as articulações carpometacarpais existentes entre os metacarpais II, III, IV e V e os ossos carpais apenas permitem deslizamentos limitados, sendo o metacarpal II o menos móvel, seguindo-se o metacarpal III com mais mobilidade que o II e assim por diante (Drake et al., 2005, p. 711).

As **articulações metacarpofalângicas** correspondem às articulações existentes entre as cabeças distais dos metacarpais e as falanges proximais dos dedos. Estas articulações permitem movimentos de flexão, extensão, abdução, adução, circundação e rotação limitada. A cápsula de cada articulação metacarpofalângica encontra-se reforçada pelo ligamento palmar e pelos ligamentos colaterais medial e lateral. Os ligamentos palmares existentes nas articulações metacarpofalângicas dos dedos são conectados pelos três ligamentos metacarpais transversos profundos. Os ligamentos metacarpais transversos profundos unem as cabeças dos ossos metacarpais e restringem os movimentos destes ossos entre si. Entre o ligamento palmar da articulação metacarpofalângica do polegar e o ligamento palmar do dedo indicador não existe o ligamento metacarpal transverso profundo (Drake et al., 2005, p. 711).

As **articulações interfalângicas da mão**, como o próprio nome indica, cada articulação desse tipo ocorre entre duas falanges existentes em cada dedo da mão. Estas articulações permitem, principalmente, movimentos de flexão e extensão. Uma vez que o polegar apenas apresenta duas falanges, neste dedo apenas existe uma articulação interfalângica. Dado que nos restantes dedos se verifica a existência de três falanges, então existem duas articulações interfalângicas em cada um, uma proximal e uma distal. As articulações interfalângicas da mão encontram-se reforçadas pelos ligamentos colaterais medial e lateral e pelos ligamentos palmares (Drake et al., 2005, p. 711).

2.3. Músculos

Nesta secção pretende-se realizar uma revisão aos músculos do antebraço e da mão. Contudo, uma abordagem da totalidade destes músculos é exaustiva e exagerada para o foco deste estudo. Assim, far-se-á uma referência a todos os músculos que intervêm nestas estruturas, mas somente se entrará em detalhe naqueles que de facto intervêm nos movimentos do pulso (flexão-extensão e desvio radial-cubital) e antebraço (pronação-supinação). Na realidade, os músculos relacionados com os movimentos do pulso e antebraço são todos pertencentes ao antebraço. Relativamente aos músculos da mão, apenas poderá ter interesse o músculo palmar curto, que tem como função melhorar a preensão. Todos os

restantes músculos pertencentes à mão têm funções relativas aos dedos e às suas articulações (Drake et al., 2005, pp. 693, 697, 701, 705 e 719).

Os músculos que fazem parte da constituição do antebraço dividem-se em dois grandes grupos: os do compartimento anterior e os do compartimento posterior. Por sua vez, os músculos pertencentes ao compartimento anterior do antebraço podem-se encontrar em três camadas, nomeadamente: superficial, média e profunda. Por outro lado, os músculos que se encontram no compartimento posterior do antebraço apenas se incluem em duas camadas, a superficial e a profunda (Drake et al., 2005, pp. 692 e 701).

Por norma, tanto o compartimento anterior como o posterior do antebraço incluem músculos que são responsáveis pelos movimentos existentes na articulação do pulso. Porém, a flexão dos dedos, a flexão do pulso e o movimento de pronação são assegurados pelos músculos do compartimento anterior do antebraço, enquanto que a extensão dos dedos, a extensão do pulso e a supinação é assegurada pelos músculos do compartimento posterior (Drake et al., 2005, pp. 692, 687 e 701).

A camada superficial do compartimento anterior do antebraço é constituída por quatro músculos, nomeadamente: o **flexor cubital do carpo**, o **palmar longo**, o **flexor radial do carpo** e o **pronador redondo** - ver Figura 4 (Drake et al., 2005, p. 693).

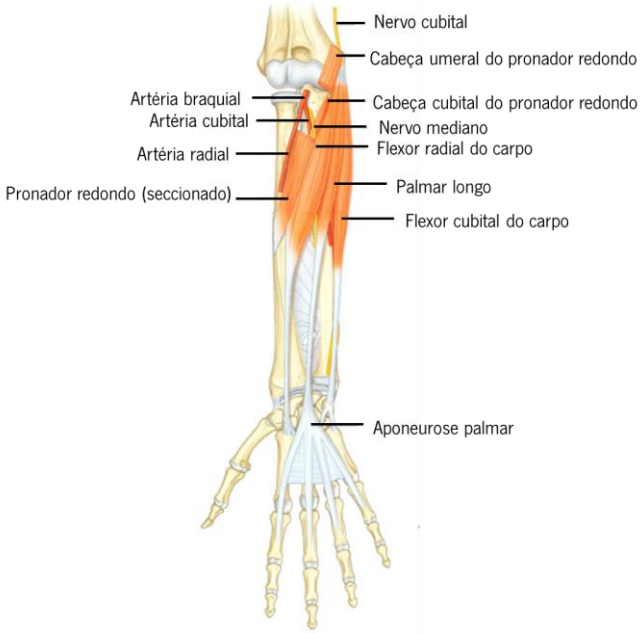


Figura 4 - Músculos da camada superficial do compartimento anterior do antebraço [adaptado de Drake et al. (2005, p. 694)].

A camada média do compartimento anterior do antebraço apenas apresenta um músculo na sua constituição: o **flexor superficial dos dedos** - ver Figura 5 (Drake et al., 2005, p. 695).

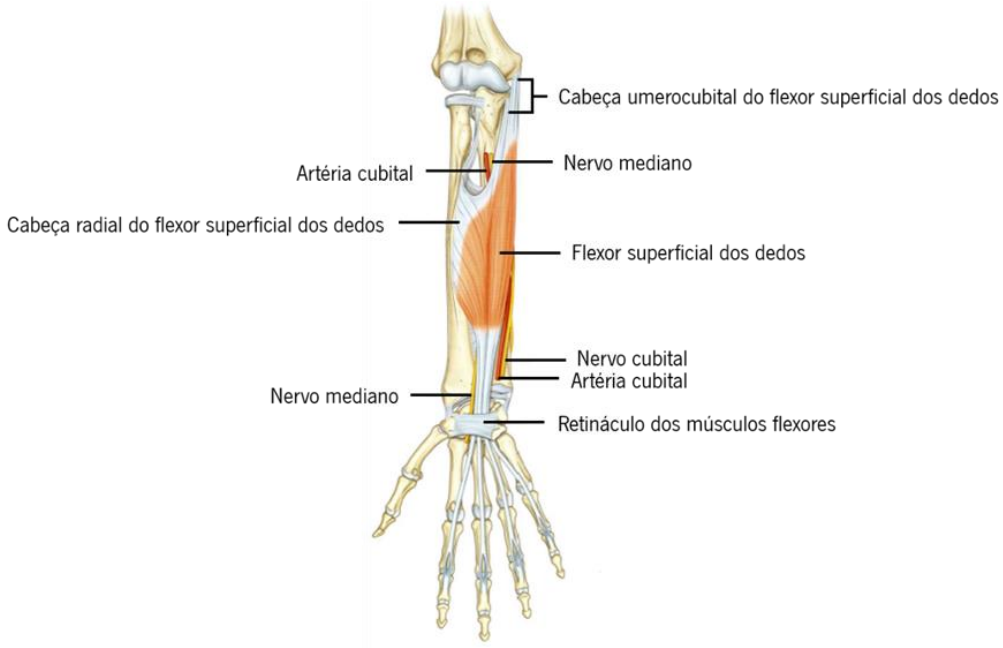


Figura 5 - Camada muscular média do compartimento anterior do antebraço [adaptado de Drake et al. (2005, p. 696)].

A camada profunda do compartimento anterior do antebraço é constituída por três músculos, nomeadamente: o **flexor profundo dos dedos**, o **flexor longo do polegar** e o **pronador quadrado** - ver Figura 6 (Drake et al., 2005, p. 697).

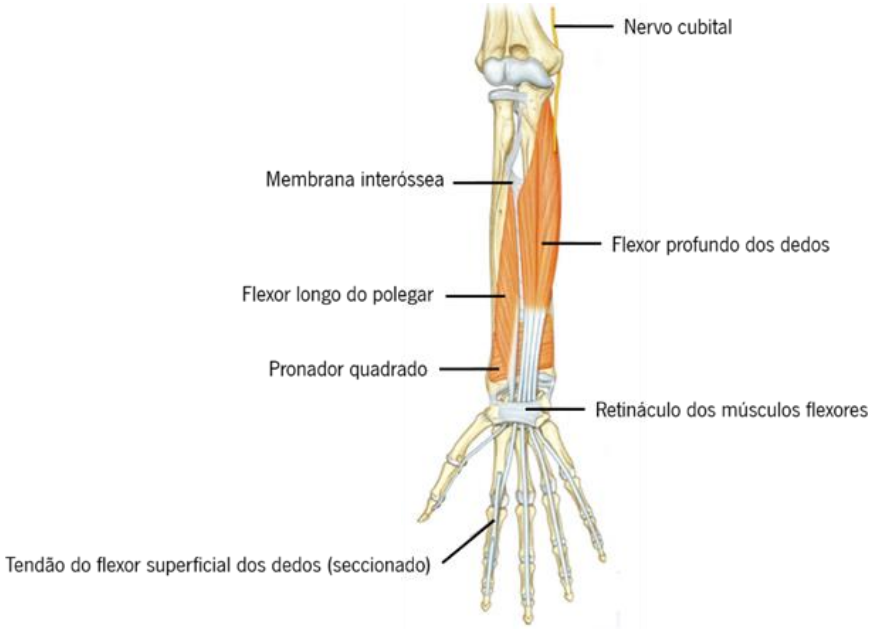


Figura 6 - Músculos da camada profunda do compartimento anterior do antebraço [adaptado de Drake et al. (2005, p. 696)].

A camada superficial do compartimento posterior do antebraço é composta por sete músculos: o **braquiorradial**, o **extensor radial longo do carpo**, o **extensor radial curto do carpo**, o **extensor dos dedos**, o **extensor do dedo mínimo**, o **extensor cubital do carpo** e o **ancóneo** - ver Figura 7 (Drake et al., 2005, p. 701).

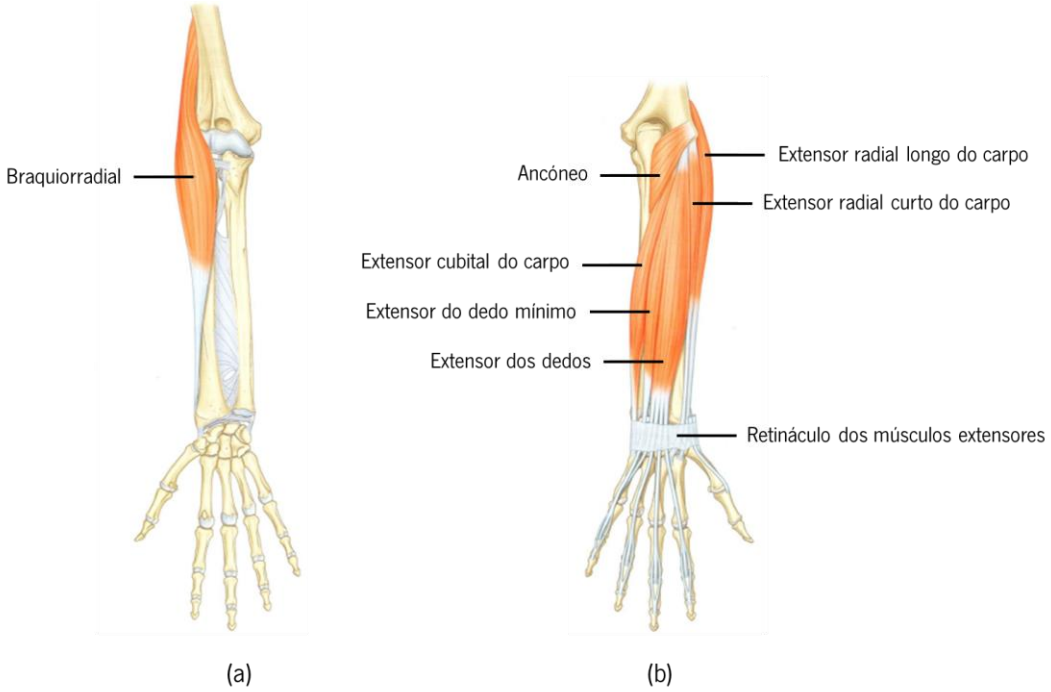


Figura 7 - Camada muscular superficial do compartimento posterior do antebraço: (a) vista anterior, (b) vista posterior [adaptado de Drake et al. (2005, p. 702)].

A camada profunda do compartimento posterior do antebraço é constituída por cinco músculos, nomeadamente: o **supinador**, o **abdutor longo do polegar**, o **extensor curto do polegar**, o **extensor longo do polegar** e o **extensor do indicador** - ver Figura 8 (Drake et al., 2005, p. 703).

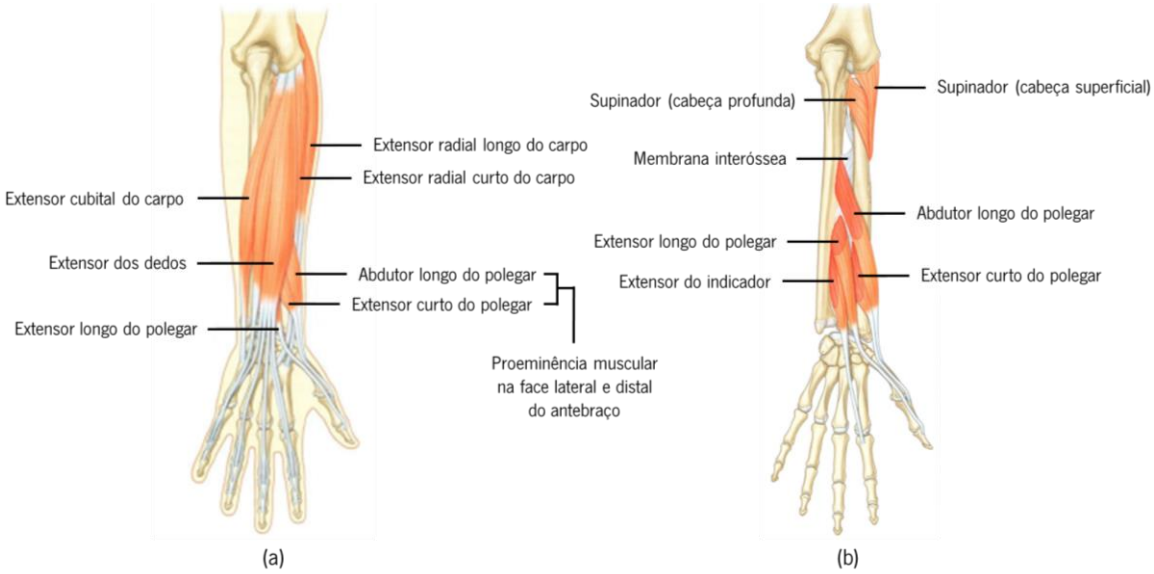


Figura 8 - Músculos da camada muscular profunda do compartimento posterior do antebraço: (a) abdutor longo do polegar, extensor curto do polegar e extensor longo do polegar; (b) supinador, abdutor longo do polegar, extensor curto do polegar, extensor longo do polegar e extensor do indicador [adaptado de Drake et al. (2005, p. 704)].

Os dois compartimentos do antebraço diferem ainda no tipo de inervação que possuem. Neste sentido, verifica-se que todos os músculos do compartimento posterior do antebraço são inervados pelo

nervo radial, enquanto que os músculos do compartimento anterior são inervados na sua maioria pelo **nervo mediano**, com exceção do músculo flexor cubital do carpo e da metade medial do músculo flexor profundo dos dedos, que são inervados pelo **nervo cubital** (Drake et al., 2005, p. 693 e 701).

Relativamente à mão, esta apresenta um conjunto de músculos intrínsecos e extrínsecos. Os músculos intrínsecos encontram-se situados inteiramente na mão, enquanto que os músculos extrínsecos têm origem no antebraço e inserem-se na mão. Assim, os primeiros têm como principal função a execução de movimentos de precisão entre o polegar e os restantes dedos. Os segundos, atuam ao nível da força de preensão da mão (Drake et al., 2005, p. 718).

Neste sentido, o foco centra-se nos músculos intrínsecos da mão. Estes incluem o **palmar curto** (Figura 9c), os **interósseos dorsais** (Figura 9a), os **interósseos palmares** (Figura 9b), o **adutor do polegar** (Figura 9d), os **lumbricais** (Figura 9f), os da eminência tenar (Figura 9e) e os da eminência hipotenar (Figura 9e). Os músculos da eminência tenar incluem o **oponente do polegar**, o **abdutor curto do polegar** e o **flexor curto do polegar**. Os músculos da eminência hipotenar incluem o **oponente do dedo mínimo**, o **abdutor do dedo mínimo** e o **flexor do dedo mínimo** (Drake et al., 2005, pp. 718, 721 e 722).

Todos os músculos da eminência tenar têm funções relacionadas com o movimento do polegar, nomeadamente, a oposição deste em relação aos restantes dedos e aos seus movimentos finos. Estes músculos são responsáveis pela elevação proeminente na face lateral da palma, na base do polegar (Drake et al., 2005, p. 721).

Se ainda agora se viu que todos os músculos da eminência tenar se encontram relacionados com o polegar, também se pode ver que todos os músculos da eminência hipotenar se encontram relacionados com o dedo mínimo. Assim, os músculos da eminência hipotenar têm como função contribuir para a elevação no lado medial da palma, todos na base do dedo mínimo (Drake et al., 2005, p. 722).

Relativamente à inervação dos músculos intrínsecos, esta ocorre, maioritariamente, pelos **ramos profundos do nervo cubital**, com exceção dos três músculos da eminência tenar e dos dois músculos lumbricais laterais que são inervados pelo **nervo mediano**. A inervação destes músculos advém principalmente do segmento T1 da medula espinal, com uma contribuição de C8 (Drake et al., 2005, p. 718).

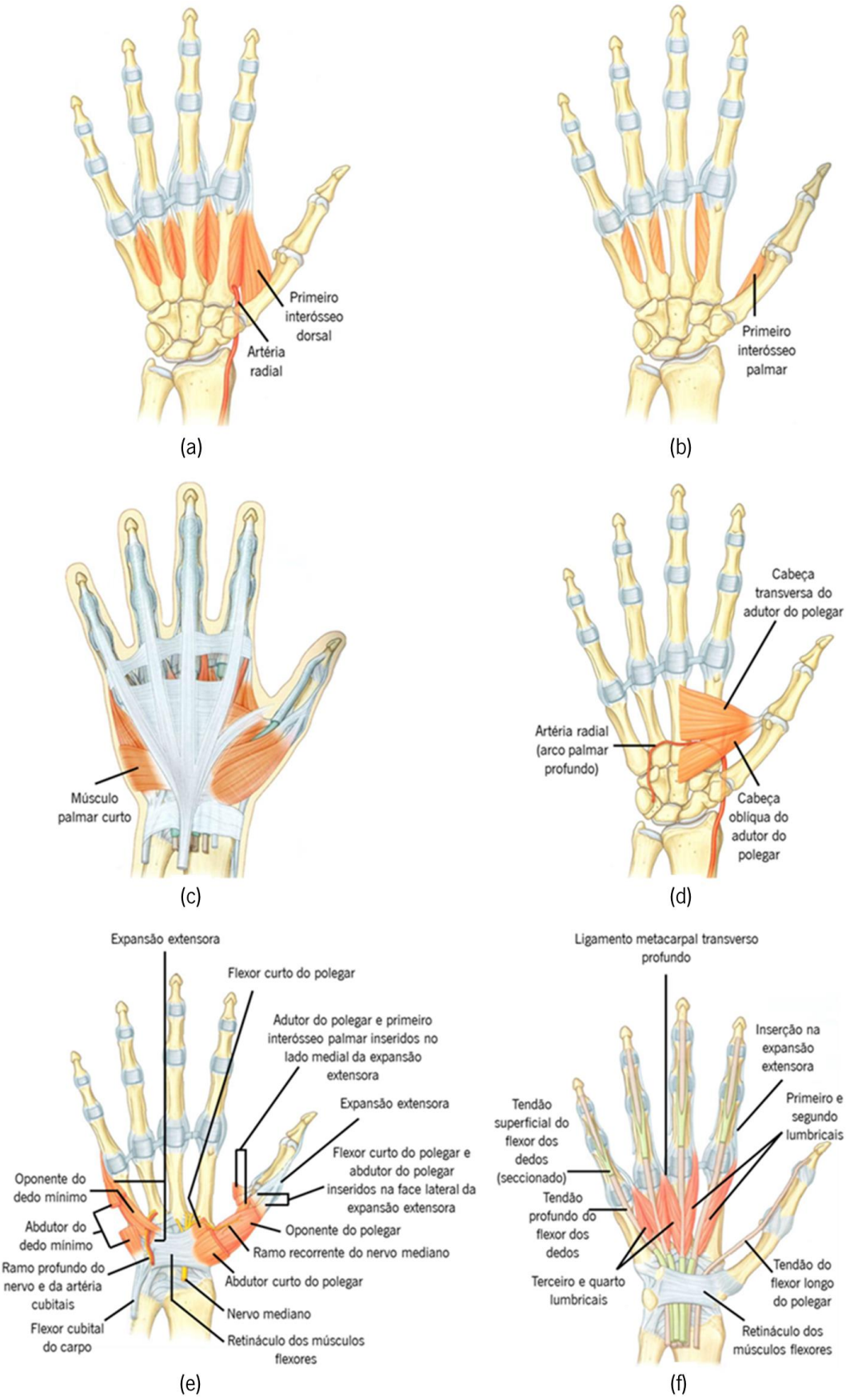


Figura 9 - Músculos intrínsecos da mão: (a) interósseos dorsais, (b) interósseos palmares, (c) músculo palmar curto, (d) músculo adutor do polegar, (e) músculos das eminências tenar e hipotenar, (f) músculos lumbricais [adaptado de Drake et al. (2005, pp. 714, 718, 720, 721 e 723)].

De seguida, apresenta-se uma análise detalhada dos músculos que de algum modo permitem ou intervêm nos movimentos de flexão-extensão e desvio radial-cubital do pulso e pronação-supinação do antebraço. Além disso, também é abordado o músculo palmar curto, pois encontra-se envolvido no movimento de preensão.

Os principais músculos que atuam sobre o pulso são responsáveis pela sua extensão e flexão. Contudo, muitos deles, para além desta ação, intervém, ainda, nas articulações carpometacarpais, metacarpofalangeanas e interfalangeanas (Oliveira et al., 2011, p. 64).

Os músculos extensores do pulso apresentam funções como a estabilização e posicionamento do pulso quando são realizados movimentos que envolvem os dedos, com especial enfoque para o movimento referente ao fecho da mão (Oliveira et al., 2011, p. 64).

Os músculos com interesse para o estudo são: flexor cubital do carpo, palmar longo, flexor radial do carpo, pronador redondo, flexor superficial dos dedos, flexor profundo dos dedos, pronador quadrado, extensor radial longo do carpo, extensor radial curto do carpo, extensor dos dedos, extensor cubital do carpo, ancóneo, supinador e palmar curto.

O **flexor cubital do carpo** é um músculo da camada superficial do compartimento anterior do antebraço, que tem como função promover movimentos de flexão e de desvio cubital na articulação do pulso. O flexor cubital do carpo é um músculo com origem na cabeça umeral e na cabeça cubital, mais concretamente no epicôndilo medial do úmero e no olécrano e margem posterior do cúbito, respetivamente. Quanto à sua inervação, esta ocorre graças ao nervo cubital com origem do segmento T1 e contribuição de C7 e C8, com especial enfoque para C8. Assim, o nervo cubital, através da fenda triangular que se encontra situada entre a cabeça umeral e a cabeça cubital do flexor cubital do carpo, chega ao compartimento anterior do antebraço. Verifica-se, então, a convergência das fibras musculares para o tendão que se insere no osso pisiforme do carpo. A força é transferida para o osso hamato e para a base do metacarpal V através dos ligamentos pisohamato e pisometacarpal (Drake et al., 2005, pp. 693 e 695).

O **palmar longo** corresponde a um músculo da camada superficial do compartimento anterior do antebraço, o qual intervém na flexão da articulação do pulso. Porém, a sua ação é acessória e não se verifica em todos os seres humanos, em detrimento de este se encontrar ausente em 15% dos mesmos. Contudo, este músculo também intervém no movimento de preensão da mão, na medida em que se opõe às forças de cisalhamento da pele da palma. O palmar longo é um músculo com origem no epicôndilo medial do úmero e que apresenta um longo tendão que penetra a mão, inserindo-se na aponeurose palmar que se encontra na pele da palma e dos dedos. O palmar longo encontra-se situado

entre o flexor cubital do carpo e o flexor radial do carpo e é inervado pelo nervo mediano, com contribuição de C7 e C8 (Drake et al., 2005, pp. 693 e 695).

O **flexor radial do carpo** é um músculo pertencente à camada superficial do compartimento anterior do antebraço, que tem como função primordial fletir a articulação do pulso, embora também seja um abdutor da mesma. O flexor radial do carpo tem origem no epicôndilo medial do úmero. Este músculo apresenta um tendão na metade distal do antebraço. O flexor radial do carpo encontra-se situado lateralmente ao palmar longo. O tendão deste músculo apresenta inserção nas faces anteriores das bases dos metacarpais II e III. Além disso, é inervado pelo nervo mediano, com contribuição de C6 e C7 (Drake et al., 2005, pp. 693 e 695).

O **pronador redondo** consiste num músculo da camada superficial do compartimento anterior do antebraço. O nome do próprio músculo permite deduzir a sua função, que é a pronação, promovendo a rotação do rádio sobre o cúbito durante a realização deste movimento. O pronador redondo é um músculo que cruza o antebraço e que apresenta origem na cabeça umeral e na cabeça cubital, mais propriamente no epicôndilo medial do úmero e crista supra-epicondilar adjacente da primeira e na face medial do processo coronoide da segunda. Este músculo da camada superficial apresenta inserção numa tuberosidade na face lateral do rádio. Relativamente à inervação, esta é conseguida devido ao nervo mediano, com a contribuição de C6 e C7 (Drake et al., 2005, pp. 693 e 695).

O **flexor superficial dos dedos** é um músculo da camada média do compartimento anterior do antebraço que tem a capacidade de permitir a flexão das articulações interfalângicas proximais dos dedos indicador, médio, anelar e mínimo. Além disso, este músculo pode, ainda, intervir na flexão das articulações metacarpofalângicas desses mesmos dedos, bem como na flexão da articulação do pulso. O flexor superficial dos dedos apresenta origem na cabeça umerocubital e na cabeça radial, no epicôndilo medial do úmero e margem medial adjacente do processo coronoide da primeira e na linha oblíqua do rádio da segunda. Este músculo tem a capacidade de formar quatro tendões que se inserem nas faces palmares dos dedos indicador, médio, anelar e mínimo. Para chegarem aos dedos, têm de passar pelo túnel do carpo situado no pulso. A formação destes quatro tendões ocorre na zona distal do antebraço. Perto da base da falange proximal de cada dedo o tendão deste músculo divide-se em duas partes de forma a dirigir-se dorsalmente ao redor de cada lado do tendão do flexor profundo dos dedos, de tal modo que se insere nas margens da falange média. O músculo é inervado pelo nervo mediano, com origem do segmento T1 e contribuição de C8 (Drake et al., 2005, pp. 695 e 697).

O **flexor profundo dos dedos** é um músculo da camada profunda do compartimento anterior do antebraço capaz de desempenhar funções relacionadas com a flexão das articulações

metacarpofalângicas, bem como com a flexão das articulações interfalângicas proximal e distal pertencentes aos quatro dedos. Devido ao facto de os tendões do flexor profundo dos dedos cruzarem o pulso, ele também é capaz de fletir a mão. O flexor profundo dos dedos tem origem na face anterior e medial do cúbito e na metade ântero-medial da membrana interóssea. Este músculo origina quatro tendões que se dirigem até aos dedos indicador, médio, anelar e mínimo, passando pelo túnel do carpo. A inervação do flexor profundo dos dedos ocorre graças ao nervo mediano e cubital. O ramo do nervo mediano ou nervo interósseo anterior do antebraço atua nos dedos indicador e médio, enquanto que o nervo cubital atua nos dedos anelar e mínimo. Para este efeito, há origem no segmento T1 e existe a contribuição de C8 (Drake et al., 2005, p. 697).

O **pronador quadrado** é um músculo da camada profunda do compartimento anterior do antebraço que está envolvido no movimento de pronação. Durante este movimento, o músculo traciona a parte distal do rádio anteriormente sobre o cúbito. O pronador quadrado, tal como o seu próprio nome sugere, é um músculo plano e com aspeto quadrilátero. Este músculo situado na parte distal do antebraço, tem origem na crista linear na face anterior distal do cúbito e insere-se na face anterior distal do rádio. O pronador quadrado é inervado pelo ramo interósseo anterior, um ramo do nervo mediano, com principal contribuição de C8, mas também de C7 (Drake et al., 2005, pp. 697 e 698).

O **extensor radial longo do carpo** é um músculo da camada superficial do compartimento posterior do antebraço que tem como função estender e abduzir o pulso. O extensor radial longo do carpo tem origem na parte distal da crista supra-epicondilar lateral do úmero e septo intermuscular adjacente e o seu tendão insere-se na superfície dorsal da base do metacarpal II. Este músculo é inervado através do nervo radial antes da sua divisão em ramos superficial e profundo, com principal contribuição de C6, mas também de C7 (Drake et al., 2005, pp. 701 e 703).

O **extensor radial curto do carpo** é um músculo da camada superficial do compartimento posterior do antebraço que, tal como o extensor radial longo do carpo, tem como função estender e abduzir o pulso. Este músculo tem origem no epicôndilo lateral do úmero e septo intermuscular adjacente e o seu tendão apresenta inserção na superfície dorsal das bases dos metacarpais II e III. Quanto à inervação, esta ocorre devido ao ramo profundo do nervo radial antes de penetrar no músculo supinador, com contribuição de C7 e C8, com especial destaque para C7 (Drake et al., 2005, pp. 701 e 703).

O **extensor dos dedos** é um músculo da camada superficial do compartimento posterior do antebraço, sendo o principal extensor dos dedos indicador, médio, anelar e mínimo. Além disso, também pode estender o pulso. O extensor dos dedos é um músculo com origem no epicôndilo lateral do úmero, septo intermuscular adjacente e fáscia profunda e que forma quatro tendões, os quais se inserem na

face dorsal das bases das falanges média e distal dos dedos indicador, médio, anelar e mínimo. Este músculo é inervado pelo nervo interósseo posterior, com contribuição de C7 e C8, mas principalmente de C7 (Drake et al., 2005, pp. 701 e 703).

O **extensor cubital do carpo** é um músculo da camada superficial do compartimento posterior do antebraço que tem como função estender e abduzir o pulso. Este tem origem no epicôndilo lateral do úmero e margem posterior do cúbito e o seu tendão insere-se no tubérculo na base do lado medial do metacarpal V. Além disso, é inervado pelo nervo interósseo posterior, com principal contribuição do segmento espinal C7, mas também de C8 (Drake et al., 2005, pp. 701 e 703).

O **ancóneo** corresponde a um músculo da camada superficial do compartimento posterior do antebraço. Relativamente à sua função, é um abdutor do cúbito quando este se encontra em pronação e, também, um extensor acessório da articulação do cotovelo. O ancóneo tem origem no epicôndilo lateral do úmero e inserção no olécrano e face posterior proximal do cúbito. O músculo ancóneo é inervado pelo nervo radial, através do ramo para a cabeça medial do tríceps braquial, com contribuição de C6 a C8 (Drake et al., 2005, pp. 701 e 703).

O **supinador** é um músculo da camada profunda do compartimento posterior do antebraço que, tal como o seu nome indica, está envolvido no movimento de supinação. O supinador tem duas cabeças de origem, ou seja, a cabeça superficial e a cabeça profunda, as quais se inserem juntas na parte proximal do rádio. A cabeça superficial corresponde à cabeça umeral, enquanto que a cabeça profunda corresponde à cabeça cubital. O músculo supinador tem inserção na face lateral do rádio superior à linha oblíqua. Este músculo é inervado pelo nervo interósseo posterior do antebraço (ramo profundo do nervo radial), com contribuição dos segmentos espinais C6 e C7, mas principalmente de C6 (Drake et al., 2005, pp. 703 e 705).

O **palmar curto** é um músculo intrínseco da mão que tem como função melhorar a preensão desta, a qual advém da depressão que este músculo causa na concavidade da palma. Como resultado, a pele é tracionada sobre a eminência hipotenar e forma uma crista. O palmar curto tem origem na aponeurose palmar e no retináculo dos flexores e insere-se na derme da margem medial da mão. Este músculo encontra-se situado subcutaneamente. Na face medial da palma da mão, verifica-se que este músculo se encontra sobreposto aos músculos da eminência hipotenar, à artéria cubital e ao ramo superficial do nervo cubital. O palmar curto é inervado pelo ramo superficial do nervo cubital, com origem do segmento T1 e contribuição de C8 (Drake et al., 2005, pp. 715 e 719).

Devido ao carácter extenso desta abordagem e de forma a oferecer uma visualização mais rápida dos músculos abordados, a Tabela 1 apresenta uma compilação dos músculos que de algum modo

intervêm nos movimentos do pulso e antebraço. Estes podem ter uma ação primária ou acessória, consoante a importância dos mesmos para o movimento. Repare-se que aqui não se incluiu o músculo palmar curto, uma vez que não se encontra relacionado com os movimentos de flexão-extensão e desvio radial-cubital do pulso e pronação-supinação do antebraço.

Tabela 1 - Grupos musculares com interferência nos movimentos do pulso e antebraço (adaptado de Oliveira et al. (2011, pp. 57 e 65))

Grupos musculares	**MOVIMENTOS**					
	Flexão	**Extensão**	**Desvio radial**	**Desvio cubital**	**Pronação**	**Supinação**
Flexor cubital do carpo	Motor primário	-	-	Motor primário	Acessório	-
Palmar longo	-*	-	-	-	-	-
Flexor radial do carpo	Motor primário	-	Motor primário	-	Acessório	-
Pronador redondo	-	-	-	-	Acessório	-
Flexor superficial dos dedos	Acessório	-	-	-	-	-
Flexor profundo dos dedos	Acessório	-	-	-	-	-
Pronador quadrado	-	-	-	-	Motor primário	-
Extensor radial longo do carpo	-	Motor primário	Motor primário	-	-	Acessório
Extensor radial curto do carpo	-	Motor primário	Motor primário	-	-	Acessório
Extensor dos dedos	-	Acessório	-	-	-	-
Extensor cubital do carpo	-	Motor primário	-	Motor primário	-	Acessório
Ancóneo	-	-	-	-	Acessório	-
Supinador	-	-	-	-	-	Motor primário

*Oliveira et al. (2011) considera que o palmar longo não oferece nenhuma contribuição para a flexão do pulso. Porém, Drake et al. (2005) considera que este tem uma ação acessória na flexão do pulso, embora não verificada em todos os seres humanos, devido ao facto de este músculo se encontrar ausente em 15% dos mesmos.

Ao contrário do referido por Drake et al. (2005), Oliveira et al. (2011) considera que o flexor cubital do carpo e o flexor radial do carpo têm uma ação acessória no movimento de pronação do antebraço. Além disso, considera que o extensor radial longo do carpo e o extensor radial curto do carpo também têm uma ação acessória no movimento de supinação do antebraço.

Oliveira et al. (2011, pp. 57 e 65) considera, ainda, que o extensor do dedo indicador, o extensor do dedo mínimo, o flexor longo do polegar, o bíceps braquial, o braquiorradial, o extensor longo do polegar e o abdutor longo do polegar têm ações acessórias em certos movimentos do pulso e do antebraço (ver Tabela 2).

Tabela 2 - Outros grupos musculares com interferência acessória nos movimentos do pulso e antebraço [adaptado de Oliveira et al. (2011, pp. 57 e 65)]

Grupos musculares	MOVIMENTOS					
	Flexão	Extensão	Desvio radial	Desvio cubital	Pronação	Supinação
Extensor do dedo indicador	-	Acessório	-	-	-	-
Extensor do dedo mínimo	-	Acessório	-	-	-	-
Flexor longo do polegar	Acessório	-	-	Acessório	-	-
Bíceps braquial	-	-	-	-	-	Acessório
Braquiorradial	-	-	-	-	Acessório	Acessório
Extensor longo do polegar	-	-	-	-	-	Acessório
Abdutor longo do polegar	-	-	-	-	-	Acessório

2.4. Artérias, veias e nervos

Existe um conjunto de artérias, veias e nervos que marcam a sua presença no antebraço e/ou na mão, sendo, portanto, abordados de seguida. Até ao momento já se tem vindo a falar em nervos relativos aos músculos.

2.4.1. Artérias

As artérias têm como função o suprimento sanguíneo. O compartimento anterior do antebraço conta com a presença da artéria radial e da artéria cubital, que correspondem a dois ramos da artéria braquial vinda do braço. As artérias do compartimento anterior do antebraço para além de se dirigirem de forma distal para suprir a mão, também dão origem a vasos que suprem o compartimento posterior do antebraço. Por sua vez, o compartimento posterior também conta com a presença da artéria radial. Porém, a este acresce as artérias interósseas posterior e anterior. O suprimento sanguíneo da mão ocorre graças à artéria cubital, à artéria radial e a dois arcos vasculares interconectados, nomeadamente: o arco palmar superficial e o arco palmar profundo (Drake et al., 2005, pp. 698, 706 e 723).

Na zona relativa ao compartimento anterior do antebraço, a **artéria radial** tem origem da artéria braquial na zona do colo do rádio, continuando pela face lateral do antebraço. Na parte distal deste, repousa lateralmente ao grande tendão do músculo flexor radial do carpo e anterior ao músculo pronador quadrado e à epífise distal do rádio. Quando a artéria sai do antebraço passa em redor da face lateral do pulso. Posteriormente, penetra a parte dorso-lateral da mão entre as bases dos metacarpais I e II. A artéria radial apresenta ramos que na mão são capazes de provocar suprimento sanguíneo ao polegar e

à face lateral do dedo indicador. No compartimento posterior do antebraço a artéria radial fornece ramos musculares com o objetivo de contribuir para a supressão dos músculos extensores da parte radial do antebraço. Esta artéria curva-se ao redor da face lateral do pulso e passa sobre o assoalho da tabaqueira anatómica. Depois, segue em direção ao plano profundo da região palmar, penetrando anteriormente até ao dorso da mão. Posteriormente, passa entre as duas cabeças inerentes ao primeiro músculo interósseo dorsal e entre as duas cabeças relativas ao adutor do polegar. Assim, a artéria radial consegue ter acesso ao plano profundo da palma e, consequentemente, formar o **arco palmar profundo**. Este passa numa zona medial da palma, local onde comunica com o ramo palmar profundo da artéria cubital (Drake et al., 2005, pp. 698, 699, 707, 725 e 726).

Já a **artéria cubital**, no compartimento posterior do antebraço, passa abaixo da face medial do antebraço. A artéria cubital sai da fossa cubital, passa profundamente ao músculo pronador redondo e segue pelo antebraço no plano fascial entre os músculos flexor cubital do carpo e flexor profundo dos dedos. A artéria sai do antebraço em direção à mão, passando lateralmente ao osso pisiforme e superficialmente ao retináculo dos músculos flexores no pulso, curvando-se sobre a palma. A artéria cubital tem capacidade para proporcionar o principal suprimento sanguíneo aos três últimos dedos laterais e à metade medial do segundo dedo. Na zona distal da mão, a artéria cubital é medial ao hâmulo do osso hamato, dirigindo-se lateralmente através da palma, formando o **arco palmar superficial**. Este é superficial aos tendões do flexor longo dos dedos e profundo à aponeurose palmar e oferece ainda a possibilidade para se comunicar com o ramo palmar da artéria radial na face lateral da região palmar. A **artéria interóssea posterior** tem origem no compartimento anterior a partir do ramo interósseo comum da artéria cubital. Esta dirige-se dorsalmente sobre a margem proximal da membrana interóssea com o objetivo de chegar ao compartimento posterior do antebraço. A artéria interóssea posterior contribui com o ramo, nomeadamente, a artéria recorrente interóssea. No seu caminho, esta segue entre os músculos supinador e abdutor longo do polegar, de forma a provocar a supressão dos extensores superficiais. A artéria interóssea posterior recebe a parte terminal da artéria interóssea anterior. Assim, une-se à rede carpal dorsal ao pulso. A **artéria interóssea anterior** situa-se no compartimento anterior do antebraço sobre a membrana interóssea. No entanto, tem a capacidade para emitir ramos perfurantes que passam através da membrana interóssea de modo a suprir os músculos profundos do compartimento posterior. A artéria interóssea anterior é um ramo da artéria interóssea comum, que por sua vez é um ramo da artéria cubital (Drake et al., 2005, pp. 699, 707, 723 e 725).

2.4.2. Veias

No compartimento anterior do antebraço estão presentes veias profundas que acompanham as artérias braquias e drenam nas veias braquiais relacionadas com a artéria braquial na fossa cubital. Por sua vez, no compartimento posterior do antebraço também estão presentes veias profundas que acompanham as artérias e que fazem essa mesma drenagem. Já a mão, possui redes interconectadas de veias superficiais e profundas. As primeiras drenam na rede venosa dorsal no dorso da mão sobre os ossos metacarpais. As segundas seguem as artérias. A veia cefálica e a veia basílica originam-se da face lateral e medial da rede venosa dorsal, respetivamente. A veia cefálica passa sobre a tabaqueira anatómica no antebraço, enquanto que a basílica segue uma trajetória na região dorso-medial do antebraço (Drake et al., 2005, pp. 699, 707 e 726).

2.4.3. Nervos

No compartimento anterior do antebraço verifica-se a presença do nervo mediano, do nervo cubital e do nervo radial (mais precisamente o ramo superficial do nervo radial), enquanto que no compartimento posterior do antebraço apenas se conta com a presença do nervo radial. Relativamente à mão, esta é inervada pelo nervo cubital, pelo nervo mediano e pelo ramo superficial do nervo radial (Drake et al., 2005, pp. 699, 707 e 726).

O **nervo mediano** é responsável pela inervação dos músculos no compartimento anterior do antebraço, com exceção do flexor cubital do carpo e da parte medial do flexor profundo dos dedos, nos dedos anelar e mínimo. O trajeto deste nervo no compartimento anterior do antebraço inicia-se na sua saída da fossa cubital e passagem entre as duas cabeças do músculo pronador redondo e entre as cabeças umerocubital e radial do músculo flexor superficial dos dedos. Na região proximal ao pulso, o nervo mediano dirige-se para a parte lateral do músculo flexor superficial dos dedos, tornando-se mais superficial entre os tendões dos músculos palmar longo e flexor radial do carpo. Através do túnel do carpo, sai do antebraço e entra na região palmar da mão. O nervo mediano é o nervo sensitivo mais importante da mão, uma vez que inerva a pele dos dedos polegar, indicador e médio e a face lateral do dedo anelar. Além disso, também inerva os músculos da eminência tenar. Quando entra na mão, divide-se em ramo recorrente e ramos digitais palmares. Os ramos musculares inervam os três músculos tenares e têm origem a partir da face lateral do nervo mediano perto da margem distal do retináculo dos músculos flexores, terminando no oponente do polegar. Os digitais palmares inervam a pele sobre a face palmar dos três dedos laterais e metade do quarto dedo e regiões cutâneas sobre o dorso das falanges

distais desses mesmos dedos. Além disso, suprem os dois músculos lumbricais laterais (Drake et al., 2005, pp. 699, 700, 727 e 728).

No compartimento anterior do antebraço, o **nervo cubital** é responsável pela inervação do músculo flexor cubital do carpo e da parte medial do músculo flexor profundo dos dedos, correspondente aos dedos anelar e mínimo. Já na mão, inerva todos os seus músculos intrínsecos, exceto os da eminência tenar e dois lumbricais laterais. Além disso, também inerva a pele na face dorso-lateral da mão. Este nervo chega ao antebraço através da passagem posterior ao redor do epicôndilo medial do úmero e entre as cabeças umeral e cubital do músculo flexor cubital do carpo. De seguida, segue de forma distal pelo lado medial do antebraço. Após esta fase, repousa abaixo da margem lateral do tendão do flexor cubital do carpo de forma proximal ao pulso. O nervo cubital entra na mão passando superficialmente ao retináculo dos músculos flexores, dorso-medialmente à artéria cubital e lateralmente ao osso pisiforme. Este nervo divide-se em ramo profundo e superficial. O ramo profundo é principalmente motor e penetra e supre os músculos da eminência hipotenar. Além disso, supre os interósseos, o adutor do polegar e os dois lumbricais mediais. Este ramo contribui com pequenos ramos articulares para a articulação do pulso. O ramo superficial do nervo cubital é sensitivo e para além de inervar o músculo palmar curto, supre a pele da superfície palmar do dedo mínimo e da metade medial do dedo anelar (Drake et al., 2005, pp. 700, 726 e 727).

No compartimento anterior do antebraço, o **nervo radial** origina o ramo profundo e o ramo superficial. O ramo superficial adquire maior importância neste compartimento. Este é sensitivo e tem origem abaixo da margem do músculo braquiorradial, na margem lateral da fossa cubital. De seguida, passa abaixo da parte ântero-lateral do antebraço, de forma profunda ao músculo braquiorradial e associado à artéria radial. Continua o seu trajeto de forma distal pelo antebraço e em dois terços desse mesmo trajeto passa lateralmente e dorsalmente ao redor da face radial do antebraço. O nervo prolonga-se ainda na mão com a finalidade de inervar a pele da região lateral da face dorsal. No compartimento posterior do antebraço, o ramo profundo do nervo radial inerva uma grande parte dos músculos. Antes de se dividir em ramos na parede lateral da fossa cubital inerva os músculos braquiorradial e extensor radial longo do carpo. O ramo profundo do nervo cubital inerva o extensor radial curto do carpo. Este ramo passa entre as duas cabeças do músculo supinador, seguindo dorso-lateralmente em redor da parte proximal do corpo do rádio para a face posterior do antebraço. O ramo profundo supre o músculo supinador e emerge como nervo interósseo posterior, situando-se entre as camadas profunda e superficial dos músculos. Por sua vez, este nervo supre os músculos restantes do compartimento posterior. Por último, termina em ramos articulares que se dirigem numa trajetória profunda ao músculo

extensor longo do polegar, de forma a chegar ao pulso. Quanto à mão, a única parte do nervo radial que entra na mesma é o ramo superficial. Este é responsável pela inervação da pele sobre a face dorso-lateral da palma e face dorsal dos três dedos laterais e metade do quarto dedo na zona distal, próximo às articulações interfalângicas distais (Drake et al., 2005, pp. 700, 707 e 728).

3. MOVIMENTOS E PATOLOGIAS

Este capítulo destina-se ao estudo de toda a biomecânica relativa à articulação do pulso, bem como ao tipo de patologias que se podem verificar na mesma e, assim, comprometer os seus movimentos. Deste modo, torna-se primordial estudar todos estes mecanismos para entender como a saúde do pulso pode ser afetada e, consequentemente, comprometer a realização de determinadas atividades básicas do quotidiano das pessoas.

3.1. Biomecânica

O estudo da biomecânica do pulso permite entender os mecanismos que estão inerentes ao seu movimento, bem como o tipo de lesões que esta articulação pode sofrer e que comprometem os seus movimentos básicos. Existe uma grande área fornecida no córtex cerebral para o movimento da mão e, como tal, o pulso adquire uma atividade imprescindível nas mais variadíssimas posições da mesma, proporcionando importantíssimas ações como agarrar, beliscar e segurar objetos (Werner e Plancher, 1998).

Deste modo, nesta secção far-se-á uma abordagem aos tipos de amplitudes dos movimentos e à cinemática do pulso. Assim, é realizada uma classificação desses mesmos movimentos e é estudado o movimento mínimo requerido para a realização de atividades básicas diárias. Além disso, ainda é realizada uma revisão da cinética da articulação, bem como da sua velocidade angular máxima, da aceleração, da potência e do binário.

3.1.1. Amplitude de movimentos

A amplitude de movimento permitida numa determinada articulação é um fator fulcral para a saúde da mesma. Assim, deve ser conhecida a amplitude máxima permitida aos movimentos da articulação do pulso, de modo a que estes valores não sejam ultrapassados, evitando a ocorrência de lesões.

Existem dois tipos de amplitude de movimento, nomeadamente, a amplitude de movimento ativo e a amplitude de movimento passivo. Assim, a amplitude de movimento é descrita com a quantidade de movimento ativo ou passivo permitido a uma articulação. A **amplitude de movimento ativo** descreve a quantidade de movimento que é possível efetuar através da contração dos músculos que, normalmente, atuam sobre a articulação. A **amplitude de movimento passivo** descreve a quantidade de movimento que é possível realizar quando as estruturas da articulação são movidas por uma força

exterior que promove a realização desse mesmo movimento. De forma geral, as articulações normais apresentam igual amplitude de movimento ativo e passivo (Seeley et al., 2005, p. 261).

Contudo, existem alguns fatores que influenciam a amplitude de movimento de uma articulação, nomeadamente (Seeley et al., 2005, p. 261):

- a forma das superfícies articulares dos ossos constituintes da articulação;
- a quantidade e forma da cartilagem que cobre as superfícies articulares;
- a força e localização dos ligamentos e tendões que rodeiam a articulação;
- a força e localização dos músculos;
- a quantidade de líquido existente no interior e em redor da mesma;
- a dor na articulação e em redor desta;
- o uso e a falta de uso da articulação ao longo do tempo e o seu envelhecimento.

Assim, estes são alguns dos fatores que podem interferir na mobilidade normal da articulação e na sua amplitude.

3.1.2. Cinemática do pulso

A mobilidade existente na articulação do pulso é definida através de dois graus de liberdade, graus esses que correspondem a movimentos de flexão-extensão e adução-abdução (Drake et al., 2005, p. 609 e 710; Garratt, 2009, pp. 6 e 7). Desvio cubital e desvio radial são outros termos usados, frequentemente, para designar os movimentos de adução e abdução do pulso, respetivamente (Garratt, 2009, p. 7).

Na articulação do pulso é ainda comum a referência ao movimento de circundação - ver Figura 10 (Drake et al., 2005, p. 609). Porém, este não é um terceiro movimento do pulso, mas sim uma combinação dos movimentos de flexão, extensão, abdução e adução (Seeley et al., 2005, p. 259).

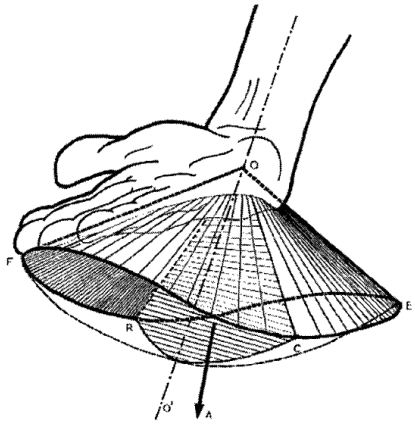


Figura 10 - Movimento de circundação (Kapandji, 1970).

A mão humana pode ser dividida em três planos anatómicos: sagital, frontal e transversal - ver Figura 11 (Barroso, 2007, p. 4). Os movimentos do pulso ocorrem, então, em dois eixos, sendo o plano sagital responsável pelos movimentos de flexão-extensão e o plano frontal pelos movimentos de desvio radial-cubital. Pela mesma lógica, repara-se que a circundação resulta da combinação dos movimentos do plano sagital e do plano frontal, ou seja, dos movimentos de flexão-extensão e adução-abdução (Werner e Plancher, 1998).

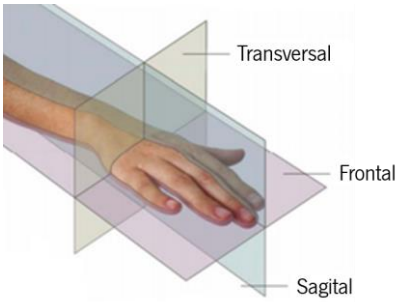


Figura 11 - Planos anatómicos da mão [adaptado de Barroso (2007, p. 5)].

Assim, é comum nas mais variadíssimas situações do quotidiano do ser humano a combinação de movimentos do pulso. Uma vez que esta articulação apresenta uma estrutura anatómica complexa, os seus quatro movimentos, ou seja, flexão, extensão, desvio radial e desvio cubital não são independentes uns dos outros. Exemplo disso é o caso da extensão total ou da flexão total do pulso, que provoca uma diminuição dos movimentos de adução e abdução. Isto ocorre devido à tensão criada nos ligamentos do carpo (Kapandji, 1970). Além disso, os movimentos do pulso para além de não serem independentes uns dos outros, podem-se encontrar acoplados de alguma forma. Deste modo, quando o pulso realiza o movimento de extensão, é normal verificar-se a ocorrência de algum movimento de desvio radial. Por outro lado, quando é realizado o movimento de flexão, é normal a ocorrência, em simultâneo, do movimento de desvio cubital (Garratt, 2009, p. 26).

Quando se fala em movimentos do pulso, muitas das vezes considera-se o movimento de pronação e supinação um movimento desta articulação. Na realidade, os movimentos de pronação e supinação são referentes ao antebraço (Garratt, 2009, p. 10). Estes movimentos são observados no plano transversal e são responsáveis por um grau de liberdade (Werner e Plancher, 1998).

Os movimentos do antebraço também se encontram relacionados com os movimentos do pulso. Por exemplo, quando o antebraço realiza o movimento de pronação, os movimentos de flexão e de extensão do pulso são diminuídos. Por sua vez, quando ocorre o movimento de supinação do antebraço, é permitido um maior movimento de abdução do pulso do que quando o antebraço realiza o movimento de pronação (Garratt, 2009, p. 10).

De seguida, realiza-se uma análise a todos estes movimentos, ou seja, à flexão-extensão e adução-abdução do pulso e à pronação-supinação do antebraço.

Flexão-extensão

Flexão significa dobrar e corresponde à movimentação da mão numa direção anterior ou ventral. Por outro lado, extensão significa esticar, movimentando a mão numa direção posterior ou dorsal (Seeley et al., 2005, p. 257). De modo a elucidar como estes movimentos ocorrem no pulso, a Figura 12 retrata os movimentos de flexão e de extensão e o respetivo eixo de rotação.

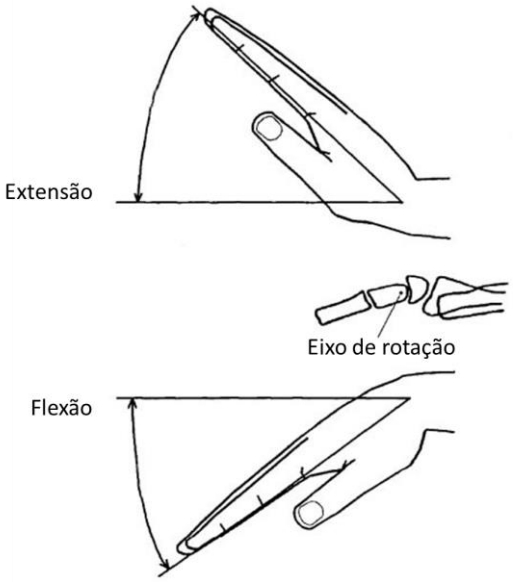


Figura 12 - Movimentos de extensão (acima) e flexão (abaixo) do pulso e respetivo eixo de rotação [adaptado de Williams et al. (2001, p. 31)].

No plano sagital, o pulso apresenta movimentos com 170° de amplitude, correspondendo 85° ao movimento de flexão e 85° ao movimento de extensão, ambos partindo da posição neutra (Kapandji, 1970).

Por vezes, a articulação do pulso é sujeita a hiperextensão. A hiperextensão do pulso corresponde à extensão excessiva e forçada da articulação, além do seu limite normal. Uma queda com a mão para a frente a suportar o embate é um exemplo de hiperextensão, que pode resultar em fratura óssea ou luxação articular (Seeley et al., 2005, p. 258).

Adução-abdução

A abdução ou desvio radial do pulso corresponde a um afastamento da mão da linha mediana do corpo, enquanto que a adução ou desvio cubital consiste numa aproximação da mesma - ver Figura

13 (Seeley et al., 2005, p. 258).

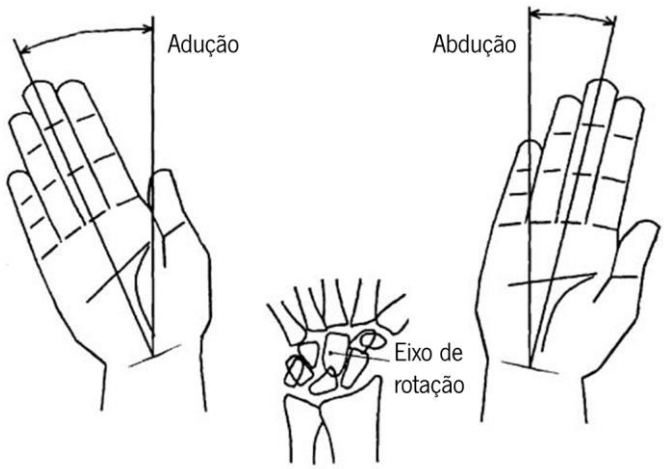


Figura 13 - Movimento de adução (esquerda) e abdução (direita) do pulso e respetivo eixo de rotação [adaptado de Williams et al. (2001, p. 31)].

Relativamente ao plano frontal, o pulso apresenta uma mobilidade de 45° neste plano. Desses 45°, 15° são referentes ao desvio radial, enquanto que 30° são relativos ao desvio cubital (Kapandji, 1970).

Na realização deste tipo de movimentos, é natural que o ser humano observe que a sua mão pode ser aduzida em maior grau do que abduzida. Esta situação deve-se ao facto de o processo estiloide do rádio se estender de forma mais distal do que o processo estiloide do cúbito (Drake et al., 2005, p. 710). Um facto importante consiste em a extremidade distal do rádio realizar um ângulo de cerca de 25° em relação à direção cubital ou medial. Assim, esta inclinação cubital resulta num maior movimento de desvio cubital do que de desvio radial. A limitação do desvio radial do pulso devido à inclinação cubital ocorre em resultado do impacto da porção lateral do carpo contra o processo estiloide do rádio (Neumann, 2010).

Os movimentos de adução e abdução estão relacionados com a articulação radiocárpica, nomeadamente, com a sua convexidade transversal (Werner e Plancher, 1998).

Pronação-supinação

Os movimentos de pronação e de supinação são movimentos pertencentes ao antebraço, embora muitas das vezes sejam abordados como movimentos do pulso. Estes movimentos correspondem à rotação do antebraço, a qual ocorre no eixo transversal, sendo responsável por um grau de liberdade. Assim, esta rotação resulta do movimento do osso cubital e do osso radial em redor um do outro. Para efetuar a medição dos movimentos de pronação e de supinação do antebraço, o cotovelo

deve-se encontrar curvado, de forma a evitar a interferência do ombro nos movimentos (Garratt, 2009, p. 10).

A pronação é um movimento exclusivo do antebraço que consiste na rotação da palma da mão de forma a que esta se encontre virada para trás em relação à posição anatómica. Este movimento é acompanhado de um cruzamento do rádio e do cúbito. A supinação é também um movimento exclusivo do antebraço, a qual consiste na rotação da palma da mão de modo a que esta se encontre virada para a frente relativamente à posição anatómica, mantendo assim o rádio e o cúbito paralelos (ver Figura 14). Em ambos os movimentos de pronação e supinação, a cabeça do rádio roda contra a pequena cavidade sigmoideia do cúbito (Seeley et al., 2005, p. 259).

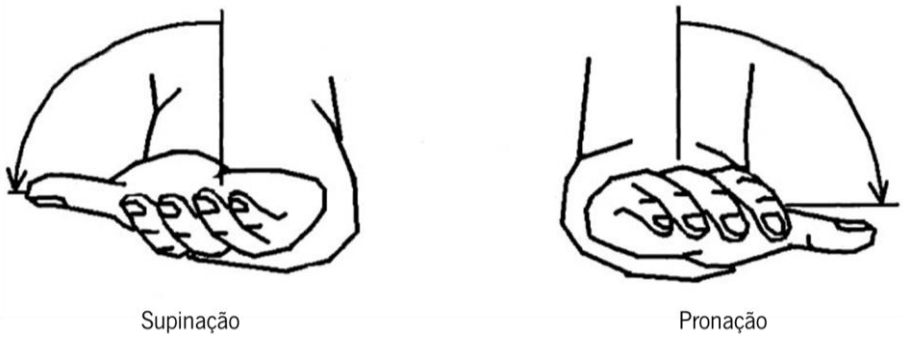


Figura 14 - Movimento de supinação (esquerda) e de pronação (direita) do antebraço [adaptado de Williams et al. (2001, p. 32)].

Assim, no eixo transversal é permitido um movimento de rotação com 180° de amplitude, sendo a supinação capaz de 90° e a pronação de 85°, considerando como base a posição neutra (Kapandji, 1970).

3.1.3. Classificação de movimentos

Os movimentos que ocorrem no pulso e antebraço podem ser classificados quanto à sua natureza. Assim, os movimentos de flexão-extensão e desvio radial-cubital correspondem a movimentos angulares. Por sua vez, a circundação e a pronação-supinação correspondem a movimentos circulares (Seeley et al., 2005, pp. 256-259).

Os movimentos angulares ocorrem quando uma parte corporal se dobra relativamente a outra da mesma estrutura, de tal forma que o ângulo formado por essas duas partes é modificado (Seeley et al., 2005, p. 256).

Os movimentos circulares correspondem à rotação que ocorre de uma determinada estrutura em torno de um eixo. Além disso, também podem corresponder ao movimento em arco de uma estrutura (Seeley et al., 2005, p. 258).

3.1.4. Movimento mínimo requerido para atividades básicas diárias

O processo de reabilitação do pulso deve começar por movimentos necessários à realização de tarefas quotidianas do ser humano, pois, sem eles o paciente sentir-se-á incapaz e com um sentimento de frustração. A realização de movimentos de pequenas amplitudes será o mote para o restauro da normal funcionalidade da articulação. Assim, os dispositivos desenvolvidos deverão ser capazes de proporcionar movimentos ao pulso com um mínimo de amplitude, de tal forma que o paciente se sinta mais autónomo (Garratt, 2009, p. 25).

Deste modo, um grupo de investigadores considerou que na realização de tarefas diárias e básicas é necessária a existência de um movimento combinado de desvio radial e desvio cubital com uma amplitude mínima de 40°, um movimento de flexão com um mínimo de 40° e um movimento de extensão, também, com um mínimo de 40°. Relativamente à pronação e supinação do antebraço, em ambos os casos deverá ser alcançada uma amplitude mínima de 70° (Elstrom et al., 2006, p. 158).

3.1.5. Cinética

A cinética é a ciência que estuda as forças em relação à função das articulações. Assim, com esta ciência é possível o estudo do movimento e da transmissão da carga. Muitas das vezes é normal só se associar a articulação do pulso a uma estrutura que gera movimento. Porém, esta articulação também é responsável pelo suporte de cargas substanciais (Berger, 1996).

A articulação do pulso é difícil de caracterizar relativamente às forças (Berger, 1996). Sabe-se que a carga axial proveniente do antebraço é suportada por diferentes regiões. Assim, 20% dessa carga é suportada pelo cúbito, juntamente com o complexo triangular de fibrocartilagem (CTFC) e com os ossos mediais do carpo, e 80% é suportada pelo rádio e pelos ossos laterais do carpo (Werner e Plancher, 1998).

Relativamente à articulação radio-carpal, é estimado que cerca de 45% da força atravessa a articulação radio-escafoide e 35% atravessa a articulação radio-semilunar. Estima-se que as forças que atravessam a articulação medio-carpal se encontram distribuídas pelas articulações escafo-trapézio-trapezóide, escafo-capitato, semilunar-capitato e piramidal-hamato com 31%, 19%, 29% e 21%, respetivamente (Berger, 1996).

Quanto à articulação cúbito-carpal, de acordo com Viegas et al. (1987) e Viegas et al. (1989) e citado por Berger (1996), 14% da força atravessa a articulação cubito-semilunar e 8% atravessa a articulação cúbito-piramidal.

A transmissão de carga através do pulso é influenciada pela rotação do antebraço, devido a mudanças na proeminência distal dos ossos deste e devido à posição do pulso, provocando mudanças nos seus padrões de contacto. Assim, quando o antebraço realiza o movimento de pronação é provocado um aumento da transmissão da força cúbito-carpal até 37%, em comparação com a posição neutra que é de 20%. Aliado a este fator, ainda ocorre uma redução proporcional da transmissão da carga na articulação radio-carpal. Por outro lado, quando o pulso realiza o movimento de desvio cubital, a transmissão de força cúbito-carpal aumenta para 28%. Quando o movimento de desvio radial do pulso é realizado, as forças radio-carpais aumentam para 87%. Os movimentos de flexão e de extensão do pulso não exercem grande efeito na distribuição da transmissão da força através do pulso (Berger, 1996).

Na articulação do pulso encontram-se alguns ossos em contacto. No entanto, nessas áreas de contacto, apenas 20% encontra-se de facto em contacto em qualquer posição do pulso. Por norma, é habitual verificar-se uma maior percentagem de área de contacto com o escafoide do que com o semilunar, percentagem essa que é cerca de 50% maior. Na realidade, quando o pulso muda de posição observa-se uma mudança das áreas de contacto e da localização dos centros das mesmas (Berger, 1996).

Relativamente à articulação medio-carpal, menos de 40% da área total que se encontra disponível para contacto está de facto em contacto em qualquer posição que o pulso apresente. A articulação escafo-trapezio-trapezoide contribui com 23% para a área total de contacto, a articulação escafo-capitato com 28%, a articulação semilunar-capitato com 29% e a articulação piramidal-hamato com 20%. Com estas percentagens percebe-se que a cabeça do capitato é responsável por 50% da área total de contacto existente na articulação medio-carpal (Berger, 1996).

O movimento de flexão e extensão ocorre na articulação medio-carpal e na articulação radio-carpal. A extensão ocorre 50-60% na radio-carpal e 40-50% na medio-carpal, enquanto que a flexão tem lugar 40-50% na radio-carpal e 50-60% na medio-carpal (Werner e Plancher, 1998).

Na posição frontal neutra do pulso, o cúbito é responsável por suportar 15% da carga durante a flexão e extensão, 24% durante o desvio cubital e 37% durante a pronação (Ekenstam et al., 1984).

As cargas máximas que atravessam o pulso variam entre 1,4 N/mm^2 e 31,4 N/mm^2. Comparando com outras articulações do corpo humano, esta gama de valores é considerada baixa. Este fator pode ser explicado pelo facto de o pulso não ser uma articulação de suporte de peso em circunstâncias normais (Berger, 1996).

3.1.6. Velocidade angular máxima, aceleração, potência e binário

Existem certos parâmetros que devem ser conhecidos aquando do desenvolvimento de um dispositivo de reabilitação. A Tabela 3 apresenta os valores para a velocidade angular máxima, aceleração e potência dos diferentes movimentos do braço.

Tabela 3 - Velocidade angular máxima, aceleração e potência (Rivin, 1987)

Movimento	Velocidade angular máxima (rad/s)	Aceleração angular máxima (rad/s²)	Potência (W)
Flexão do antebraço	17.0	300	150
Torção do antebraço	15.0	200	120
Flexão do pulso	20.0	500	50
Torção do pulso	15.0	450	40
Ação de agarrar	15.0	350	40

Williams et al. (2001) considerou que um dispositivo que pretenda uma saída de binário capaz de levantar a mão do paciente contra a gravidade e superando qualquer tom deve fazê-lo com 1.2 N-m para a flexão-extensão e desvio radial-cubital do pulso e com 1.69 N-m para a pronação-supinação do antebraço.

3.2. Patologias

A taxa de incidência de lesões na mão e no pulso é um fator preocupante nos dias que correm. As lesões do pulso podem resultar de diversas situações, decorrentes do trabalho ou até do exercício excessivo, repetitivo e inadequado. Deste modo, os desportistas são uma porção da população que se encontra mais propícia ao aparecimento de lesões no pulso.

3.2.1. Tipos de patologias

Existem muitas lesões, patologias ou distúrbios que podem afetar e comprometer o normal funcionamento do pulso, nomeadamente lesões físicas, doenças, síndromes de uso excessivo e danos neurológicos, sendo necessário encontrar estratégias que restaurem a normal funcionalidade desta articulação (Polygerinos et al., 2013). Quando se fala em lesões de origem neurológica, uma situação possível e bastante comum é o caso em que o pulso apresenta paralisia em resultado de o paciente ter sofrido um **AVC**. Deste modo, o paciente pode-se encontrar incapaz para mover a articulação do pulso (Bernard e Britto, 2016).

De forma a perceber os diversos tipos de situações que podem estar presentes, a Tabela 4 apresenta quatro categorias para diferentes tipos de lesões, patologias ou distúrbios, de tal modo que seja de fácil perceção as causas que lhes estão subjacentes.

Tabela 4 - Causas das lesões que ocorrem no pulso e respetivos exemplos (Wallmann, 2011)

Tipo de lesões	Exemplos
Lesões de rolamento de carga	Dor no pulso dorsal Síndrome do impacto do cúbito
Tendão, ligamento e cartilagem	Síndrome de *De Quervain* Lesão do ligamento escafo-semilunar Lesão do CTFC
Osso	Fratura de *Colles* Fratura de *Smith* Fratura do escafoide Lesão do semilunar
Neurológica	Síndrome do túnel do carpo Síndrome do canal de *Guyon* Cisto ganglionar

Pela observação da Tabela 4, verifica-se que as lesões que ocorrem no pulso podem resultar de diferentes situações. No entanto, é importante ter consciência de que muitas vezes as patologias não são causa direta de algum tipo de ação. Deste modo, podem resultar de usos e impactos repetitivos, como até em resultado da osteoporose e da artrite reumatoide, afetando de forma mais indireta a saúde do pulso.

A **osteoporose** é um tipo de doença que de facto pode afetar o pulso, caracterizando-se pela diminuição de tecido ósseo. Este problema surge quando a velocidade de formação de osso é mais baixa do que a de reabsorção do mesmo, provocando um aumento da porosidade óssea. Assim, os ossos tornam-se mais frágeis e mais propensos a lesões devido ao aumento da porosidade dos mesmos. Em resultado, pode verificar-se a ocorrência de fraturas e de deformações ósseas. Este tipo de doença normalmente tem tendência para aumentar ao longo da idade, principalmente acima dos 35 anos, apresentando efeitos mais nefastos no sexo feminino (Seeley et al., 2005, p. 198). De acordo com a literatura, as fraturas de baixa energia do quadril, da coluna vertebral e do pulso são consideradas fraturas osteoporóticas. Estas fraturas são vistas como uma das primeiras manifestações de que o paciente sofre de osteoporose (Mallmin e Ljunghall, 1994). Na realidade, das pessoas que sofrem de fratura de *Colles* (conceito que será definido posteriormente), a osteoporose afeta 50.3% das mulheres e 23.7% dos homens que possuem essa fratura (McLellan et al., 2003).

A **artrite reumatoide** é o segundo tipo mais comum de artrite, bastante incidente ao nível das articulações, com especial enfoque para pequenas articulações, como é o caso da mão. Em resultado desta doença, o organismo sofre certas alterações que provocam a destruição da cartilagem articular. A causa para o aparecimento desta doença é desconhecida, acreditando-se que possa surgir devido a uma infeção transitória ou a uma doença auto-imune contra o colagénio ou devido a fatores genéticos. Os indivíduos que manifestam esta doença apresentam o fator reumatoide no sangue (Seeley et al., 2005, p. 272).

A fratura do pulso é um tipo de patologia que afeta, frequentemente, a população adulta e, na sua grande maioria, mulheres, devido à osteoporose que torna os ossos mais frágeis, aumentando a probabilidade destes para quebrar. Contudo, também pode afetar a juventude, normalmente devido a lesões que ocorrem aquando da realização de atividades desportivas (Seabra et al., 2013). Dependendo da forma como o pulso fratura, podem existir diversos tipos de fratura do mesmo.

A **fratura do rádio** é um tipo de patologia que pode afetar o pulso, geralmente em população com idade acima dos 50 anos. Este tipo de fratura ocorre normalmente devido a queda sobre uma mão em hiperextensão. Na grande maioria das ocorrências, a fratura tem lugar numa região de 2,5 cm proximal ao pulso e é em grande parte cominutiva ou impactada (Seeley et al., 2005, p. 235). A **fratura distal do rádio** normalmente ocorre devido a uma queda sobre a mão estendida. Quando a queda ocorre sobre um pulso híper-estendido em desvio radial, o rebordo dorsal do rádio e o rebordo do escafoide dorsal são forçados a impactar um no outro (Werner e Plancher, 1998). A **fratura de *Colles*** é um tipo bastante comum de fratura completa do rádio distal, pertencendo às lesões que ocorrem em ossos (Wallmann, 2011). Nesta observa-se um deslocamento posterior do fragmento mais distal (Dutton, 2008). A **fratura de *Smith*** é outro tipo de lesão que ocorre em ossos (Wallmann, 2011). Esta também corresponde a uma fratura completa do rádio distal, na qual se observa um deslocamento anterior do fragmento distal. Por esta razão, a fratura de *Smith* é por vezes designada como sendo a fratura de *Colles* reversa/invertida (Dutton, 2008).

A **fratura do escafoide** é uma lesão óssea que se insere na categoria das fraturas (Wallmann, 2011). O escafoide é o osso do carpo que é fraturado mais frequentemente, correspondendo a 70% das fraturas que ocorrem no carpo, sendo nos restantes raras as lesões. Na articulação do pulso, este também é o tipo de lesão óssea mais comum (Koman et al., 1990; Rettig e Patel, 1995; Wallmann, 2011). A fratura do escafoide normalmente ocorre devido a um impacto durante a realização de desporto, geralmente devido a uma queda sobre a mão com o pulso em hiperextensão, que frequentemente está em desvio cubital. Consequentemente, o escafoide é forçado contra a extremidade distal do rádio e as forças de cisalhamento deste provocam a fratura do escafoide (Werner e Plancher, 1998). Consoante o local onde o escafoide é fraturado, ou seja, na região distal, proximal, ou na área da cintura, diferentes classificações são atribuídas à fratura. Uma vez que esta é uma região com pobre fornecimento de sangue na zona proximal, a cura desta lesão pode demorar entre 3 a 6 meses, podendo-se encontrar suscetível a necrose avascular. Além disso, poderá ser necessária uma redução anatómica ou uma fixação estável, dependendo do grau de gravidade da lesão (Wallmann, 2011). O escafoide também pode ser fraturado em tensão. A **fratura de tensão do escafoide** ocorre devido a cargas de compressão

repetidas em simultâneo com a extensão do pulso. A extensão do pulso provoca a compressão das superfícies articulares dorsais. Quando ocorre desvio radial, o rebordo dorsal do rádio e o rebordo dorsal do escafoide impactam um contra o outro. Porém, este tipo de fratura é raro (Werner e Plancher, 1998). A **síndrome do impacto do escafoide** também é outra patologia que pode ocorrer neste osso, devido à hiperextensão repetitiva do pulso em certos exercícios. Como resultado, o rebordo dorsal do escafoide é forçado contra o rádio (Werner e Plancher, 1998). Este tipo de patologia é pouco comum, podendo advir de um único incidente traumático (Linscheid e Dobyns, 1985).

A **lesão do semilunar** também ocorre ao nível ósseo (Wallmann, 2011). Esta pode acontecer devido a uma hiperextensão com carregamento severo do pulso, originado deslocação palmar. No entanto, existem mais patologias associadas a este osso, como é o caso da **doença de *Kienbock*** ou necrose assética do semilunar. Esta doença corresponde à osteocondrose mais comum na população geral, podendo resultar do cúbito ligeiramente encurtado relativamente ao rádio (Brotzman e Wilk, 2003; Scuderi et al., 1997; Wallmann, 2011). A doença de *Kienbock* normalmente ocorre em indivíduos que pratiquem artes marciais ou voleibol. Esta patologia resulta de uma extensão do rádio além do cúbito, sujeitando o semilunar a grandes forças de cisalhamento e compressão. Além disso, quando a mão sofre algum traumatismo ou impactos repetitivos pode ocorrer a fratura do semilunar. Passado algum tempo pode-se observar a necrose avascular deste osso devido à interrupção no fornecimento de sangue (Howse, 1994).

A **fratura do piramidal** também é outro tipo de fratura que pode ocorrer, resultando de uma queda com a mão estendida e o pulso em desvio cubital. Em resultado, é provocado um choque entre o hamato e o estiloide cubital, originando a fratura do piramidal, que por norma é uma fratura de avulsão (Zemel, 1992).

Para além de todas estas fraturas, também se pode observar a **fratura do gancho do hamato**. Este tipo de fratura pode ocorrer devido a tensão repetitiva ou devido a impacto na eminência hipotenar (Bishop e Beckenbaugh, 1988).

Existem também patologias que resultam de danos neurológicos, não só após AVC. Exemplos disso é a síndrome do túnel do carpo, a síndrome do canal de *Guyon* e o cisto ganglionar dorsal.

A **síndrome do túnel do carpo** é uma lesão de origem neurológica (Wallmann, 2011). Esta ocorre devido a movimentos repetitivos de agarramentos ou devido a períodos prolongados de extensão e de flexão da articulação do pulso (Werner e Plancher, 1998). Este tipo de patologia origina-se quando os ossos e ligamentos que fazem parte da constituição das paredes do canal cárpico não se alargam (Seeley et al., 2005, p. 236). Assim, dado o túnel do carpo apresentar um espaço limitado, torna-se o

local mais propício a aprisionamento nervoso, sendo o nervo mediano comprimido sob o retináculo flexor do pulso (Magee, 2008). Assim, é normal a ocorrência de edema, ou seja, acumulação de líquido, ou espessamento do tecido conjuntivo no canal cárpico. Estas alterações provocam a compressão do nervo e dos vasos que passam no canal (Seeley et al., 2005, p. 236). Este tipo de patologia apresenta sintomas como formigueiro, comichão, ardência/sensação de queimadura e dormência/perda de sensibilidade da mão. Estes ocorrem principalmente na região distal do pulso e adquirem maior intensidade durante a noite (Seeley et al., 2005, p. 236; Wallmann, 2011). Tem-se verificado que esta patologia incide com maior frequência em pessoas que fazem um esforço excessivo com as mãos ou que passam bastante tempo no computador. No entanto, situações de traumatismos, entre outros casos, também podem ser algumas das causas para o aparecimento desta síndrome (Seeley et al., 2005, p. 236).

A **síndrome do canal de *Guyon*** é uma lesão com origem neurológica (Wallmann, 2011). Este tipo de patologia ocorre devido a uma compressão crónica do nervo cubital à medida que passa pelo canal de *Guyon* ou pelo piso-hamato, compressão essa que se pode originar quando o nervo entra no túnel cubital ou quando ele se curva em torno do gancho do hamato (Plancher et al., 1996; Wallmann, 2011). A compressão do nervo cubital pode ser originada por trauma repetitivo, provocando edema e a inflamação dos tecidos dentro do canal (Werner e Plancher, 1998). Como resultado da compressão pode ocorrer dormência e formigamento nos aspetos palmar e dorsal do dedo mínimo e na metade do dedo anelar (Wallmann, 2011). O canal de *Guyon* encontra-se limitado pelo ligamento carpal palmar, pelo ligamento retinacular transversal, pelo pisiforme e pelo gancho do hamato (Plancher et al., 1996). Este tipo de patologia também é conhecido por síndrome do túnel cubital ou por neuropatia cubital (Wallmann, 2011; Werner e Plancher, 1998). A neuropatia cubital distal pode ser causada pela concussão repetitiva palmar e pelos aspetos cubitais do pulso (Plancher et al., 1996).

O **cisto ganglionar (dorsal)** também tem origem neurológica e consiste numa massa comum de tecido mole que se situa, geralmente, no dorso do pulso, causando desconforto ao paciente (Scuderi et al., 1997; Wallmann, 2011). Por norma, o seu desenvolvimento tem lugar sobre uma cápsula articular ou bainha de tendão, podendo-se encontrar evidente ou oculto (Rettig e Patel, 1995; Wallmann, 2011). Na realidade, os gânglios originam-se a partir do ligamento escafo-semilunar dorsal e consistem em sacos cheios de líquido provenientes da cápsula articular do pulso (Rettig, 1994; Rettig e Patel, 1995). O gânglio do pulso dorsal é um tipo de patologia que ocorre com frequência em atletas (Rettig e Patel, 1995). Quando os pacientes realizam desportos que envolvem o contacto pode ocorrer a rotura e depois retornar lentamente. Estes cistos podem ser excisados ou aspirados (Wallmann, 2011). Os gânglios dorsais ocultos podem manifestar a sua presença através de dor no pulso radial (Rettig, 1994).

Outros casos de lesão do pulso incluem lesões de ligamentos, tendões, cartilagem, vasculares, de impactos repetitivos e deslocações, que se abordarão se seguida. A **lesão de ligamentos** normalmente ocorre devido a um impacto de alta energia ou de uma queda em altura. A queda pode ocorrer em simultâneo com desvio cubital e extensão (Howse, 1994; Werner e Plancher, 1998). Todavia, situações de carga repetitiva no pulso quando este se encontra em extensão também podem provocar este tipo de lesão. Movimentos de torção podem provocar lesões de ligamentos rotacionais puras (Werner e Plancher, 1998). No início da ocorrência deste tipo de lesão, a articulação escafoide-semilunar é afetada, propagando-se posteriormente para outras regiões (Howse, 1994).

A **lesão vascular** é um tipo de patologia resultante do impacto repetitivo no aspeto palmar do pulso e da mão. Estas estruturas são mais propícias ao aparecimento destas lesões devido à presença de estruturas vasculares superficiais, que as tornam mais suscetíveis a impactos repetitivos. Exemplo deste tipo de lesões é a síndrome do martelo hipotenar, a qual ocorre em resultado de trauma repetitivo na artéria cubital no pulso e no arco palmar superficial. Como sintomas, podem ocorrer espasmos, trombose ou aneurisma da artéria cubital (Rettig, 1990).

A **síndrome de *De Quervain*** é uma lesão que se insere na categoria das lesões que ocorrem em tendões, ligamentos e cartilagens (Wallmann, 2011). Consiste numa tenossinovite estenosante progressiva, a qual afeta as bainhas do tendão correspondentes ao primeiro compartimento dorsal do pulso. O compartimento dorsal do pulso engloba os tendões do abdutor longo do polegar e do extensor curto do polegar. A síndrome de *De Quervain* pode ocorrer devido a diversas situações, sendo que, por norma, o uso excessivo do polegar e os movimentos de desvio radial e desvio cubital do pulso constituem as principais causas para a sua ocorrência. Como resultado da tensão causada nas estruturas, esta doença é acompanhada de sintomas como dor e sensibilidade, podendo em certos casos ocorrer crepitação sobre a área distal do rádio (Dutton, 2008). No desporto, a síndrome de *De Quervain* é a tendinite mais comum (Rettig e Patel, 1995).

A **lesão do ligamento escafo-semilunar** também se insere na categoria das lesões que ocorrem em tendões, ligamentos e cartilagens. Como o próprio nome indica, este tipo de patologia afeta o ligamento escafo-semilunar (ligamento interósseo) em resultado da ocorrência de uma força de carga elevada no pulso quando este se encontra em extensão (Wallmann, 2011). Na realidade, o ligamento escafo-semilunar é um dos ligamentos do pulso que é mais frequentemente afetado (Scuderi et al., 1997).

A **lesão do CTFC** é um tipo de lesão pertencente à categoria das lesões de tendões, ligamentos e cartilagens (Wallmann, 2011). Esta lesão ocorre em resultado de movimentos de torção, combinação

de rotação e compressão ou compressão do CTFC, normalmente de elevadas cargas (Dell, 1992; Werner e Plancher, 1998). Este tipo de lesão é comum durante a realização de determinados desportos. Consoante a situação em que ocorre, pode ser considerada de natureza aguda ou devido a uso excessivo. Um exemplo de compressão do CTFC consiste no desvio cubital excessivo durante a realização de certos deportos e normalmente de elevada carga (Werner e Plancher, 1998). Por norma, quando ocorre queda ou sobrecarga do CTFC em conjunto com a hiper-rotação do pulso, podem ocorrer "lágrimas" ou perfurações do disco, provocando instabilidade radiocubital (Wallmann, 2011). O carregamento axial do rádio distal, a pronação do antebraço e o deslocamento proximal resultante do rádio podem provocar "lágrimas" agudas do CTFC. Por sua vez, o movimento de pronação e de supinação excessivo e de forma repentina pode originar a rutura aguda do CTFC e provocar "lágrimas" periféricas (Werner e Plancher, 1998). Esta patologia manifesta-se através de dor aguda no lado dorsal do pulso, a qual é intensificada quando este sofre carregamento ou quando sofre torção com suporte de peso (Wallmann, 2011).

A **tendinite do extensor cubital do carpo** é uma lesão que normalmente ocorre devido a uso excessivo, resultando de movimentos vigorosos de flexão do pulso e da tensão relacionada com o tendão extensor cubital do carpo durante a realização de certos desportos. As tendinites também podem ser causadas por desacelerações rápidas (Werner e Plancher, 1998). No desporto, o extensor cubital do carpo é o segundo local mais comum para a ocorrência de tendinites (Rettig e Patel, 1995).

A **síndrome da tensão física radial distal** pode ocorrer em desportos na qual exista contacto com um objeto externo, havendo risco de lesão da articulação do pulso. O suporte de pesos com o pulso estendido origina forças de compressão repetitivas, podendo provocar mudanças de tensão na epífise radial distal. Nesta lesão também ocorre dano vascular repetitivo (De Smet et al., 1994). O dano vascular que ocorre no rádio distal origina uma variância cubital positiva, podendo aumentar a probabilidade de lesão do CTFC (Werner e Plancher, 1998).

A **dor no pulso dorsal** é uma lesão que se enquadra nas lesões de rolamento de carga (Wallmann, 2011). Este tipo de patologia decorre, normalmente, de um pulso dorsalmente flexionado submetido a carga crónica, sofrendo um trauma repetitivo de impacto. Como resultado, ocorrem sintomas como dor dorsal difusa no pulso dorsal, acompanhada de calor e inchaço. Este tipo de patologia ocorre frequentemente em ginastas, muitas vezes designada por capsulite do pulso ou por síndrome da dor no pulso (Scuderi et al., 1997).

A **síndrome do impacto cubital** é outro tipo de lesão que se insere nas lesões de rolamento de carga (Wallmann, 2011). Esta patologia ocorre devido ao impacto da cabeça cubital contra o CTFC e carpais cubitais, com consequente degeneração progressiva destas estruturas (Dutton, 2008). Este tipo

de lesão ocorre uma vez que, na posição frontal neutra do pulso, o cúbito é responsável por suportar 15% da carga durante a flexão e extensão, 24% durante o desvio cubital e 37% durante a pronação (Ekenstam et al., 1984). Assim, quando o pulso é submetido a uma extensão extrema, ocorre a compressão das superfícies articulares dorsais. No caso do desvio cubital, o piramidal e o hamato dorsais são forçados um contra o outro. Esta patologia também se pode verificar quando ocorrem movimentos repetitivos de pronação e de desvio cubital durante o suporte de peso (Werner e Plancher, 1998).

A **síndrome do impacto dorsal** ocorre devido à extensão repetitiva do pulso, normalmente em ginástica, provocando a inflamação da cápsula articular (Werner e Plancher, 1998).

A **deslocação da articulação radiocubital distal** é um tipo de patologia resultante da ocorrência da híper-pronação, pronação forte/forçada ou pronação repetitiva. Em resultado da ocorrência destes tipos de pronação, verifica-se um deslocamento dorsal da cabeça cubital. Na realidade, este tipo de lesão corresponde a um exagero do movimento de rolamento e de deslizamento normal da cabeça cubital em direção ao entalhe sigmoide do rádio, aquando da realização do movimento de pronação. Este tipo de lesão é comum em situações de queda com a mão estendida, sofrendo pronação ou desvio cubital (Linscheid e Dobyns, 1985). Normalmente, lesões deste género são comuns na realização de desportos de impacto e, em certos casos, a lesão pode ser de carácter repetitivo (Linscheid e Dobyns, 1985; Werner e Plancher, 1998).

A **síndrome de interseção** corresponde a uma condição inflamatória que ocorre na interseção dos extensores radiais do pulso (ou seja, o extensor radial longo do carpo e o extensor radial curto do carpo), juntamente com o abdutor longo do polegar e com o extensor curto do polegar. Esta síndrome ocorre por uso excessivo e é uma inflamação peritendinosa bursal, devendo-se à flexão repetitiva do pulso contra uma resistência (Werner e Plancher, 1998).

Existe, também, um conjunto de deformidades comuns que afetam a mão e os dedos. Estas devem-se à artrite reumatoide e incluem a deformidade do pescoço de cisne, a deformidade de *Boutonniere*, a deriva cubital, o dedo "gatilho", a contratura de *Dupuytren*, o dedo "marreta" e a entorse do ligamento colateral cubital do polegar (Wallmann, 2011). Contudo, estas patologias que ocorrem na mão e nos dedos não são o foco principal do estudo e como tal não se entrará em mais detalhe.

3.2.2. Patologias no desporto

Os desportistas são uma classe da população que se encontra mais propícia ao aparecimento de lesões, não só porque muitas das vezes fazem movimentos de risco, mas, também, porque estão frequentemente sujeitos a pequenos impactos durante a realização de atividades desportivas. Esses

impactos podem advir de outros desportistas, dos utensílios usados ou até devido a quedas ou embates que os indivíduos fazem, muitas vezes em certas estruturas.

As síndromes devido a uso excessivo da extremidade superior, que ocorrem em resultado da realização de desportos físicos são bastante comuns. Na verdade, é estimado que 50% dos atletas sofrerão lesões e que desses 25% a 50% são de uso excessivo (Patel et al., 1986). Os desportos mais propícios à ocorrência deste tipo de síndromes incluem o voleibol, o remo, os desportos de raquete, o andebol e a ginástica (Fulcher et al., 1998). No caso de atletas jovens, as lesões mais comuns que ocorrem devido a uso excessivo no pulso são a epifisite radial, as fraturas de tensão do carpo e as tendinites (Kocher et al., 2000; Lisle et al., 2009; Lomasney et al., 2013).

Quando o pulso é lesionado por uso excessivo, normalmente, o tratamento conservador pressupõe a interrupção desportiva temporária, podendo provocar uma redução do desempenho atlético (Koh e Dietz, 2005; Rettig, 1998). Desta forma, um diagnóstico precoce é importante, não só no desempenho atlético, como para ter uma vida diária normal a longo prazo (Kox et al., 2015).

A título de exemplo, dados estatísticos apontam que no atletismo 90% das lesões que ocorrem ao nível do pulso são compressivas e derivadas da posição estendida do pulso (Werner e Plancher, 1998).

Nem sempre as lesões que ocorrem com mais frequência num determinado deporto são as que se observam noutro. De facto, os tipos de lesões que ocorrem, predominantemente, em cada desporto variam de acordo com a natureza do mesmo, dependendo do desporto praticado, do tipo de treino e do padrão de carregamento associado do pulso (Carter e Aldridge, 1988; Maquirriain e Ghisi, 2007; Poletto e Pollock, 2012). A Tabela 5 resume três categorias em que se podem inserir os vários desportos praticados, apresentando as lesões mais comuns que se observam nos mesmos. Esta inclui os desportos de impacto, os desportos de raquete, vara e de clube e os desportos de contacto externo e com utensílios.

Os **desportos de impacto** correspondem ao basquetebol, boxe, futebol, artes marciais, *rugby*, patinagem, *snowboard*, andebol, voleibol e luta livre (Werner e Plancher, 1998).

Por outro lado, os **desportos de raquete, vara e de clube** incluem o badminton, beisebol, ciclismo, hóquei em campo, golfe, hóquei no gelo, raquetebol, remo, esquiar, *squash* e ténis (Werner e Plancher, 1998).

Os **desportos de contacto externo e com utensílios** dizem respeito ao *bowling*, ginástica, escalada em rocha e levantamento de pesos (Werner e Plancher, 1998).

Nas três categorias de desportos coloca-se especial enfoque na deslocação da articulação radiocubital distal, na lesão de ligamentos e na lesão vascular (Werner e Plancher, 1998).

Tabela 5 - Tipos de desporto e as lesões mais comuns que se observam nos mesmos (Werner e Plancher, 1998)

TIPOS DE DESPORTO	LESÕES COMUNS
Desportos de impacto	Deslocação da articulação radiocubital distal
	Fratura distal do rádio
	Doença de *Kienbock*
	Lesão de ligamentos
	Fratura do escafoide
	Fratura do piramidal
	Lesão vascular
Desportos de raquete, vara e de clube	Deslocação da articulação radiocubital distal
	Síndrome do túnel do carpo
	Cisto ganglionar dorsal
	Fratura do gancho do hamato
	Síndrome de interseção
	Lesão de ligamentos
	Síndrome de *De Quervain*
	Tendinites
	Lesão do CTFC
	Síndrome do canal de *Guyon*
	Lesão vascular
Desportos de contacto externo e com utensílios	Síndrome do túnel do carpo
	Síndrome da tensão da física distal radial
	Deslocação da articulação radiocubital distal
	Síndrome do impacto dorsal
	Cisto ganglionar dorsal
	Síndromes de impacto
	Síndrome de interseção
	Lesão de ligamentos
	Síndrome de *De Quervain*
	Fratura de tensão do escafoide
	Lesão do CTFC
	Lesão vascular

3.2.3. Incidência e prevalência das principais lesões do pulso e da mão

Angermann e Lohmann (1993) relataram que a taxa de lesões que ocorrem na mão e no pulso representa 28,6% de todas as lesões, atingindo cerca de 3,7 em cada 100 000 pessoas por ano. A origem dessas mesmas lesões foi atribuída em 34% a acidentes domésticos, 35% a acidentes de lazer, 36% a ocupacionais e 5% a acidentes de automóvel. No pulso, as lesões que ocorrem com mais frequência são as fraturas, correspondendo a 55% das lesões que se verificam no mesmo. A estas seguem-se as entorses e as contusões.

Walker-Bone et al. (2004) realizou um estudo acerca da prevalência de determinado tipo de patologias na população. Assim, as estimativas de taxas de prevalência específicas de idade e sexo para distúrbios dos membros superiores na população geral são ilustradas nas Figuras 15 e 16, para o sexo masculino e feminino, respetivamente.

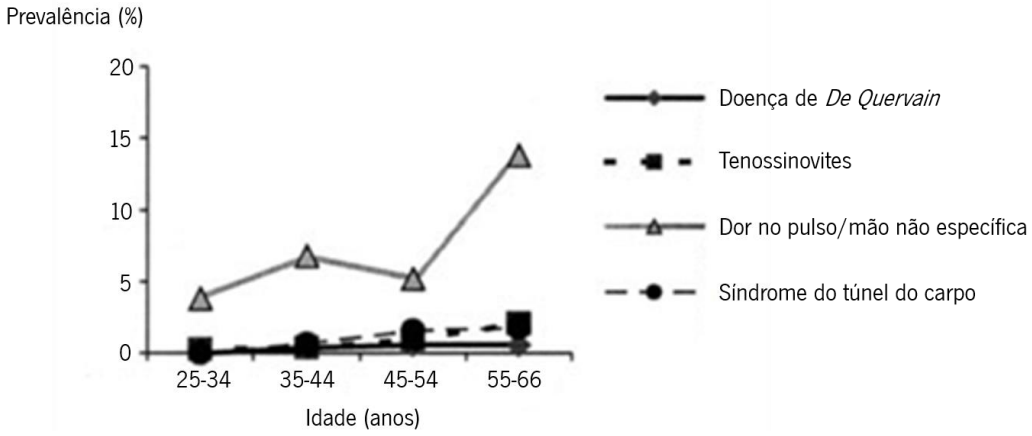


Figura 15 - Prevalência estimada na população geral de patologias que afetam o pulso e a mão por idade, no sexo masculino [adaptado de Walker-Bone et al. (2004)].

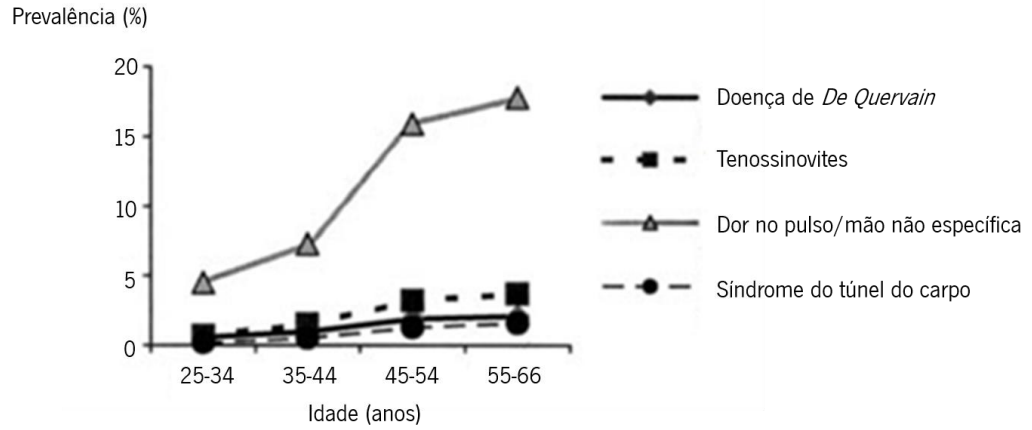


Figura 16 - Prevalência estimada na população geral de patologias que afetam o pulso e a mão por idade, no sexo feminino [adaptado de Walker-Bone et al. (2004)].

Por observação das Figuras 15 e 16, verifica-se que entre os homens, a prevalência de dor inespecífica no pulso e na mão tende a aumentar com a idade. No pulso e na mão tem existido uma tendência geral para que os distúrbios específicos se tornem mais comuns com o avanço da idade. Além disso, verifica-se que existe alguma tendência para uma maior prevalência de distúrbios específicos em mulheres do que em homens (Walker-Bone et al., 2004).

Na Tabela 6 é apresentada a prevalência de algumas patologias que afetam o pulso, tanto no homem como na mulher.

Tabela 6 - Prevalência na população geral de diagnósticos de patologias que afetam o pulso, numa amostra de 2696 homens e 3342 mulheres (Walker-Bone et al., 2004)

Diagnóstico	**Prevalência (%)**	
	Homem	**Mulher**
Síndrome de *De Quervain*	0.5	1.3
Tenossinovite do pulso	1.1	2.2
Síndrome do túnel do carpo	1.2	0.9
Qualquer um desses distúrbios específicos do pulso/mão	2.6	3.6
Dor no pulso/mão não específica	8.7	11.5

Por observação da Tabela 6, verifica-se que neste estudo existiu uma maior prevalência na mulher do que no homem de todas as condições mencionadas, com exceção da síndrome do túnel do carpo cuja prevalência foi maior no homem.

3.2.4. Consequências dos principais tipos de lesões na qualidade de vida do ser humano

Determinado tipo de patologias que afetam o pulso e a mão têm repercussões na realização de certas atividades do quotidiano das pessoas. Walker-Bone et al. (2004), no estudo acerca da prevalência e impacto dos distúrbios musculoesqueléticos do membro superior na população geral, analisaram a interferência que a tenossinovite de *De Quervain* ou do pulso, a síndrome do túnel do carpo e a dor não específica têm na realização de certas atividades como dormir, conduzir, transportar sacos, vestir, escrever, retirar a tampa de garrafas e frascos e apertar e desapertar fechos de correr. A incapacidade para a realização destas tarefas é apresentada como impacto relativo na Tabela 7.

Tabela 7 - Impacto relativo (em %) que determinadas patologias provocam em certas ações da vida diária (Walker-Bone et al., 2004)

Incapacidade	**Patologia**		
	Tenossinovite de *De Quervain* ou do pulso	**Síndrome do túnel do carpo**	**Dor não específica**
Dormir	2.2	0.0	1.4
Conduzir	3.3	-	1.1
Transportar sacos	13.0	10.5	7.8
Vestir	2.2	-	1.5
Escrever	4.4	-	2.6
Retirar a tampa de garrafas e frascos	28.3	-	16.3
Apertar e desapertar fechos de correr	-	2.6	-

Por observação da Tabela 7, verifica-se que os distúrbios específicos foram mais incapacitantes do que a dor inespecífica do pulso/mão. Além disso, ressalta-se o facto de que 28,3% das pessoas que apresentam tenossinovite de *De Quervain* ou do pulso sentem dificuldade em retirar a tampa das garrafas e dos frascos. Por sua vez, das pessoas com dor não específica do pulso, apenas 16,3% sentiram dificuldade na realização dessa tarefa (Walker-Bone et al., 2004).

4. REABILITAÇÃO DO PULSO

Normalmente, o processo de reabilitação do pulso requer a interação física entre os pacientes e os fisioterapeutas (Aabdallah et al., 2016). Este processo recorre ao uso de exercícios que restaurem o normal funcionamento do mesmo. Estes incluem, principalmente, o alongamento do pulso, o fortalecimento do aperto, a flexão, a extensão, o desvio radial e o desvio cubital. De forma a incorporar movimentos do antebraço, também é realizada a pronação e a supinação do mesmo. Todos estes exercícios têm como objetivo aumentar ou recuperar a amplitude dos movimentos que se encontravam debilitados (Hsieh et al., 2016).

A reabilitação que é realizada na mão ou no pulso após a ocorrência de um traumatismo ou cirurgia é uma parte essencial do tratamento, sendo que uma adesão ao regime de terapia é determinante para o resultado do mesmo (Vermeire et al., 2001). Claro é, que isto não se verifica apenas em traumatismos, mas em todas as situações que necessitem de reabilitação do pulso. Durante o tratamento, a dor aquando da realização de exercícios de reabilitação pode ser um fator que origina a desmotivação do paciente e a recusa para a realização dos exercícios que provocam essa mesma dor. Desta forma, a adesão ao tratamento pode ser diminuída.

4.1. Reabilitação tradicional

Durante o processo de reabilitação percebe-se que, aquando da realização da mobilização do pulso, o terapeuta deverá estar posicionado de frente ou de forma lateral ao paciente. Assim, este coloca uma mão no antebraço do paciente para imobilizar esta estrutura e outra no carpo de forma a provocar a movimentação da articulação do pulso. Com esta estratégia é possível a execução de movimentos de flexão, extensão, desvio radial e desvio cubital.

O processo de reabilitação pode ser ou não iniciado por uma cirurgia, dependendo do caso em questão. De seguida, ou como primeiro passo caso não tenha ocorrido cirurgia, é necessária a aplicação de uma tala engessada de modo a impedir a mobilidade da articulação. No caso de uma fratura, a tala deve ser mantida até que esta se encontre consolidada.

4.1.1. Modalidades de fisioterapia

A reabilitação física é indicada nas mais variadíssimas situações, normalmente quando é necessária uma melhoria da amplitude do movimento, da força muscular e da mobilidade articular, que de forma direta ou indireta influenciam as atividades da vida diária e da vida profissional (Biasoli, 2007).

Biasoli (2007) define fisioterapia como sendo uma intervenção não farmacológica que envolve várias técnicas de terapias físicas, que podem ser locais ou globais, bem como modalidades específicas.

A modalidade que é utilizada em cada caso depende da fase e da disfunção apresentadas pelo paciente. Os tratamentos utilizados diferem quanto ao nível de intensidade, podendo ser classificados em tratamentos passivos e tratamentos ativos. Relativamente aos tratamentos passivos, estes englobam os métodos de condução, a eletroterapia, a massagem, o relaxamento, o alongamento e as ortóteses imobilizadoras. Além disso, podem ainda ser consideradas orientações gerais e específicas, bem como a ergonomia. Quanto aos tratamentos ativos, estes englobam a cinesioterapia, as técnicas especiais e orientações das atividades da vida diária e da vida profissional, as atividades desportivas e as ortóteses funcionais e auxiliares (Biasoli, 2007). De seguida, faz-se uma descrição destas técnicas de terapias físicas.

Tratamentos passivos (adotado e adaptado de Biasoli, 2007)

- Métodos de condução (calor e frio): estes métodos são realizados para promover o alívio da dor, a redução do edema, o aumento da extensibilidade do colagénio, a diminuição do espasmo muscular e a melhoria da contratilidade muscular. O calor é indicado para o alívio da dor, para o relaxamento muscular, para a reparação de tecidos, para o aumento do fluxo sanguíneo e para o aumento da extensibilidade do colagénio. Por sua vez, o frio normalmente é utilizado para a redução do sangramento e do edema, para o alívio da dor, para a redução do espasmo e espasticidade muscular e para a melhoria da força muscular. As técnicas de calor incluem cera (parafina), compressas térmicas, banhos de imersão quente, entre outros. As técnicas de frio incluem banhos de imersão frio, compressas geladas, toalhas geladas, *sprays* evaporadores e massagem com gelo.
- Eletroterapia: consiste na utilização de corrente elétrica com fins terapêuticos. Exemplos disso são o aquecimento profundo e superficial, efeitos mecânicos nos tecidos para combater a fibrose, difusão de substâncias através da membrana celular, aumento da vasodilatação, metabolismo e nutrição tecidual, diminuição da excitabilidade motora e aumento do limiar de excitação nervosa. Existem vários tipos de eletroterapia, nomeadamente, a baseada em agentes eletromagnéticos, a baseada em ultra-som e a baseada em correntes de baixa frequência. A eletroterapia baseada em agentes eletromagnéticos inclui a diatermia por microondas, a diatermia por ondas curtas, a *laser*terapia de baixa frequência, a radiação infravermelha e a terapia por radiação ultravioleta. As correntes de baixa frequência incluem a estimulação elétrica

neuromuscular e muscular, a estimulação nervosa elétrica transcutânea (TENS) e a terapia interferencial.

- Massagem: consiste num tipo de terapia capaz de proporcionar efeitos mecânicos e fisiológicos. Quanto aos efeitos mecânicos, estes consistem na movimentação da linfa e do sangue venoso, drenagem de edemas e de hematomas e mobilização de fibras musculares, tendões, bainhas, tecidos subcutâneos, tecidos cicatriciais e aderências. Já os efeitos fisiológicos consistem no aumento da circulação sanguínea e linfática melhorando o fluxo de nutrientes, na remoção dos produtos catabólicos e metabólicos, na estimulação do processo de cicatrização e extensibilidade do tecido conjuntivo, na resolução do edema e hematoma crónico, no alívio da dor, na facilitação da atividade muscular, no aumento dos movimentos articulares e no relaxamento local e geral. As técnicas de massagem incluem a massagem do tecido conjuntivo, técnicas dos pontos deflagradores, reflexologia, percussão pontual, entre outras.
- Relaxamento: consiste num método de recondicionamento psicofisiológico.
- Alongamento: evita o encurtamento e retrações prevenindo, consequentemente, desequilíbrios estáticos.

Tratamentos ativos (adotado e adaptado de Biasoli, 2007)

- Cinesioterapia: consiste em exercícios de fortalecimento para o sistema muscular. Quanto à intensidade podem ser classificados em exercícios passivos, ativos e ativos-resistidos. Quanto ao tipo de contração podem ser classificados em isométricos, isotónicos e isocinéticos.
- Técnicas especiais: incluem a redução postural global, a osteopatia, a ginástica holística, a facilitação neuromuscular propriocetiva e a hidroterapia.

Ortóteses, imobilização, orientações gerais e específicas nas atividades da vida diária e nas atividades da vida profissional e ergonomia

Consiste na utilização de equipamentos que auxiliam a reabilitação do paciente durante o seu tratamento ou na redução de sequelas devido a perdas de função temporária ou definitiva. As orientações gerais e específicas e o ambiente de atuação são importantes para a recuperação e readaptação da vida diária e profissional por parte dos pacientes (Biasoli, 2007).

4.1.2. Fisioterapia no pulso

O processo de reabilitação do pulso baseia-se na estimulação ativa e passiva das estruturas que lhe estão inerentes, de forma a que os pacientes adquiriram a sua autonomia e recuperem a sua vida normal. O processo de reabilitação do pulso depende da patologia que lhe está inerente. No entanto, existem processos que normalmente são comuns na reabilitação.

Normalmente a reabilitação do pulso inicia-se pelo tratamento da dor e do edema existente na articulação, sendo realizada a aplicação de frio aos tecidos, com a aplicação de compressão, com massagem e com elevação da articulação. Este tratamento deve ter uma maior frequência no início do processo de reabilitação, diminuindo à medida que a dor e o edema vão desaparecendo. Na terapia do pulso é habitual o recurso à TENS para o tratamento da dor e aumento da atividade da articulação. Além disso, também é comum a aplicação de ceras de parafina, como abordado anteriormente.

Ao mesmo tempo, ou numa fase posterior, também se podem realizar exercícios de fortalecimento e de alongamento. Esta componente é importante para a recuperação da amplitude normal do movimento que possa ter sido perdida, bem como para o reforço muscular. Nesta fase, normalmente são realizados exercícios de flexão, extensão, desvio radial, desvio cubital, pronação, supinação e preensão. Assim, é realizado um trabalho completo que envolve não só o pulso, como também a mão e o antebraço. Os pacientes podem realizar estes movimentos de uma forma passiva (serem os fisioterapeutas a realizarem os movimentos na articulação dos pacientes) ou numa forma ativa (serem os próprios a realizarem os movimentos). Além disso, deve-se iniciar com exercícios isométricos e ir progredindo para exercícios resistivos. Na fase de movimentação ativa, normalmente são utilizadas bolas, halteres, molas, barras, entre outros, para o fortalecimento muscular.

Assim, com o processo de reabilitação pretende-se restaurar a mobilidade da articulação do pulso e diminuir a rigidez envolvida. Dependendo do caso de cada paciente, o processo de reabilitação pode ser ou não iniciado por uma cirurgia e pela colocação ou não de uma ligadura funcional ou de imobilização.

A reabilitação de pacientes através de fisioterapia deve ser realizada de uma forma progressiva e sustentável, sendo que o seu sucesso precoce normalmente influencia o treino e a recuperação adicionais (Hsieh et al., 2016).

Os exercícios de reabilitação tradicional do pulso são úteis para melhorar a força da mão e evitar lesões futuras. Porém, estes são aborrecidos, fazendo com que os pacientes não os realizem regularmente. Em consequência, a recuperação total é atrasada (Hsieh et al., 2016).

4.2. Dispositivos de reabilitação

A reabilitação é um processo que visa a recuperação parcial ou total da capacidade motora do paciente. A terapia de reabilitação do pulso tradicional baseia-se em sessões de fisioterapia, sendo que o processo de reabilitação pode ser realizado diariamente com duração de vários meses, dependendo da condição do paciente. Durante a terapia, o paciente é acompanhado por um terapeuta para auxiliar o processo. Contudo, estas sessões têm um caráter repetitivo, são caras, necessitam de pessoal especializado e de uma interação manual entre o terapeuta e o paciente, além de obrigarem a deslocações periódicas aos locais adequados (Mohamaddan e Komeda, 2010; Oblak et al., 2009).

Nos dias de hoje, torna-se necessário encontrar alternativas ao modo de reabilitação tradicional, pelo que o desenvolvimento de dispositivos médicos que auxiliem os profissionais de saúde, ou que substituam a sua ação tornou-se cada vez mais importante. Os dispositivos de reabilitação permitem a redução do tempo e do custo de reabilitação, pois suportam o processo (Mohamaddan e Komeda, 2010).

Esta área foi sofrendo um grande desenvolvimento, e atualmente, existe uma grande diversidade de dispositivos para reabilitação do pulso que fornecem uma variedade de movimentos. Estes dispositivos têm como principal função melhorar e recuperar a amplitude dos movimentos do pulso do paciente, de modo a estimular e fortalecer as articulações, tendões e músculos envolventes. Muitas das vezes também são requeridos para evitar lesões, quer ósseas ou nos tecidos moles, principalmente em indivíduos que se dedicam à prática de exercício físico. Além disso, também são usados para fortalecimento muscular por parte dos mesmos.

Atualmente, existem dispositivos para reabilitação do pulso muito diversificados, mecânicos ou não mecânicos. Os **dispositivos mecânicos** podem subdividir-se em dispositivos ativos, passivos e mistos. Um dispositivo é considerado **ativo** quando fornece a força, enquanto o membro do paciente permanece num estado passivo, sendo usual o recurso a atuadores ou motores. Por outro lado, um dispositivo é considerado **passivo** quando é o membro do próprio paciente a fornecer a força, enquanto o dispositivo permanece passivo, sendo usual o recurso a molas e juntas (Martins et al., 2011). Por último, um dispositivo é considerado **misto** quando tem a capacidade de funcionar tanto no modo ativo como no modo passivo.

Deste modo, existem dispositivos mecânicos e também eletrónicos no mercado ou em desenvolvimento, mas, existem também dispositivos para reabilitação do pulso que resultam da combinação destas duas ciências, designando-se por dispositivos mecatrónicos (Delden et al., 2012). Os dispositivos robóticos têm alcançado uma dimensão bastante elevada, auxiliando os pacientes em tarefas repetitivas e substituindo a ação dos terapeutas (Heo et al., 2012). Muitos deles oferecem dados mais

precisos, objetivos e detalhados sobre o que está a acontecer durante o processo de reabilitação. No entanto, o uso desta vertente de reabilitação em fisioterapia ainda não é muito usual (Akshay et al., 2007).

A evolução que a tecnologia tem sofrido nos últimos tempos focalizou-se na realização de exercícios de uma forma auto-controlada e com maior intensidade e frequência (Delden et al., 2012).

Atualmente, espera-se encontrar soluções mais promissoras, que permitam aos pacientes realizar exercícios de forma autónoma num local mais indicado para si, possibilitando assim uma maior adesão à terapia. Dar continuidade aos exercícios de fisioterapia em casa, desde que devidamente efetuados, promove e acelera a recuperação, sendo uma mais-valia para o paciente.

4.2.1. Ortóteses

Antes de tentar perceber quais os dispositivos que são usados em hospitais e clínicas de reabilitação para fortalecimento muscular e ganho de amplitudes, é importante conhecer um tipo de dispositivos especiais que são usados nas mais variadíssimas situações, e que muitas das vezes, pela sua aparência, não se associam a dispositivos de reabilitação, mas que na realidade são. Esses dispositivos designam-se por ortóteses e são uma classe bastante particular de dispositivos que auxiliam o pulso lesionado, protegendo a zona debilitada, consistindo assim num importante uso terapêutico.

De acordo com Branco et al. (2008, pp. 22 e 23), as ortóteses podem ser classificadas em estáticas, dinâmicas e mistas. As ortóteses **estáticas** caracterizam-se por não possuírem articulações móveis na sua estrutura e por terem a capacidade para permitir o movimento numa determinada direção, mas impedi-lo noutra. Este tipo de ortóteses apresenta funções como o suporte ou alinhamento de estruturas, a imobilização destinada à cicatrização, a imobilização destinada à proteção articular, a aplicação de forças destinada à prevenção ou correção de contraturas articulares e o suporte para o uso de ajudas técnicas. Por outro lado, as ortóteses **dinâmicas** atuam na aplicação de uma força adicional que auxilia um determinado movimento. Tal como o próprio nome indica, as ortóteses **mistas** possuem características que permitem que estas funcionem tanto como ortóteses estáticas como dinâmicas.

Existe um conjunto de princípios que devem ser seguidos no fabrico de ortóteses. Para tal, dever-se-á ter em consideração que a posição funcional de cada articulação não é sinónimo de posição anatómica. Considerando como exemplo o antebraço, este deve encontrar-se em semi-pronação, de modo a possibilitar que o polegar do paciente fique virado para a sua face. Relativamente ao pulso, este deve ser colocado em extensão para proporcionar um bom movimento de preensão à mão. No caso das mãos, estas devem ser colocadas em adução para permitir que o eixo do primeiro dedo prolongue o eixo

do rádio. Finalmente, os dedos devem ser dispostos em semi-flexão e com o polegar de modo oposto (Branco et al., 2008, p. 23).

Existem ortóteses com funcionalidades terapêuticas distintas, variando entre ortóteses para reabilitação do pulso, mão e dedos, de forma individual, mas, também, ortóteses que proporcionam a reabilitação de duas ou mais zonas em simultâneo. Neste sentido, existem diferentes modelos de ortóteses pré-definidos, sendo que para o presente estudo interessam as ortóteses para imobilização do pulso, mão e dedos, as ortóteses para a síndrome do canal cárpico, as ortóteses de posicionamento do pulso e da mão, os pulsos elásticos, as ortóteses WHF (*Wrist/Hand/Fingers*), as ortóteses para lesão do nervo radial, as ortóteses para a articulação trapézio-metacárpica e as ortóteses para desvio cubital - ver Figura 17 (Branco et al., 2008, pp. 26-29).

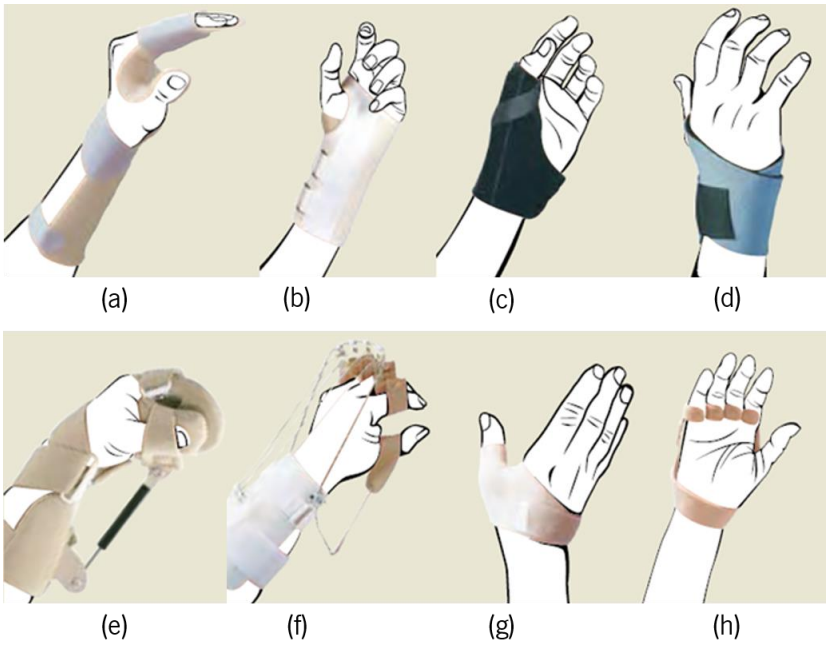


Figura 17 - Diferentes tipos de ortóteses: (a) ortótese para imobilização do pulso, mão e dedos; (b) ortótese para a síndrome do canal cárpico; (c) ortótese de posicionamento do pulso e da mão; (d) pulso elástico; (e) ortótese WHF; (f) ortótese para lesão do nervo radial; (g) ortótese para a articulação trapézio-metacárpica; (h) ortótese para desvio cubital (Branco et al., 2008, pp. 27-29).

Primeiramente, as **ortóteses destinadas à imobilização do pulso** (Figura 17a) são indicadas em situações de patologias reumatológicas, traumatismos e após cirurgia do pulso. Este tipo de ortóteses tem como função limitar a mobilidade do pulso, na ordem em que o for possível, sendo que idealmente este deveria manter 35°-40° de extensão e 10°-15° de desvio cubital. Preferencialmente, devem ser fabricadas por medida e com materiais termomoldáveis e tiras de velcro. Em muitos dos casos, estas ortóteses incluem as articulações metacarpofalângicas e interfalângicas (Branco et al., 2008, p. 26).

Existem também **ortóteses destinadas a pacientes com a síndrome do canal cárpico**, que é um dos tipos de patologias que afetam frequentemente o pulso, tal como já abordado (Figura 17b).

Este tipo de ortótese assemelha-se às ortóteses de imobilização do pulso, diferindo apenas na posição deste. Nesta situação, o pulso deverá encontrar-se numa posição neutra ou possuir um máximo de 20º de extensão (Branco et al., 2008, p. 27).

As **ortóteses de posicionamento do pulso e da mão** (Figura 17c) são indicadas em situações de patologia neurológica, originada muitas das vezes por AVC, traumatismos crânio-encefálicos, lesões do plexo braquial e síndrome de *Guillain-Barré*. Estas também deverão ser confecionadas por medida, com plásticos termomoldáveis e velcro. As articulações metacarpofalângicas devem estar numa posição bastante próxima da flexão máxima e as articulações interfalângicas em extensão total, com o objetivo de evitar a ocorrência de encurtamentos dos ligamentos laterais (Branco et al., 2008, p. 27).

Os **pulsos elásticos** (Figura 17d) são utilizados em situações de tendinites e tenossinovites, em traumatismos que afetam o ligamento triangular do carpo, na proteção pós-operatória e na prevenção de lesões no desporto. Este tipo de ortótese apresenta funções como a conservação do calor do local e a estabilização da articulação radiocubital inferior. O neopreno é um exemplo de material para o fabrico de pulsos elásticos. É comum a ortótese estender-se até à base do primeiro dedo (Branco et al., 2008, p. 27 e 28).

A **ortótese WHF** (Figura 17e) é um tipo de ortótese dinâmica, sendo indicada para pacientes com tetraplegia de nível motor C6 que apresentam a extensão do pulso saudável, mas, problemas de contração dos flexores dos dedos e dos músculos intrínsecos da mão. A ortótese recorre à extensão ativa do pulso para permitir a reabilitação de pinças (Branco et al., 2008, p. 28).

A **ortótese para lesão do nervo radial** (Figura 17f) é um tipo de ortótese mista devido à inclusão de um componente que permite a estabilização do pulso e devido a um sistema de elásticos ou equivalente que possibilita a extensão dos dedos. Este tipo de ortótese possibilita não só a assistência à extensão do pulso, como também dos dedos (Branco et al., 2008, p. 28).

A **ortótese para a articulação trapézio-metacárpica** (Figura 17g) é usada para imobilização da zona relativa ao polegar, uma vez que o circunda e o mantém em oponência, e também para imobilização da articulação metacarpofalângica respetiva. Evita, ainda, a deformidade em adução e mantém a amplitude articular funcional, ao mesmo tempo em que a articulação interfalângica se mantém livre. Este tipo de ortótese é indicado para situações de osteoartrose da articulação trapézio-metacárpica, artrite reumatoide, tenossinovite de *De Quervain* e fratura do primeiro metacárpico. São frequentemente fabricadas em plástico termomoldável (Branco et al., 2008, pp. 28 e 29).

As **ortóteses para desvio cubital** (Figura 17h) atuam na prevenção do desvio cubital e da sub-luxação das articulações metacarpofalângicas em pacientes que possuam artrite reumatoide. Este tipo de ortótese possibilita movimentos de flexão e extensão aos dedos, mantendo as articulações metacarpofalângicas estabilizadas (Branco et al., 2008, p. 29).

Na Tabela 8, apresentam-se alguns tipos de pulsos elásticos e de ortóteses que se encontram atualmente em comercialização. O seu preço é apresentado já com o IVA (Imposto sobre o Valor Acrescentado) incluído.

Tabela 8 - Exemplos de pulsos elásticos e ortóteses comercializados

Dispositivo	Características	Preço
Pulso elástico (Loja ortopédica, 2013a1)	O pulso elástico tem a capacidade para fornecer compressão e estabilização, sendo indicado em diversas situações, tais como: sobrecarga incipiente do pulso, após retirada das ligaduras de gesso, contusão, distensão e entorse. O seu fabrico assenta em elástico com bastante resistência, possuindo velcro para possibilitar o ajuste. Apresenta quatro tamanhos diferentes, consoante o perímetro do pulso.	4,65€
Suporte elástico de pulso (Loja ortopédica, 2013a2)	Indicado para pessoas que apresentam tendinites, artrites, artroses, no suporte e proteção nas atividades desportivas e laborais, nas contusões leves e em processos inflamatórios. Encontra-se disponível em três tamanhos, consoante o perímetro do pulso.	9,00€
Suporte de pulso (Loja ortopédica, 2013a3)	Indicado para prevenir lesões, tendinites e como suporte e proteção em atividades desportivas e do trabalho. O suporte de pulso apresenta uma cinta elástica no interior para facilitar o ajuste, sendo de tamanho único.	9,40€
Suporte de pulso com banda (Loja ortopédica, 2013a4)	O suporte de pulso é usado em situações de contenção, indicado para pessoas com instabilidades ligeiras, para suporte, proteção e prevenção em atividades desportivas e do trabalho que necessitam de um movimento repetitivo do pulso. Possui ajuste em velcro e é de tamanho único.	9,85€
Imobilizador do pulso (Loja ortopédica, 2013a5)	O imobilizador de pulso é indicado para pacientes que precisem de estar sem qualquer tipo de movimento na cama ou na cadeira de rodas. Este imobilizador é de tamanho único, possuindo correias com fecho em fivela.	16,70€
Pulso com tala de polegar (Loja ortopédica, 2013a6)	Tem a capacidade de fornecer termocompressão e estabilização, sendo indicado em situações onde é necessária a imobilização e proteção das articulações carpometacarpais e metacarpofalângicas, em instabilidades ligeiras do pulso e para proteção na realização de atividades desportivas. Encontra-se disponível em quatro tamanhos consoante o perímetro do pulso.	21,70€
Imobilizador de pulso com tala palmar (Loja ortopédica, 2013a7)	Trata-se de um pulso elástico aberto que possui uma tala flexível palmar amovível, permitindo o controlo e a estabilização da articulação do pulso. Este imobilizador é indicado em situações de afeções do tubo carpiano, tendinites, sequelas dolorosas ou inflamatórias, instabilidades e em reabilitação física. Possui uma tala de alumínio flexível, moldável e amovível que permite o controlo da flexão do pulso. Além disso, possui um fecho ajustável em velcro. Encontra-se disponível em quatro tamanhos, consoante o perímetro do pulso.	22,50€
Pulso com tala (Loja ortopédica, 2013a8)	Apresenta a capacidade para fornecer termocompressão e estabilização, indicado em situações onde existem instabilidades e traumatismos ligeiros, em tendinites e em artrites. Possui uma tala palmar em alumínio amovível e moldável e possui um fecho de velcro que permite o ajuste. Encontra-se disponível em quatro tamanhos consoante o perímetro do pulso.	27,40€
Imobilizador de pulso ambidestro com tala palmar (Loja ortopédica, 2013a9)	Consiste num pulso imobilizador que apresenta uma tala palmar flexível. O imobilizador oferece a capacidade de apoio, estabilização e imobilização da articulação do pulso, sendo indicado no pós-traumático, na reabilitação pós-operatória, em sequelas dolorosas e inflamatórias e em situações de instabilidade. Além disso, possui um ajuste palmar personalizado e encontra-se disponível em dois tamanhos consoante o perímetro do pulso.	29,00€

Tabela 8 – Exemplos de pulsos elásticos e ortóteses comercializados (continuação)

Dispositivo	Características	Preço
Pulso elástico comprido com tala palmar e polegar (Loja ortopédica, 2013a10)	Consiste num pulso elástico comprido e aberto que possui uma tala flexível palmar e polegar amovível que permite o controlo da flexão. Este pulso elástico permite o controlo e a estabilização da articulação do pulso e trapezio-metracarpiana, sendo indicado em situações de lesões combinadas da articulação do pulso com o polegar, afeções do túnel do carpo, tendinites, tenossinovites, sequelas dolorosas e inflamatórias e instabilidades das articulações carpometacarpianas e metacarpofalângicas. Possui um fecho ajustável em velcro e encontra-se disponível em quatro tamanhos consoante o perímetro do pulso.	33,90€
Imobilizador de pulso e polegar (Loja ortopédica, 2013a11)	Consiste num imobilizador de pulso comprido com tala flexível palmar e polegar amovível que permite o controlo da flexão. Este imobilizador controla e estabiliza a articulação do primeiro dedo, sendo indicado em situações de imobilização relativa e proteção das articulações carpometacarpiana e metacarpofalângica. Possui tecido semirrígido, um fecho ajustável em velcro e encontra-se disponível em quatro tamanhos consoante o perímetro do pulso.	40,70€
Tala imobilizadora do pulso (Loja ortopédica, 2013a12)	Tala imobilizadora de pulso que tem como função limitar a mobilidade deste, da mão e dos dedos, mantendo-os numa posição de 35°-40° de extensão e 10° de desvio cubital. É indicada em lesões neurológicas, na prevenção das deformações de origem reumática, no alívio da dor, na diminuição da inflamação e na síndrome do túnel do carpo. Esta tala é fabricada em termoplástico e possui forro interior de espuma e veludo. Existem três tamanhos de tala baseados no perímetro e comprimento.	49,00€
Tala imobilizadora do pulso e do polegar (Loja ortopédica, 2013a13)	Esta tala imobilizadora tem como função limitar a mobilidade do pulso, das mãos e dos dedos, mantendo-os numa posição de 10° de extensão e 10° de desvio cubital, com exceção do polegar. É indicada no tratamento da dor, em algias pós-traumáticas, no complemento para estabilização do pulso depois da artródese, no pós-operatório, na síndrome do túnel do carpo, em processos inflamatórios na região do carpo e em imobilizações metacarpofalângicas do polegar, entre outros. A tala imobilizadora de pulso e polegar é fabricada em termoplástico, possuindo um forro interior de espuma e veludo. Existem quatro tamanhos de tala, baseados na largura da mão e comprimento.	77,50€
Tala imobilizadora da mão em posição plana (Loja ortopédica, 2013a14)	A tala imobilizadora da mão em posição plana tem como função limitar a mobilidade do pulso, das mãos e dos dedos, mantendo-os numa posição de 10° de extensão, com exceção do polegar. É indicada no tratamento da dor, na síndrome do túnel do carpo, em processos inflamatórios na região do carpo, em lesões neurológicas, na prevenção de deformidades de origem reumática, no alívio da dor e na diminuição da inflamação. Esta tala é fabricada em termoplástico, possuindo um forro interior de espuma e veludo. Existem quatro tamanhos de tala, baseados na largura da mão e comprimento.	78,50€
Tala imobilizadora da mão (Loja ortopédica, 2013a15)	A tala imobilizadora da mão tem como função manter uma posição funcional, ou seja, limitar a mobilidade do pulso, da mão e dos dedos, mantendo-os numa ligeira flexão de 10° e com abdução do polegar. É indicada em lesões neurológicas, na prevenção das deformações de origem reumática, no alívio da dor, na diminuição da inflamação e na síndrome do túnel do carpo. Esta tala imobilizadora é fabricada em termoplástico, possuindo um forro interior de espuma e veludo. Existem quatro tamanhos de tala, baseados na largura da mão e comprimento.	78,50€
Tala imobilizadora da mão antiespasmódica (Loja ortopédica, 2013a16)	Mantém as articulações do pulso, da mão e dos dedos em ligeira flexão, mantendo os dedos separados e exercendo uma força extensora individual em cada dedo através das correias. É indicada como tala de repouso no tratamento da dor, em patologias neurológicas e em hemiplegias, sendo especialmente indicada para paralisias espasmódicas, uma vez que mantém a abóbada palmar, a mão e o pulso numa posição que inibe os reflexos. Desta forma, previne as deformações por espasmos e contrações, evitando a garra cubital. A tala imobilizadora é fabricada em termoplástico e possui um forro interior de espuma e veludo. Existem quatro tamanhos de tala, baseados na largura da mão e comprimento.	91,00€

Terminado o assunto destinado às ortóteses, passa-se aos demais dispositivos existentes para reabilitação da articulação do pulso.

4.2.2. Dispositivos de reabilitação comercializados

Nesta secção pretende-se apresentar vários dispositivos comercializados que são utilizados em clínicas de reabilitação e hospitais para reabilitação da articulação do pulso. Estes dispositivos oferecem a possibilidade de melhoria do movimento de preensão, aumento da força, aumento da resistência, ganho de amplitudes, fortalecimento e relaxamento muscular.

Neste sentido, a Tabela 9 apresenta uma compilação dos principais dispositivos usados em clínicas de reabilitação. O seu preço é apresentado já com o IVA incluído.

Tabela 9 - Dispositivos para reabilitação do pulso e antebraço usados em hospitais e clínicas de reabilitação

Dispositivo	Características	Preço
Halteres em vinil (Viver melhor, 2017a1)	Os halteres são indicados para treino de recuperação muscular e reabilitação neuromotora. Apresentam-se em cores diferentes, consoante o peso que possuem, variando entre os 0,5 kg e os 5 kg.	2,40€-21,30€
Bolas terapêuticas (Loja ortopédica, 2013a17)	As bolas terapêuticas são destinadas à reabilitação da mão, dedos, pulso e braço. Normalmente, este tipo de bolas é usado como antisstress. Possuem 6 cm de diâmetro.	2,50€
Bolas de picos (Loja ortopédica, 2013a18)	Bolas completamente texturizadas que apresentas pinos cónicos. As bolas de picos são indicadas para massagens de reflexologia, exercícios para dedos, promoção da circulação sanguínea e sensibilidade depois das cirurgias. Estas bolas encontram-se disponíveis em diferentes diâmetros (entre 6cm e 10cm), aos quais está associada uma cor.	5,10€
Bolas em silicone para exercício de mãos (Loja ortopédica, 2013a19)	Consistem em bolas para exercício manual, indicadas para qualquer tipo de reabilitação nas mãos, dedos, pulso e braço, ou no combate ao stress. Uma vez que são fabricadas em gel, oferecem resistência quando são apertadas. Por esta razão, estão disponíveis em três cores consoante o nível de resistência que oferecem.	7,50€
Ovo em silicone para exercício de mãos (Loja ortopédica, 2013a20)	Consistem em ovos para exercício manual, indicados para qualquer tipo de reabilitação nas mãos, dedos, pulso e braço, bem como no combate ao stress. Estes ovos são em gel e, por isso, oferecem resistência quando são apertados. Desta forma estão disponíveis em quatro cores diferentes, consoante o nível de resistência. O ovo tem a capacidade de voltar à sua forma original quando deixa de ser utilizado. Assim, permite a realização de exercícios e uma reabilitação de forma progressiva relativamente às mãos e músculos dos braços.	8,50€
Plasticina terapêutica (Loja ortopédica, 2013a21)	A plasticina terapêutica é indicada para a terapia de dedos e pulsos. O seu uso permite melhorar a destreza e a força dos dedos. Estas plasticinas estão disponíveis em cinco cores consoante as suas resistências.	13,10€
Mola de tensão para reabilitação (Viver melhor, 2017a2)	As molas de tensão são usadas para exercícios de resistência, permitindo o fortalecimento dos músculos da mão. Encontram-se disponíveis em três cores, consoante a resistência. Entre as duas extremidades exteriores das pegas existe uma distância de 11 cm.	13,95-25,00€
Exercitador de dedos e de mão (Loja ortopédica, 2013a22)	O exercitador de dedos e de mão possui resistência ajustável e é indicado para exercícios de fortalecimento dos flexores dos dedos. O exercitador tem a capacidade para se ajustar ao tamanho da mão de qualquer utilizador, como possibilitar o ajuste da amplitude de movimento desejada. Possui um peso de 110 gramas.	14,90€
Exercitador de mãos (Quirumed, 2017a1)	O exercitador de mãos permite o aperto da mão de forma ajustável, possibilitando a exercitação dos flexores dos dedos e dos flexores do pulso. Apresenta-se em duas versões: a versão leve é de 5 a 20 kg e a versão forte é de 10 a 40 kg. Este exercitador oferece a possibilidade de ajustar a tensão necessária, girando o botão de controlo.	16,99€

Tabela 9 - Dispositivos para reabilitação do pulso e antebraço usados em hospitais e clínicas de reabilitação (continuação)

Dispositivo	Características	Preço
Dispositivo de reabilitação da mão (Loja ortopédica, 2013a23)	Este dispositivo é indicado para pacientes paralisados que necessitem de reabilitação da mão, ajudando a abrir os dedos de forma gradual. O seu mecanismo consiste num balão que enche dentro da palma e que é esvaziado com uma bomba. Possui um tamanho universal e ajustável, estabilizando-se na mão através da fita ajustável e de velcro.	18,30€
Barra de exercícios para reabilitação (Viver melhor, 2017a3)	Consistem em barras flexíveis e de baixo peso, indicadas para o fortalecimento dos músculos da mão, do pulso e do ombro através da torção e flexão das mesmas. Estas barras promovem a coordenação, aumentam o desempenho do treino de equilíbrio e neuromuscular e permitem a mobilização articular. Existem seis cores de barras diferentes, consoante o nível de resistência oferecido por cada uma.	23,00€
Exercitador de elásticos para a mão (Quirumed, 2017a2)	O exercitador de elásticos proporciona movimentos completos, naturais e tridimensionais. É utilizado para exercícios de pulso, mão e cotovelo. Através do movimento de abrir e fechar a mão reforça nove músculos, aumenta a força, o equilíbrio e melhora a circulação. Permite o fortalecimento dos músculos flexores quando se aperta a bola e dos extensores quando se procede à abertura da mesma. Encontra-se disponível em três modelos, consoante a sua resistência.	27,00€
Mola para dedos (Viver melhor, 2017a4)	As molas para dedos têm capacidade para desenvolver força digital, de mão e antebraço, flexibilidade e coordenação. Cada mola apresenta quatro botões que podem ser utilizados individualmente para exercitar os dedos ou no seu conjunto para exercitar completamente a mão e o antebraço. As molas estão disponíveis em cinco cores, consoante a resistência que oferecem, pesando entre 0,7 kg e 4,1 kg.	27,18€
Disco dentado de extensão (Quirumed, 2017a3)	O disco dentado fornece terapia aos cinco dedos da mão e às respetivas articulações de cada um deles. Baseia-se na extensão de um ou de todos os dedos da mão, consoante as necessidades dos pacientes. Deste modo, fortalece os grupos musculares intrínsecos e extrínsecos da mão, com o objetivo de maximizar a extensão do tendão, a mobilidade articular, a coordenação, a função muscular da mão e do antebraço e evitar lesões. Pode ser usado para exercícios de adução, abdução, bloqueio e flexão dos dedos. Encontra-se disponível em quatro cores de faixas de acordo com a sua resistência, oferecendo, assim, a possibilidade de aumentar a força progressivamente.	33,99€
Pedaleira (Loja ortopédica, 2013a24)	A pedaleira mecânica pode ser usada para a reabilitação dos membros superiores e dos membros inferiores. Esta oferece a possibilidade de regular a intensidade do esforço através de um parafuso que se situa superiormente. O dispositivo possui uma base antiderrapante, evitando que o mesmo se mova aquando da exercitação dos membros.	34,00€
Rede elástica (Viver melhor, 2017a5)	A rede elástica é destinada à reabilitação, fortalecimento e exercitação dos dedos, mão, pulso e antebraço, através de exercícios de extensão e flexão. Permite a associação de vários movimentos, nomeadamente, de flexão, extensão, supinação e pronação. A rede elástica está disponível em várias cores, consoante a resistência oferecida.	36,20€
Blocos de espuma para fisioterapia da mão (Ayudas Dinámicas, s.d.; Viver melhor, 2017a6)	Os blocos de espuma ajudam no fortalecimento dos dedos e das mãos após uma lesão ou cirurgia ou em pessoas que possuam artrite. Existem quatro níveis de resistência, consoante a força que é necessário realizar, de tal modo que seja permitida a progressão do processo de reabilitação. O preço apresentado é relativo a conjuntos de 12 blocos, sendo que existem 3 blocos de cada resistência.	39,00€
Pedaleira de exercícios para pernas e braços (Loja ortopédica, 2013a25)	Esta pedaleira mecânica permite a reabilitação dos membros superiores e inferiores, em simultâneo. O dispositivo possibilita a regulação da intensidade do esforço através do parafuso superior. Além disso, possui uma base antiderrapante, evitando que se mova durante a exercitação.	39,90€

Tabela 9 - Dispositivos para reabilitação do pulso e antebraço usados em hospitais e clínicas de reabilitação (continuação)

Dispositivo	Características	Preço
Roldanas (Loja ortopédica, 2013a26)	Dispositivo auto-passivo com duas roldanas e pegas, destinado à exercitação dos membros superiores. Para a realização dos exercícios deve ser fixado à parede ou ao teto.	89,50€
Escada de dedos (Loja ortopédica, 2013a27)	Escada que permite a exercitação (ativa) dos dedos. Apresenta uma estrutura em madeira com 24 degraus.	103,40€
Aparelho multiusos para fisioterapia (Viver melhor, 2017a7)	Aparelho multiusos que combina vários utensílios, possibilitando diversos exercícios de reabilitação. Este possui uma escada para dedos, duas cavilhas, uma corda de nylon numa polia articulada, manípulos, uma cavilha para guardar a corda e um tambor para recolher a corda para ajuste vertical de altura de modo a aumentar a amplitude do movimento e o alcance. A altura é regulada através de uma maçaneta e a corda possui uma bola de borracha numa das extremidades que possibilita movimentos de apertar e agarrar e evita escorregamentos.	857,60€
Mesa para terapia funcional/ocupacional de mãos (Loja ortopédica, 2013a28)	Esta mesa é constituída por vários dispositivos, apresentando pés desmontáveis, um tabuleiro canadiano, um suporte de apoio de braços regulável, uma roda de inércia que permite a regulação do esforço e que possui contrapesos reguláveis sendo acionada pelo dispositivo de pulso ou pelo pedal regulável, um dispositivo de exercícios para mãos com bolas de diferentes densidades e tamanhos, um dispositivo de exercícios para mãos com diferentes formas e um dispositivo de exercício do pulso com dois calibres e com regulação de esforço.	1.200,00€
Powerball® (Powerball, 2017)	Dispositivo mecatrónico para reabilitação de músculos e articulações. A operação deste dispositivo baseia-se no princípio do giroscópio, provocando um movimento giratório no pulso. O movimento vibratório provocado tem capacidade para aumentar a força não só dos pulsos, como dos dedos, mãos, braços e ombros. Este dispositivo necessita de ser iniciado manualmente e está disponível em mais do que um modelo, consoante a frequência de vibração.	A partir de 24,99€-149,99€
Kinetec Maestra Hand and Wrist CPM Machine (Kinetec, s.d.)	Este dispositivo auxilia os pacientes a prevenir a rigidez articular no período pós-operatório. É direcionado para os dedos, polegar e pulso, permitindo um movimento repetitivo. Além disso, oferece uma gama de movimento variável que permite a adaptação a vários requisitos de terapia. O dispositivo permite o controlo da velocidade e possui um suporte de palma giratório. Além disso, protege o tecido curativo e limita a amplitude do movimento. A amplitude dos movimentos é programável, permitindo flexão, extensão, adução, abdução, pronação, supinação, flexão aos dedos e oposição total do polegar.	6.498,47€

4.3. Patentes

Existem algumas patentes registadas acerca de dispositivos de reabilitação do pulso e, como tal, considerou-se pertinente abordar brevemente as mesmas de seguida, de forma a garantir que a solução proposta não infringirá essas mesmas patentes.

Carlson (2000) desenvolveu um dispositivo portátil para reabilitação do pulso e da mão (Figura 18), que na sua constituição apresenta uma pequena caixa para a mão com um freio de resistência controlável por fluido magnético. O dispositivo possui, ainda, vários elementos que se podem encaixar e que têm a capacidade de permitir a ação de agarrar. De facto, o dipositivo possibilita que o paciente

exercite o pulso e a mão em diversas posições, para além de permitir o controlo da resistência por parte do seu usuário através de um botão.

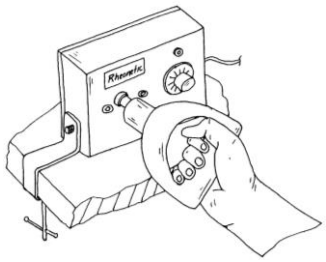


Figura 18 - Dispositivo de reabilitação do pulso e da mão [adaptado de Carlson (2000)].

Sakurada (1977) desenvolveu um dispositivo para exercitar e fortalecer o pulso (Figura 19). Este é constituído por uma calha com forma côncava e a partir da sua extremidade são projetados dois elementos paralelos. Além disso, possui um punho montado rotativamente no membro alongado. Devido ao facto de possuir molas, possibilita que a força gire o pulso numa posição afastada do eixo da calha.

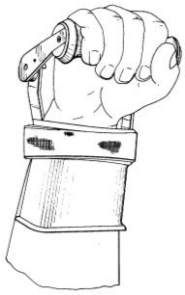


Figura 19 - Dispositivo para exercício do pulso e fortalecimento [adaptado de Sakurada (1977)].

Chang (1995) desenvolveu um exercitador de pulso (Figura 20), constituído por um suporte para o braço e por uma pega que se encontra articulada com o suporte. Este dispositivo possui um tubo fixado ao suporte com dois discos deslizantes. Existe um cabo que conecta a pega da mão a um disco distal à mesma. Quando se quer exercitar o pulso, a pega da mão é afastada do tubo contra a força da mola situada entre os discos. O tubo é, ainda, constituído por um parafuso disposto de forma rotativa, sendo este enroscado com o disco perto da pega. De forma a ajustar a força de polarização da mola, os dois discos são movidos no sentido um do outro ou em sentidos opostos.

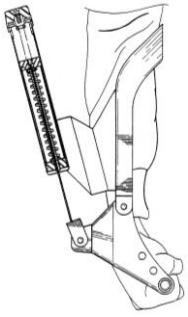


Figura 20 - Exercitador de pulso [adaptado de Chang (1995)].

Gibney (1996) desenvolveu um dispositivo de exercício direcionado para o tratamento da síndrome do túnel do carpo (Figura 21). Este consiste num componente elástico que é retido num tapete para o rato do computador. O seu mecanismo de utilização baseia-se na sua ligação de forma removível às pontas dos dedos e do polegar da mão que se encontra debilitada. Assim, é possível a realização de movimentos de extensão dos dedos e do polegar, afastando-os entre si, contra a força de restauração elástica do dispositivo.

Figura 21 - Dispositivo de exercício para o tratamento da síndrome do túnel do carpo [adaptado de Gibney (1996)].

Baker (1998) desenvolveu um rotador de pulso terapêutico (Figura 22) que tem a capacidade de promover a rotação passiva do pulso quando este necessita de reabilitação após a ocorrência de uma lesão ou doença. O dispositivo pode ser fixado e ficar imóvel num objeto estacionário, de tal forma que consiga resistir às forças aplicadas aquando do seu uso. Na sua constituição apresenta um motor elétrico que conduz uma unidade de redução, de modo a obter uma velocidade de rotação relativamente baixa e um binário relativamente alto para o eixo de saída. Este eixo possui uma pega para a mão que se perlonga a partir do mesmo. O dispositivo permite obter informação acerca da rotação alcançada, bem como fornece indicação do movimento de rotação máximo, tanto no sentido horário como anti-horário. O mecanismo de funcionamento do dispositivo consiste em agarrar a pega que ativa interruptores, de tal forma que o eixo de saída e a pega rodam lentamente na direção desejada.

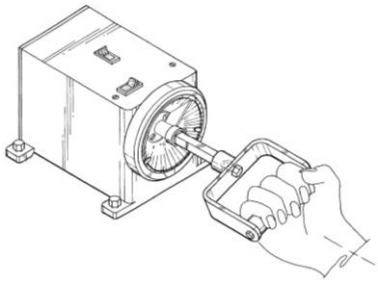


Figura 22 – Rotador de pulso terapêutico [adaptado de Baker (1998)].

Rogers Jr (2001) desenvolveu um método e aparelho para terapia e fortalecimento do dedo, da mão e do pulso (Figura 23). Na sua constituição apresenta pelo menos uma banda resiliente suportada por pelo menos uma pluralidade de cavilhas que se encontram espaçadas. Estas cavilhas estendem-se

a partir de pelo menos um lado da base do suporte. A exercitação e fortalecimento dos músculos das mãos e dos pulsos é conseguida graças à resistência que pelo menos uma banda resiliente oferece à manipulação pelos dedos e pelas mãos.

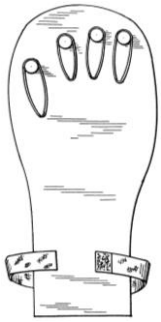


Figura 23 - Método e aparelho para terapia do dedo, da mão e do pulso [adaptado de Rogers Jr (2001)].

Bennett (2002) desenvolveu um dispositivo de terapia ocupacional indicado para o fortalecimento dos dedos, da mão, do pulso, do antebraço e do pé (Figura 24). O dispositivo é constituído por pelo menos uma resistência giratória ou rotativa, sendo contra esta mesma resistência que a parte do corpo que necessita de terapia é localizada. Além disso, possui uma barra de resistência e pelo menos uma barra de estabilização. Esta última tem a capacidade de suportar uma parte do corpo na proximidade da parte do corpo que se encontra acionada contra a barra de resistência. Desta forma, possibilita um suporte mais adequado para a terapia da parte do corpo em questão. As barras de resistência e de estabilização permitem seis graus de liberdade e, deste modo, uma diversidade de exercícios nas partes do corpo já mencionadas. Assim, é permitido o alcance de uma orientação ótima das partes corporais. O dispositivo possui, também, um mecanismo de controlo angular ajustável. Assim, para além de ser adequado e seguro para qualquer paciente, é adaptável às suas partes corporais, bem como a diferentes exercícios.

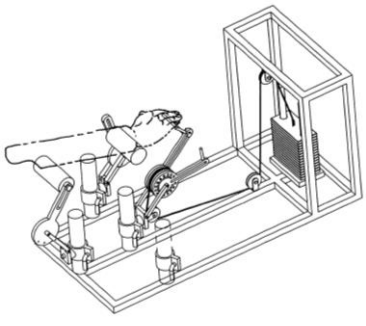


Figura 24 – Dispositivo de terapia ocupacional para fortalecimento dos dedos, mão, pulso, antebraço e pé [adaptado de Bennett (2002)].

Hopkins e Sieller (2005) desenvolveram um dispositivo de terapia para a pronação e supinação (Figura 25). Para esta terapia, o antebraço encontra-se rodeado por um invólucro, sendo que o suporte do antebraço recebe o invólucro de forma deslizante e envolvendo-o parcialmente. O dispositivo possui

uma postagem e uma espécie de âncora que podem ser montadas no invólucro e no suporte, respetivamente. Desta forma, um elemento de tensão é conectado a estes dois elementos criando uma força rotacional, que dependendo da direção como os elementos tensores se estendem, permite o movimento de pronação e de supinação.

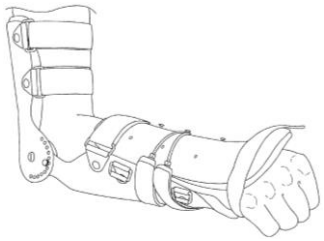


Figura 25 – Dispositivo de terapia para a pronação e supinação [adaptado de Hopkins e Sieller (2005)].

4.4. Outros dispositivos: avanços atuais

Apesar da grande quantidade de dispositivos existentes para reabilitação do pulso, ou que apesar de não se destinarem a esse fim, podem ser usados como tal, existe ainda muito desenvolvimento a ser efetuado, de forma a encontrar estratégias cada vez mais eficazes para a reabilitação desta articulação.

Nos dias que correm, cada vez mais se faz uso de ciências como a informática, eletrónica e robótica no desenvolvimento de dispositivos que colmatem as necessidades do mercado existentes até então, auxiliando tanto pacientes como profissionais de saúde. Estratégias baseadas na interação homem-computador são cada vez mais comuns na saúde humana. Assim, com as mais recentes tecnologias os profissionais de saúde conseguem obter informações sobre os seus pacientes em tempo real (como a medição da capacidade do movimento e a avaliação da evolução do paciente), sendo os pacientes suportados por estas tecnologias durante o seu processo de reabilitação.

O envelhecimento da sociedade e a vida apressada da população mais nova impede os mesmos de aceder à terapia de reabilitação tradicional. Assim, os dispositivos que permitem a reabilitação em casa tornam-se uma mais-valia (Matera et al., 2016).

Neste sentido, o fornecimento de ambientes virtuais aos pacientes pode tornar o processo de reabilitação mais agradável e menos aborrecido, motivando os pacientes e contribuindo para que estes queiram completar o processo de reabilitação tão cedo quanto possível (D'Auria et al., 2016).

Os desenvolvimentos mais recentes apontam para tecnologias mais próximas do quotidiano da população. Neste sentido, têm sido desenvolvidos bastantes dispositivos para reabilitação do pulso e da mão, baseados numa realidade virtual, na qual é fornecida ao paciente a possibilidade de comunicar com objetos virtuais através de um ambiente simulado. Estes sistemas permitem um aumento da repetibilidade, escalabilidade, segurança e controlo sobre as condições ambientais (Polygerinos et al.,

2015). De um modo geral, permitem que o paciente visualize os objetos num ambiente virtual e tente move-los ou realizar determinadas tarefas usando as suas mãos, ao mesmo tempo que existe uma extrapolação dos movimentos do paciente para o ambiente simulado. Os jogos ou músicas também são métodos semelhantes que têm sido ultimamente estudados. Tanto a realidade virtual como os jogos permitem a prática de atividades repetitivas. Neste tipo de terapia até pequenos movimentos são transformados em situações gratificantes no ambiente virtual, proporcionando um maior ânimo ao paciente e diminuindo a sua probabilidade de desistência. Aliado a estes fatores, existe ainda a possibilidade de adequar a realização de tarefas de acordo com o estado do paciente, permitindo uma reabilitação personalizada para qualquer pessoa. Assim, é possível aumentar o grau de dificuldade em concordância com a evolução do paciente (Onla-or e Winstein, 2008).

Os exosqueletos multi-graus de liberdade são equipamentos robóticos também muito desenvolvidos nos últimos tempos. Contudo, normalmente são caros e não-portáteis, sendo o seu uso destinado a clínicas. Devido ao facto de possuírem atuadores menos complacentes do que as articulações, requerem supervisão para garantir a segurança do paciente. Uma vez que apresentam uma estrutura rígida, é possível a execução de forças elevadas (Polygerinos et al., 2015).

As luvas macias são outro alvo de desenvolvimento, possuindo cabos que se conectam aos dedos. Estes são impulsionados por atuadores ou motores, permitindo a flexão e extensão dos dedos. Deste modo, é bastante frequente o recurso à robótica (Polygerinos et al., 2015).

Existem também terapias que recorrem ao uso da parte do corpo humano que não está afetada para auxiliar a parte debilitada (Rashedi et al., 2009). Outras, desenvolvem aplicações para *smartphone*, que incitam a realização de movimentos com esse mesmo dispositivo, sendo esta capaz de captar esses movimentos efetuados pelo paciente e verificar a sua evolução (Matera et al., 2016).

A Tabela 10 apresenta uma compilação de alguns dispositivos desenvolvidos para a reabilitação do pulso e antebraço. Para uma análise mais pormenorizada pode-se consultar a Tabela 48 do Anexo I.

Tabela 10 - Resumo de alguns desenvolvimentos em dispositivos do pulso e antebraço

Autor	**Tipologia**	**Graus de liberdade e movimentos**	**Resultados e conclusões**
ASSIST, Sasaki el al., 2005	Tala de suporte ativa movida por atuadores suaves pneumáticos	1 (F)	Permite o movimento de F até 90° e diminuiu a fadiga muscular.
Colombo et al., 2007	Realidade virtual	1 (FE)	Redução do défice motor e melhoria significativa nas escalas clínicas e nos parâmetros medidos pelo robô.
Loureiro et al., 2005	Ortótese usável para supressão do tremor	1 (FE)	A ortótese foi capaz de atenuar o tremor.
Song et al., 2007	Sistema robótico controlado mioeletricamente	1 (FE)	A amplitude do movimento aumentou com a assistência do sistema. A amplitude do sinal de eletromiografia (EMG) agonista diminui com o aumento da assistência. O sistema é viável no fornecimento de um binário externo substancial à articulação do pulso afetada.

Tabela 10 - Resumo de alguns desenvolvimentos em dispositivos do pulso e antebraço (continuação)

Autor	Tipologia	Graus de liberdade e movimentos	Resultados e conclusões
Kung et al., 2007	Robô para distúrbios neuromusculares	1 (PS)	O robô, no modo passivo, pode guiar o antebraço relaxado dos pacientes para se mover ao longo da trajetória desejada e, no modo ativo, pode aplicar e manter um binário específico no antebraço durante o movimento voluntário.
Hesse et al., 2003	Treinador de braço assistido por robô	2 (FE, PS)	Permitiu a prática bilateral passiva e ativa do movimento de PS e FE. Os pacientes revelaram impressões favoráveis, sentiram a extremidade do corpo mais viva, houve redução da espasticidade, houve uma maior facilidade na higienização das mãos e existiu um alívio da dor.
CRAMER, Spencer et al., 2008	Realidade virtual	3 (FE, RC, PS)	Foi viável jogar Wii usando movimentos do pulso assistidos por robô. A amplitude permitida pelo CRAMER (em certas condições) é 90° de F, 70° de E, 10° de R, 15° de C, 90° de P e 85° de S.
Krebs et al., 2007	Realidade virtual	3 (FE, RC, PS)	Capacidade para fornecer movimento passivo contínuo, força e treino sensório-motor ao pulso. Pode oferecer informações sobre o controlo motor e aprendizagem humanas. Foi observada uma melhoria de 10%.
RiceWrist, Gupta et al., 2008	Dispositivo exosqueleto háptico	3 (FE, RC, PS)	Permite movimentos de braços sem restrições num grande espaço de trabalho e fornece uma medição fácil dos ângulos articulares. É capaz de simular superfícies virtuais suficientemente rígidas.
SUE, Allington et al., 2011	Ortótese usável	2 (FE, PS)	Aumentou a FE do pulso em 15,3° e a PS do antebraço em 10,0°.
Takaiwa e Noritsugu, 2005	Manipulador pneumático	3 (FE, RC, PS)	Foram evidenciados os desempenhos de controlos básicos para diversos exercícios de reabilitação.
AMES, Cordo et al., 2009	Dispositivo robótico com estímulos vibratórios	1+ (FE)	Apresenta risco mínimo e pode melhorar a função motora em pacientes com AVC crónico com baixo funcionamento.
Mentor™, Koeneman et al., 2004	Dispositivo com movimentação muscular pneumática – ortótese usável	1+ (E)	Foi bem tolerado e apreciado favoravelmente por pacientes e terapeutas. A utilização de movimentação pneumática muscular possibilita uma baixa rigidez, um baixo custo, ser leve e ter um baixo ruído de operação.
HWARD, Takahashi et al., 2007	Realidade virtual	1+ (FE)	Obtiveram-se maiores ganhos para os sujeitos que recebem assistência robótica em todas as sessões. O movimento de aperto, quando realizado durante a ressonância magnética funcional, mostrou aumento da ativação do córtex sensório-motor. A função motora das mãos recebeu melhorias. A nível cerebral foi verificada uma reorganização específica de mapas motores da tarefa.
Ding et al., 2008	Ortótese usável	3+ (FE, RC, PS)	A validade do método foi confirmada pela medição de sinais de EMG de superfície para posturas estáticas durante a assistência de energia para os músculos alvo.
MAHI, Gupta e O'Malley, 2006	Exosqueleto de braço háptico	3+ (FE, RC, PS)	Não compromete os movimentos naturais dos braços. Permite uma medição fácil dos ângulos articulares. Fornece *feedback* personalizado para as articulações individuais.
WOTAS, Rocon et al., 2007	Exosqueleto robótico	2+ (FE, PS)	Pode aplicar força dinâmica às articulações do membro superior. Reduziu significativamente a amplitude do tremor.
Haptic Knob, Lambercy et al., 2007	*Interface* robótica	2+ (FE, PS)	Oferece possibilidades para reabilitação da mão. As características típicas da destreza manual podem ser medidas pelos sensores. É possível inferir os estados fisiológicos dos pacientes e examinar o controlo neuromecânico da mão.
Hasegawa et al., 2008	Exosqueleto de mão e pulso	3+ (FE, RC, PS)	O usuário recebe suporte de energia do sistema durante as atividades de agarrar e de pulso. É capaz de proporcionar 30° de F, 20° de E, 30° de C, 20° de P e 20° de S.
Kawasaki et al., 2007	Robô de mão	2+ (FE, PS)	Elevado potencial para proporcionar terapia de reabilitação da mão pelo controlo de auto-movimento. Permite 90° de F, 70° de E, 90° de P e 90° de S.
Bartlett et al., 2015	Ortótese vestível com atuadores pneumáticos	3 (FE, RC, PS)	Capacidade para fornecer assistência ao movimento em 91° de FE, 32° de RC e 78° de PS.

Tabela 10 - Resumo de alguns desenvolvimentos em dispositivos do pulso e antebraço (continuação)

Autor	Tipologia	Graus de liberdade e movimentos	Resultados e conclusões
Rashedi et al., 2009	Dispositivo robótico	2 (FE, PS)	Foi demonstrado que o robô permite uma avaliação quantitativa do nível de paresia e da incapacidade dos pacientes.
Aabdallah et al., 2016	Robô de pulso de bio*feedback*	2 (FE, RC)	Os resultados obtidos mostraram eficácia no processo de tratamento e uma melhoria do tempo de evolução.
Wang et al., 2015	Robô de pulso e dedos	-	Possui unidades de sensores de binário capazes de detetar o movimento.
HandRehab; Matera et al., 2016	Telereabilitação	3 (FE, RC, PS)	Foi verificada uma alta satisfação por parte dos pacientes e uma adesão de 90,42%. Foi obtida uma melhoria de 34,55° para 68,65° na F, 30,40° para 63,15° na E, 19,30° para 21,15° no R, 21,30° para 24,30° no C, 88,20° para 88,25° na P e 81,35° para 88,00° na S. Na facilidade de uso foi obtida uma classificação de >8/10.
Tsoupikova et al., 2015	Realidade virtual	-	Foram demonstradas reduções significativas no tempo necessário para realizar os exercícios. Os pacientes consideraram os exercícios desafiadores.
BloBo Bluetooth Ball; Hsieh et al., 2016	Realidade virtual	2 (FE, RC)	Obtiveram-se melhorias na reabilitação do pulso ao nível da amplitude de movimentos. Permitiu melhorias de 8-13° na F, 7-10° na E, 4-5° no R e 1-3° no C.
ExoGlove; Yap et al., 2015	Exosqueleto vestível com atuadores pneumáticos	0+	Verificou-se um intervalo de movimento aceitável e de força suficiente que permite a realização de diferentes tarefas.
Polygerinos et al., 2015	Luva robótica com atuadores hidráulicos	0+	Os atuadores suaves têm a capacidade para replicar os movimentos do dedo e do polegar.
Chen et al., 2015	Estação de trabalho	-	Permite diagnosticar a disfunção da mão, avaliar a incapacidade e proporcionar o treino físico.
Polygerinos et al., 2013	Luva pneumática	0+	Os atuadores são capazes de enrolar mais do que 320° e fornecem forças suficientemente elevadas para auxiliar passivamente os dedos humanos a fecharem.
Seabra et al., 2013	Dispositivo vibratório	-	Não necessita de ser iniciada manualmente, não requer um binário mínimo para manter a rotação da massa dentro do dispositivo, reduziu as limitações existentes na Powerball® (Powerball, 2017) e aumentou o desempenho da reabilitação do pulso.
Oblak et al., 2009	Dispositivo háptico	3 (FE, RC, PS)	A variação de amplitudes foi: 23°-22,5° em F, 6,5°-12,5° em E, 22°-24° em R, 18,5°-19,5° em C, 21,5°->21,5° em P e 5°-11,5° em S.
D'Auria et al., 2016	Realidade virtual	-	Capacidade para identificar a orientação do pulso, projetando diferentes objetivos de complexidade crescente.
F: Flexão; E: Extensão; R: Desvio radial; C: Desvio cubital; P: Pronação; S: Supinação +: existem mais movimentos, porém não são relativos ao pulso. -: não especificado.			

Alguns dos desenvolvimentos efetuados apontam também para terapias de vibração, sendo este assunto que se abordará de seguida.

4.5. Vibração e os seus efeitos na saúde humana

Nos últimos tempos, as características vibratórias estão presentes em múltiplas funcionalidades do dia-a-dia das pessoas. Desta forma, é do conhecimento geral que diariamente estamos expostos a diversas vibrações, muitas vezes impercetíveis. No trabalho, também são muitas as pessoas que são expostas a estas.

Além destas situações, é muito usual os desportistas recorrem a plataformas vibratórias, não só para fortalecimento muscular, como também para relaxamento. Na realidade, o treino com vibração é um método efetivo para melhorar a flexibilidade máxima e a força, bem como outros fatores, se este for devidamente projetado (Mester et al., 2006). Recorde-se o caso da *Powerball®*, referido anteriormente, a qual é direcionada para o treino muscular, de força e de resistência (Powerball, 2017).

4.5.1. Conceito de vibração

A vibração é uma ciência multidisciplinar, sendo que um corpo está em vibração quando exibe um movimento oscilatório em torno de uma posição de referência ou ponto fixo, ou seja, a vibração consiste num movimento mecânico que oscila sobre esse ponto (Braga, 2012, p. 9; Mansfield, 2005, p. 1). Esse movimento oscilatório determina a passagem periódica de pontos do corpo oscilante pela sua posição de equilíbrio (Braga, 2012, p. 9).

Assim, trata-se de uma onda mecânica, transferindo energia, mas não matéria. Como tal, necessita de uma estrutura mecânica para se propagar, como uma máquina, ferramenta ou pessoas (Mansfield, 2005, p. 1).

No caso de uma onda simples, esta é definida pela equação 1. No entanto as vibrações a que o ser humano se encontra sujeito não costumam ser deste tipo (Mansfield, 2005, p. 2).

$$a(t) = A\sin(2\pi ft) \quad (1)$$

onde *a(t)* é a aceleração, em m/s^2 no tempo *t*. A variável *A* corresponde à amplitude da onda e a variável *f* corresponde à frequência, em Hz (Mansfield, 2005, p. 2).

A frequência e o período de uma onda são variáveis inversamente proporcionais, ou seja, à medida que a frequência aumenta, o período diminui e vice-versa (Mansfield, 2005, p. 2).

A frequência de uma onda também pode ser expressa em rad/s, designando-se neste caso por frequência angular (ω) e sendo dada pela equação 2 (Mansfield, 2005, p. 2):

$$\omega = 2\pi f \quad (2)$$

As ondas complexas resultam da sobreposição de várias ondas simples, que podem ter diferentes amplitudes, frequências e fases (Mansfield, 2005, p. 2).

Um sinal vibratório é caracterizado por três componentes: amplitude (m), velocidade (m/s) e aceleração (m/s^2). Quando o movimento vibratório ocorre a baixas frequências, salienta-se a amplitude (ou deslocamento) desse mesmo movimento. Por outro lado, quando o movimento vibratório ocorre a frequências médias realça-se a velocidade. Por último, quando o movimento vibratório ocorre a frequências elevadas, a aceleração é uma propriedade determinante (Mansfield, 2005, pp. 3 e 4).

4.5.2. Ressonância

Quando se procede lentamente à oscilação de uma estrutura mecânica, esta move-se como uma única unidade coerente, atuando desta forma como uma massa pura. Porém, quando a estrutura mecânica é oscilada a frequências elevadas, a estrutura é isolada da vibração. Neste caso, é possível verificarem-se frequências de ressonância. A frequência de ressonância consiste na frequência em torno da qual a resposta é maior do que o estímulo (ver Figura 26), situando-se entre uma zona de baixa frequência e uma zona de elevada frequência. Nessa zona, assiste-se a uma maximização da resposta do sistema, em comparação com o estímulo. Em todos os sistemas compatíveis verifica-se a presença de uma frequência de ressonância. No entanto, em sistemas complexos o seu número aumenta (Mansfield, 2005, pp. 5 e 6).

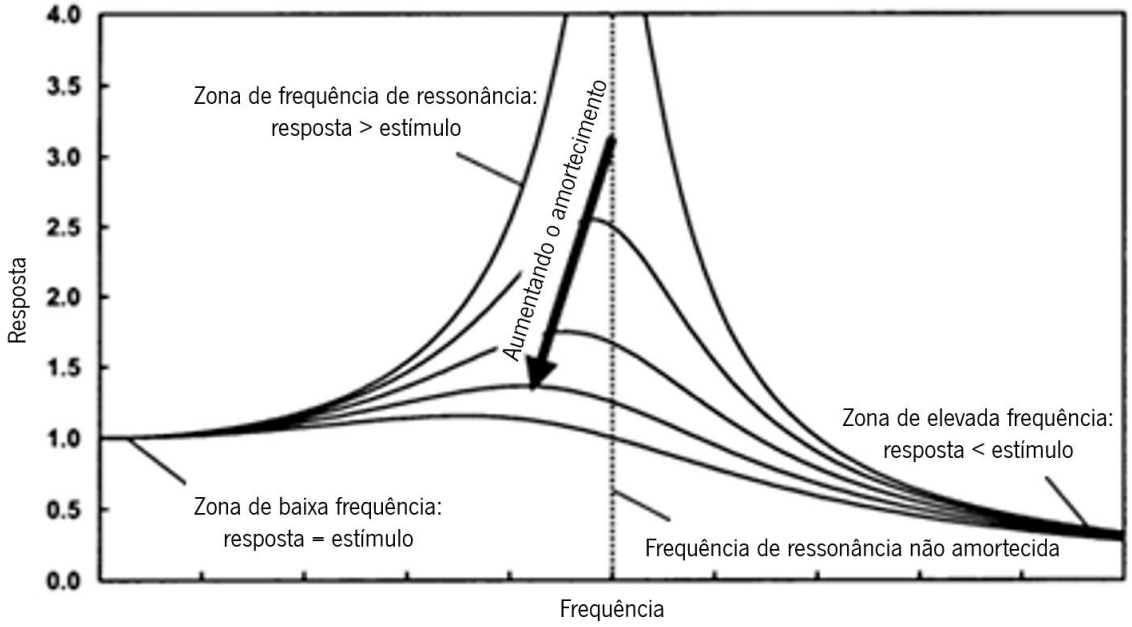


Figura 26 – Resposta de um sistema dinâmico simples para a vibração com exemplificação do fenómeno de ressonância [adaptado de Mansfield (2005, p. 6)].

Por observação da Figura 26, verifica-se que a baixas frequências a resposta é igual ao estímulo. Quando se encontra na frequência de ressonância, observa-se que a resposta é maior do que o estímulo. Por sua vez, a frequências altas, assiste-se a uma resposta menor do que o estímulo. Além disso, constata-se que o pico da resposta máxima diminui devido ao aumento do amortecimento. Este fenómeno de amortecimento acontece para que a vibração que ocorre na frequência de ressonância não se acumule até a um ponto de falha (Mansfield, 2005, pp. 5 e 6).

No caso do ser humano, este é fortemente amortecido, embora ainda se observem algumas ressonâncias. Quando estas acontecem e o ser humano é exposto a vibração, a sua resposta dependerá da amplitude e da frequência do estímulo (Mansfield, 2005, pp. 5 e 6).

O corpo humano pode ser considerado um sistema mecânico complexo, o qual é composto por muitos elementos viscoelásticos interligados ou subsistemas. Quando a este sistema mecânico é imposta uma força vibratória externa, ele reage de forma dinâmica e esta resposta depende de vários fatores, nomeadamente: a natureza da vibração forçada (frequência, amplitude e ponto de aplicação), as constantes mecânicas do sistema ou subsistemas/composição corporal (peso, distribuição de tecidos, massa dos órgãos, propriedades elásticas e viscosas do tecido conetivo), a configuração do sistema mecânico (postura: sentado, em pé) e o ponto em que a resposta do sistema é medida - bacia, ombro, cabeça, mão (Drugă et al., 2007).

Na aplicação de vibrações ao corpo humano, é importante conhecer as frequências de ressonância inerentes às várias zonas do mesmo. Neste sentido, na Figura 27 apresenta-se um modelo mecânico do corpo humano com os respetivos intervalos de frequências de ressonância.

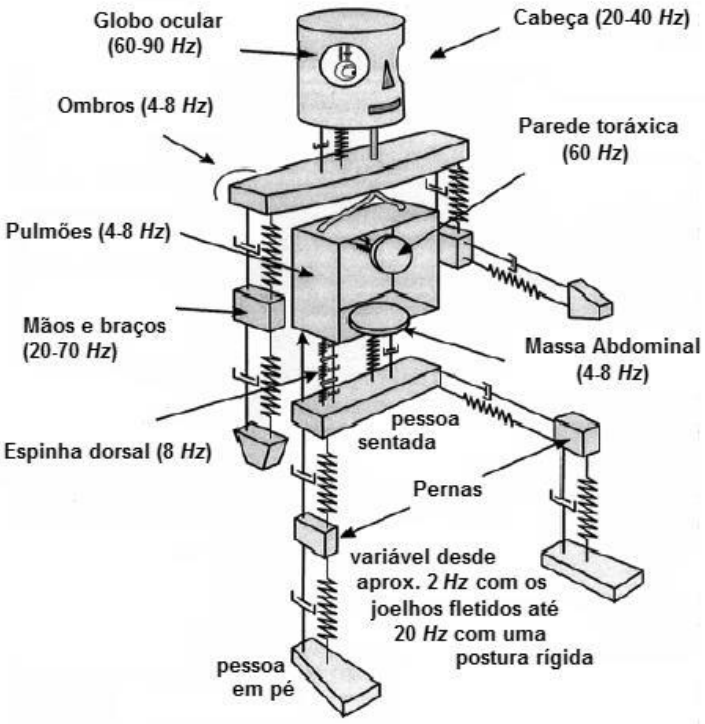


Figura 27 - Frequências de ressonância do corpo humano (Duarte et al., 2002).

Como visto anteriormente na Figura 27, cada elemento do sistema apresenta a sua própria frequência de ressonância (ou frequência natural) de vibração. Neste sentido, diferentes forças de frequência afetam de forma diferente os vários elementos do corpo humano. Assim, alguns são mais propensos a danos, dor, desconforto e desempenho prejudicado (Drugă et al., 2007).

A ressonância do corpo humano deve ser evitada. A frequência da ressonância depende de certas variáveis, sendo algumas delas o peso corporal, a rigidez dos músculos e a posição do corpo em relação à vibração (Mester et al., 2006).

Para este estudo, interessa particularmente o intervalo de frequências de ressonância correspondente às mãos e braços, pelo que frequências situadas entre os 20 Hz e os 70 Hz devem ser evitadas, sob pena de comprometer a saúde humana (Duarte et al., 2002; Mester et al., 2006).

4.5.3. Tipos de vibração

Existem dois tipos principais de vibrações a que o ser humano se encontra sujeito: a vibração de corpo inteiro e a vibração da mão-braço (Drugă et al., 2007).

- **Vibração de corpo inteiro**: este tipo de vibração é de baixa frequência e de elevada amplitude, ocorrendo normalmente a frequências que se situam numa gama entre os 0,5 Hz e os 80 Hz (ISO 2631-1, 1997; Braga, 2012, p. 10).
- **Vibração do sistema mão-braço (localizada)**: este tipo de vibração normalmente ocorre numa gama de frequência situada entre os 8 Hz e os 1000 Hz (Braga, 2012, p. 10).

O ser humano tem capacidade para se aperceber das vibrações a que está sujeito quando estas ocorrem entre os 0,1 Hz e os 1000 Hz. As vibrações de fraca intensidade apenas têm interferência ao nível do conforto e do bem-estar. No entanto, o aumento do nível de exposição pode provocar uma diminuição das capacidades do ser humano, comprometendo a execução de determinadas tarefas, bem como a segurança das pessoas (Braga, 2012, p. 10).

4.5.4. Vibração transmitida ao sistema mão-braço

A exposição humana à vibração transmitida através da mão em condições de trabalho depende do espetro de frequências das vibrações, da magnitude da vibração, da duração da exposição por dia de trabalho e da exposição cumulativa até à data (ISO 5349-1, 2001).

A vibração que é transmitida à mão ou a vibração da mão-braço (são conceitos sinónimos) ocorre quando um indivíduo possui uma ferramenta vibratória, sendo que este percebe a vibração através dos recetores táteis da sua pele. A perceção da sensação de toque ocorre através da combinação de muitas vias sensoriais. Os sinais sensoriais nas mãos do ser humano são interpretados em função da textura, forma, temperatura, localização, tamanho e movimento. Em algumas situações também ocorre através da dor (Mansfield, 2005, p. 87).

Na pele glabra (sem pelos), como é exemplo a palma da mão, a perceção tátil ocorre graças a recetores que se encontram incorporados na pele, sendo referidos pelo recetor final, pela velocidade da ação e pelo canal psicofísico - Tabela 11 (Mansfield, 2005, pp. 87 e 88).

Tabela 11 - Tipos de recetores táteis encontrados na mão (Mansfield, 2005, p. 88)

Velocidade de adaptação	Canal psicofísico	Recetor final	Tamanho do campo recetivo	Faixa de frequência (Hz)
Ação rápida I	Não-Pacinian I	Meissner	Pequeno	5-60
Ação rápida II	Pacinian	Pacinian	Grande	40-400
Ação lenta I	Não-Pacinian III	Merkel	Pequeno	0-5
Ação lenta II	Não-Pacinian II	Ruffini	Grande	100-500

No entanto, é difícil saber qual a faixa de frequências exata de sensibilidade de cada canal, devido não só à dificuldade em estimular cada um dos canais de forma isolada, como também devido a diferenças interindividuais (Mansfield, 2005, p. 88).

Nos recetores, é possível diferenciar dois tipos: os do Tipo I e os do Tipo II. Os recetores do Tipo I localizam-se na superfície da pele, enquanto que os do Tipo II localizam-se mais profundamente na derme. Por esta razão, os recetores do Tipo I apresentam uma maior capacidade para detetar a localização da sensação de forma mais precisa do que os recetores do Tipo II, enquanto que nos recetores do Tipo II a sensação é mais geral em termos do tamanho do campo recetivo (Mansfield, 2005, p. 88).

Na perceção da vibração devem ser consideradas a magnitude de vibração, a frequência de vibração, a natureza do contacto e as diferenças interindividuais (Mansfield, 2005, p. 90).

4.5.5. Direção e eixos de vibração

Segundo Mansfield (2005, pp. 10 e 12), a vibração pode ocorrer em qualquer direção. No caso das vibrações que são transmitidas à mão, apenas existe um único sistema de coordenadas (Figura 28). Este sistema é centrado na cabeça do terceiro metacarpal. Assim, o eixo x é através da palma da mão, o eixo y é através da palma da mão em direção ao polegar e o eixo z estende-se em direção aos dedos e de forma paralela ao dorso da mão.

Esses eixos são respetivos à situação na qual a mão adota um aperto padronizado numa barra cilíndrica (ISO 5349-1, 2001).

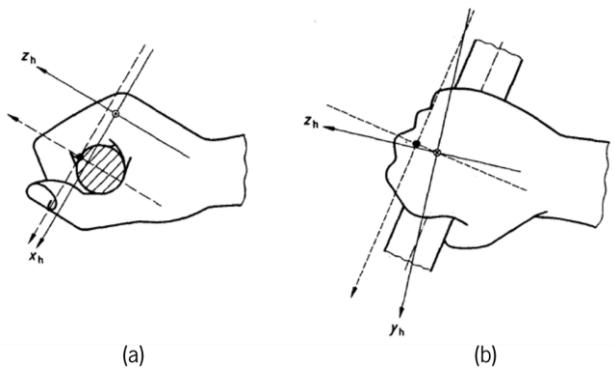


Figura 28 - Eixos para a vibração transmitida à mão: (a) visualização dos eixos x e z, (b) visualização dos eixos y e z (ISO 5349-1, 2001).

4.5.6. Representação da vibração

A vibração pode ser representada de forma gráfica no domínio do tempo, num gráfico onde o eixo x corresponde ao tempo e o eixo y à aceleração em qualquer momento. Porém, este método de representação apesar de ser útil na compreensão da forma de onda do movimento, é difícil de interpretar e muitas vezes não pode ser aplicado a métodos de análise padronizados. Assim, é normal apresentarem-se estes resultados no domínio da frequência, onde o eixo x do gráfico corresponde à frequência e o eixo y à magnitude da vibração. Esta forma de representação da vibração permite a visualização da energia de vibração existente em cada frequência (Mansfield, 2005, p. 6).

Na prática, após a medição das acelerações resultantes da vibração, é possível obter os picos de frequências que ocorrem, bem como as frequências dos mesmos através da Transformada Rápida de Fourier (FFT). As funções Y=fft(x) e X=ifft(Y) implementam a transformada de Fourier e a transformada inversa de Fourier, respetivamente. Deste modo, para X e Y de comprimento n, essas transformações são definidas pelas equações 3 e 4 (MathWorks®, 2017):

$$\mathrm{Y(k)} = \sum_{\mathrm{j=1}}^{\mathrm{n}} \mathrm{X(j)} \mathrm{W_n^{(j-1)(k-1)}} \tag{3}$$

$$\mathrm{X(j)} = \frac{1}{n} \sum_{\mathrm{k=1}}^{\mathrm{n}} \mathrm{Y(k)} \mathrm{W_n^{-(j-1)(k-1)}} \tag{4}$$

onde,

$$\mathrm{W_n} = \mathrm{e}^{(-2\pi \mathrm{i})/\mathrm{n}} \tag{5}$$

corresponde a uma das n raízes da unidade.

4.5.7. Medição da vibração transmitida ao sistema mão-braço

A vibração transmitida ao sistema mão-braço por meio de ferramentas elétricas normalmente apresenta contribuições nas três direções de medição e, como tal, consiste numa vibração multi-axial. Assim, a avaliação da exposição à vibração deve ser baseada na quantidade combinada da mesma nos três eixos. Deste modo, o valor total de vibração ($\mathrm{a_{hv}}$) é dado pela equação 6 (ISO 5349-1, 2001).

$$\mathrm{a_{hv}} = \sqrt{\mathrm{a_{hwx}^2} + \mathrm{a_{hwy}^2} + \mathrm{a_{hwz}^2}} \tag{6}$$

No entanto, nem sempre é possível medir a vibração em três eixos. Por vezes, observam-se medições efetuadas em apenas um ou dois eixos. Porém, nesses casos, o eixo onde existe uma maior vibração deve ser sempre incluído nas medições. Além disso, o valor total da vibração é estimado e para o efeito utilizam-se valores medidos disponíveis e um fator de multiplicação. Assim, a magnitude de vibração que se observa no eixo de maior vibração requer um fator de multiplicação, que se situa entre 1,0 e 1,7 (ISO 5349-1, 2001).

Para a medição da vibração transmitida ao sistema mão-braço também se deve ter em consideração a duração da exposição diária. Esta consiste no tempo total em que a mão ou mãos estão expostas à vibração durante o dia de trabalho. Assim, nos cálculos devem-se considerar a magnitude de vibração (valor total de vibração) e a duração da exposição diária. A exposição diária à vibração [A(8)] é dada pela equação 7 (ISO 5349-1, 2001).

$$\mathrm{A(8)} = \mathrm{A_{hv}}\sqrt{\frac{\mathrm{T}}{\mathrm{T_0}}} \tag{7}$$

onde *T* corresponde à duração diária total da exposição à vibração ($\mathrm{a_{hv}}$) e T_0 corresponde à duração de referência de 8 horas, ou seja, 28800 segundos (ISO 5349-1, 2001).

Caso a exposição de vibração diária total consista em várias operações de diferentes magnitudes de vibração, a exposição diária às vibrações é dada pela equação 8 (ISO 5349-1, 2001).

$$\mathrm{A(8)} = \sqrt{\frac{1}{\mathrm{T_0}}\sum_{\mathrm{i=1}}^{\mathrm{n}} \mathrm{a_{hvi}^2 T_i}} \tag{8}$$

onde a_{hvi} é o valor total de vibração para a *i ª* operação, *n* consiste no número de exposições individuais de vibração e T_i é a duração da *i ª* operação. *A(8)* é dada em m/s² (ISO 5349-1, 2001).

4.5.8. Efeitos da vibração na saúde humana

O estudo das vibrações a que o ser humano poderá ser submetido sem que resultem efeitos prejudiciais para a sua saúde é um passo importante para o desenvolvimento de dispositivos e estratégias adequados às necessidades humanas.

Quando se fala em vibração é importante ter em consideração que o corpo humano apresenta reações a esta ação. Assim, para além de uma reação biomecânica, também se observa uma reação fisiológica. Neste sentido, todos os sistemas que fazem parte da constituição do ser humano apresentam reações às vibrações, como é o caso do sistema neuromuscular e do sistema cardiovascular, por exemplo (Mester et al., 2006). Contudo, nem todas as vibrações afetam da mesma forma o ser humano, pois dependem de vários fatores.

O padrão de segurança para o treino de vibração é difícil de estipular, pois neste existem diversos parâmetros envolvidos (Mester et al., 2006). A gravidade dos efeitos que podem advir da exposição à vibração depende de muitos fatores que determinam a sua intensidade, nomeadamente: a frequência de vibração (ou espetro das mesmas), a amplitude da(s) frequência(s) de vibração, o tempo de exposição diário, a duração e a frequência dos períodos em que se encontra sob vibração ou em repouso, a posição corporal (no caso do sistema mão-braço, a posição em que se encontram as mãos, os braços e o corpo),

o tipo de equipamento, o material e o estado de conservação do equipamento e o tipo de suporte que possui (Braga, 2012, p. 11; Griffin, 1990).

Apesar dos seus benefícios, como é o caso do treino da força, a exposição à vibração também pode causar problemas na saúde e no conforto do ser humano (Griffin, 1990; Mester et al., 2006). Desta forma, deve ser realizada dentro de determinados intervalos de frequência, amplitudes e duração de exposição de forma a não comprometer a saúde do paciente, evitando assim possíveis efeitos perigosos. Porém, neste campo ainda existe muito trabalho a ser efetuado, visto, também, existirem pessoas com as mais diversas vulnerabilidades (Mester et al., 2006). Quando não existe cuidado no tipo de vibrações que são usadas, certas frequências e níveis de vibração que não se encontrem adequados poderão originar visão turva, perda de equilíbrio, perda de concentração e até danificação permanente dos órgãos internos do corpo humano (Marjanen, 2006).

Quando o sistema mão-braço é exposto a vibrações de elevada intensidade podem ocorrer lesões fisiológicas e patologias graves. Algumas dessas consequências são (Braga, 2012, p. 11):

- Síndrome dos dedos brancos, que se traduz pela falta de sensibilidade e de controlo, pela tremura dos dedos e pela perda de tato;
- Destruição das artérias e dos nervos das mãos;
- Síndrome de *Raynaud*, que consiste em afeções angioneurológicas da mão com perturbações na sensibilidade;
- Danos nos tendões e nos músculos entre o pulso e o cotovelo;
- Aumento da incidência de afeções do aparelho digestivo, como é o caso das hemorroides, dores abdominais e obstipação;
- Perturbações tendinosas;
- Perturbações osteoarticulares, tais como, artroses e lesões do pulso.

Assim, a vibração é bastante útil em determinados aspetos. Porém, quando usada sem cautela, também pode ser bastante prejudicial. Deste modo, percebe-se que esta é uma área complexa e, como tal, devem existir certos cuidados quando se procede ao desenvolvimento de terapias vibratórias que entrem em contacto com o corpo humano.

4.5.9. Limites de exposição

Existem algumas recomendações que se devem ter em consideração no treino com vibração, nomeadamente (Mester et al., 2006):

- Evitar a faixa de frequências de ressonância e, consequentemente, evitar um fator de transmissão elevado na cabeça;
- Os desportistas que recorram ao treino de vibração devem ser sujeitos a amplitudes baixas de vibração, situadas entre 1 mm e 2 mm;
- Pessoas que possuam doença coronária ou hipertensão devem evitar o treino de vibração.

Para o caso concreto deste estudo, não existe nenhuma norma que estabeleça os níveis de vibração que dispositivos médicos devem possuir. No entanto, existem especificações para aplicação de medidas destinadas a melhorar as condições de segurança e saúde dos trabalhadores que possam estar submetidos a vibrações mecânicas.

O Decreto-Lei n.º 46/2006 (24 de fevereiro) estabelece as prescrições mínimas para a segurança e saúde, que dizem respeito à exposição dos trabalhadores aos riscos devidos a vibrações mecânicas transmitidas ao sistema mão-braço. Este Decreto-Lei aplica-se a todas as atividades, quer sejam do setor privado, cooperativo ou social, à administração pública central, regional e local, a institutos públicos e demais pessoas coletivas de direito público e a trabalhadores por conta própria. Neste sentido, na Tabela 12 apresentam-se esses valores limite.

Tabela 12 - Valor de ação e limite de exposição segundo o Decreto Lei n.º 46/2006 (24 de fevereiro)

	Valor de ação de exposição	**Valor limite de exposição**
Aceleração (m/s²)	2,5	5,0
Significado	Traduz o valor de exposição pessoal diária, o qual é calculado para um período de referência de 8 horas. Quando este valor é ultrapassado, é necessária a aplicação de medidas preventivas adequadas.	Traduz o valor de exposição pessoal diária, o qual é calculado para um período de referência de 8 horas. Este valor não deve ser ultrapassado.

4.5.10. Desenvolvimentos na área

Diversos estudos têm sido realizados de forma a propor soluções baseadas em estímulos e/ou terapias vibratórias que auxiliem no processo de reabilitação de pacientes, não só no pulso como também noutras partes corporais.

Alguns estudos realizados têm demonstrado que a vibração no corpo inteiro, com baixa amplitude e com alta frequência, pode atuar como um estímulo anabólico tanto para o osso como para o músculo, em estudos realizados com animais (Christiansen e Silva, 2006; Xie et al., 2008). Outro estudo avaliou o efeito da vibração de corpo inteiro de baixa amplitude (0.3 G pico a pico) e de alta frequência sobre as propriedades estruturais e materiais do tendão do flexor cubital do carpo do rato. Os autores do artigo concluíram que a vibração pode funcionar como um estímulo anabólico ao tendão, semelhante aos efeitos que produz no osso e no músculo (Sandhu et al., 2011). Na verdade, a terapia

de vibração pode ser útil para acelerar a cicatrização de outros tecidos, como o osso, em lesões de vários traumas sem inibir a cicatrização do ligamento (Brewin et al., 2017).

O sistema musculoesquelético humano, por vezes, é submetido a eventos de elevada amplitude e de baixa frequência (1-3 Hz). No entanto, frequentemente, é sujeito a vibrações mecânicas persistentes de baixa amplitude e de alta frequência, entre os 10 Hz e 50 Hz (Fritton et al., 2000). Sabe-se que uma introdução da força mecânica nos locais de lesão ajuda na remodelação do tecido, mas as restrições de movimento funcional após a lesão normalmente evitam o carregamento ótimo para induzir a cicatrização do tecido. A vibração de alta frequência e de baixa amplitude é uma forma de vibração de corpo inteiro que opera em acelerações de hipogravidade, podendo mesmo atuar como um estímulo mecânico substituto (Thompson et al., 2015).

A vibração de alta frequência e de baixa amplitude é muitas vezes usada como uma técnica para prevenir a osteoporose e fraturas (Eisman, 2001; Johnell e Eisman, 2004). As estratégias de vibração têm tentado combater problemas relacionados não só com lesões traumáticas, como também auxiliar no processo de reabilitação de pessoas que sofrem de esclerose múltipla. De facto, a esclerose múltipla pode acarretar problemas na marcha dos membros inferiores, como é o caso da espasticidade destes (Camerota et al., 2017).

A Tabela 13 apresenta uma compilação de alguns desenvolvimentos efetuados com recurso a vibração.

Tabela 13 - Desenvolvimentos efetuados em características vibratórias

Autor, ano	**Características do estudo**
Brewin et al., 2017	O objetivo do estudo foi verificar se a vibração pode ajudar no processo de reabilitação após a ocorrência de uma lesão traumática no pulso. A vibração usada foi de baixa magnitude e de alta frequência, sendo induzida apenas ao braço. Para o efeito foram utilizados dois dispositivos: uma lixadeira de ar comprimido que opera com um movimento de baixa amplitude e de alta frequência sem que sejam conhecidos os valores destas especificações e uma plataforma vibratória que funciona a 30-50 Hz e com amplitude de 1,5-2 mm. No programa de reabilitação, o paciente usou regularmente a lixadeira de ar comprimido e a plataforma vibratória, sendo a vibração transmitida pelo uso manual da lixadeira ou pela colocação da mão na placa vibratória até 1 hora por dia. Para além da vibração, a terapia também incluiu alongamentos passivos e imobilização dos dedos e do pulso. O paciente usou uma ortótese estática para manter um estiramento no tecido cicatricial no aspeto volar do antebraço, de modo a remodelar e alongar a cicatriz. O paciente usava o dispositivo por períodos de cerca de 30 minutos por dia, num máximo de 4 horas por dia. No entanto, a vibração não foi o único contribuidor terapêutico para o paciente. Este também foi submetido a sessões de tratamento de terapia ocupacional e de fisioterapia para melhorar a função da mão. Em particular, o uso de ambos os dispositivos ortopédicos e os alongamentos de fisioterapia foram utilizados para melhorar o comprimento do tecido mole. O paciente sentiu que a vibração em combinação com o alongamento do tecido (tendões esticados) aumentou a sua recuperação, sendo observada uma melhoria no grau de extensibilidade dos tecidos moles, tanto no pulso como no antebraço. Após 12 semanas de terapia intensiva foi observada uma melhoria considerável na extensão ativa do pulso e na extensão composta de todos os dedos. No caso do pulso, foi observada uma melhoria da extensão ativa do mesmo de 12° para 45°, sendo assim obtido um ganho de 33°. Neste sentido, os autores concluíram que a vibração pode ser usada como um complemento à terapia em áreas especificas do corpo humano. Esta tem a capacidade de melhorar o processo de reabilitação de lesões traumáticas, uma vez que melhora a amplitude do movimento e a extensibilidade dos tecidos moles no pulso e no antebraço.

Tabela 13 - Desenvolvimentos efetuados em características vibratórias (continuação)

Autor, ano	Características do estudo
Camerota et al., 2017	Este estudo teve como objetivo avaliar a eficácia da vibração do músculo focal na melhoria do comprometimento da marcha em pacientes com esclerose múltipla que apresentam espasticidade severa nos membros inferiores. A estratégia de vibração do músculo focal consiste na aplicação de um estímulo vibratório a um músculo específico ou ao seu tendão. Assim, pacientes afetados por esclerose múltipla progressiva secundária com espasticidade de membros inferiores receberam vibração do músculo focal repetitiva (VMF-r) sobre o quadríceps e sobre os músculos paraspinais lombares. Para cada grupo muscular, a VMF-r foi aplicada durante 30 min (três sessões de 10 minutos cada uma, com intervalo entre sessões de 1 min e um tempo total de aplicação de 60 minutos), procedimento repetido durante três dias consecutivos. O suporte mecânico usado para a VMF-r permitiu a compressão de tecidos moles sobre o complexo músculo-tendão com baixa amplitude (200-500 μm) e com um deslocamento sinusoidal de alta frequência (100 Hz). Os resultados obtidos demonstraram que após a VMF-r a maioria dos parâmetros espaço-temporais calculados pela análise de marcha melhoraram. Além disso, foi evidenciada uma melhoria da qualidade de vida dos pacientes com esclerose múltipla, reduzindo a espasticidade, a dor e melhorando a função da marcha.
Bily et al., 2016	Este estudo teve como objetivo examinar os efeitos que um programa de treino de pressão da perna com vibração moderada tem em pacientes após artroplastia total do joelho, em comparação com a fisioterapia funcional. Os autores pretendem avaliar a economia de tempo, os parâmetros de força, a funcionalidade e a dor. Os pacientes foram divididos em dois grupos e 6 semanas após a artroplastia total do joelho um grupo foi submetido a um treino isocinético de pressão de perna combinado com vibração moderada de 15 minutos por sessão e o outro grupo a fisioterapia funcional de 30 minutos por sessão. Tanto a um grupo como a outro, a terapia foi administrada duas vezes por semana durante 6 semanas. Os resultados obtidos evidenciaram que ambos os grupos apresentaram melhorias estatisticamente significativas na contração voluntária máxima dos extensores do joelho, pelo que são eficazes na recuperação da força e da função muscular após a artroplastia total do joelho. Porém, o treino isocinético é consideravelmente menos demorado.
Huang et al., 2017	Este estudo comparou a eficácia do exercício passivo e/ou da vibração local para contrariar a deterioração do sistema músculo-esquelético, incluindo osso, músculo e tendões em ratos com suspensão de cauda, de modo a encontrar uma forma de combater a perda óssea. Os autores partiram da ideia que a estimulação mecânica obtida a partir do exercício restringe a absorção óssea e melhora a formação óssea. Neste sentido, pensaram que a vibração local poderia aumentar a eficácia do exercício passivo para contrariar a perda óssea. A cada grupo foi atribuído um dos seguintes procedimentos: suspensão de cauda, suspensão de cauda mais vibração a 35 Hz, suspensão de cauda mais exercício passivo, suspensão de cauda mais exercício passivo combinado com vibração a 35 Hz, controlo. Tanto o exercício passivo como a vibração local foram administrados durante 21 dias. Os resultados obtidos permitiram verificar que o exercício passivo não conseguiu prevenir a diminuição da densidade mineral óssea trabecular, microestrutura e peso de cinzas ósseas. Por outro lado, a vibração e o exercício passivo acoplado com a vibração local podem. O exercício passivo acoplado com a vibração local foi o melhor método para prevenir a perda óssea. A vibração local aumentou parcialmente o efeito do exercício passivo. As propriedades biomecânicas da tíbia e do tendão no grupo com suspensão de cauda e exercício passivo acoplado com vibração a 35Hz aumentaram significativamente em comparação com o grupo com suspensão de cauda. O efeito do exercício passivo acoplado com a vibração local em contrariar a degeneração do sistema músculo-esquelético demonstrou ser preferível relativamente ao exercício passivo e à vibração. O exercício passivo acoplado com a vibração local aumentou o estímulo mecânico e pode interagir com o aparelho musculoesquelético.
Thompson et al., 2015	Os autores do artigo pretenderam investigar o efeito que a vibração de baixa magnitude e de alta frequência pode ter como um tratamento para acelerar a cura de uma lesão do ligamento agudo em ratos e, também, para examinar a expressão génica no tendão de Aquiles intacto do membro lesionado após esta vibração. A vibração induzida aos ratos teve a duração de 30 minutos por dia, durante 12 dias, e iniciou-se dois dias após a operação, completando assim um sacrifício de 2 semanas após a operação. A vibração usada foi de corpo inteiro (0.3 G de aceleração de pico a pico) com uma frequência de 30 Hz. O controlo não recebeu estimulação por vibração. Os resultados obtidos demonstraram que o teste mecânico não revelou diferenças na carga de tração final ou na rigidez estrutural entre os grupos de controlo e de vibração para o ligamento colateral medial ferido ou intacto, ou seja, não foram observadas diferenças nas propriedades mecânicas ou histológicas do ligamento colateral medial totalmente transseguido após tratamento com este tipo de vibração. Além disso, foi possível constatar que a exposição à vibração melhorou a expressão génica no tendão de Aquiles intacto, quando comparado com os tendões de controlo. Essa expressão génica incluiu colagénio, várias citoquinas inflamatórias e fatores de crescimento críticos para os tendões. Em consequência, foi possível concluir que a vibração de baixa magnitude e de alta frequência pode ser importante para acelerar a cicatrização de outros tecidos, sem inibir a cicatrização do ligamento em lesões traumáticas. Exemplo disso é o osso.

Tabela 13 - Desenvolvimentos efetuados em características vibratórias (continuação)

Autor, ano	Características do estudo
Pamukoff et al., 2016	Este estudo focalizou-se em determinar os efeitos imediatos resultantes de uma única sessão de vibração no corpo inteiro e da vibração muscular local na função dos quadríceps, em indivíduos com reconstrução do ligamento cruzado anterior. O procedimento passou pela realização de agachamentos isométricos por parte dos participantes enquanto se encontravam expostos a vibração de corpo inteiro, a vibração muscular local ou sem vibração (controlo). As intervenções foram realizadas de forma aleatória, durante visitas separadas, e com intervalo de 1 semana. Tanto na vibração muscular local como na vibração do corpo inteiro foram realizadas 6 repetições de 60 segundos de vibração, com um intervalo de 2 minutos de repouso, enquanto os pacientes apresentavam 60° de flexão do joelho. No tendão dos quadríceps foi afixado um estimulador de vibração local personalizado. Já durante a condição de vibração de corpo inteiro, os pacientes encontravam-se numa posição idêntica à da intervenção de vibração muscular local, numa plataforma vibratória que forneceu também o mesmo estímulo (2 G de aceleração a uma frequência de 30 Hz). Os resultados obtidos permitiram concluir que ambos os estímulos vibratórios (vibração de corpo inteiro e vibração muscular local) melhoraram agudamente a função dos quadríceps, a ativação voluntária e a excitabilidade corticomotora em indivíduos que apresentam reconstrução do ligamento cruzado anterior. Estes estímulos vibratórios podem ser importantes para restaurar a força dos quadríceps em indivíduos com patologias do joelho.

Assim, embora muitos dos estudos não tenham sido realizados no caso concreto do pulso e antebraço, permitem observar como a vibração pode ser benéfica para o ser humano, e desta forma uma mais-valia em termos de reabilitação.

5. PROJETO CONCETUAL

O projeto concetual de um novo dispositivo para reabilitação do pulso pressupõe várias etapas, nomeadamente, o estabelecimento de uma árvore de objetivos, os requisitos, a estrutura de funções do produto, as especificações técnicas, o mapa morfológico e, finalmente, o conceito de solução. Porém, no seguimento destas etapas deverão levadas em consideração características ergonómicas e medidas antropométricas da região afetada, sendo esses mesmos tópicos que se abordarão primeiramente. Além disso, neste capítulo é ainda realizado um trabalho de campo exploratório, bem como uma análise aos dispositivos existentes e em desenvolvimento para reabilitação do pulso. A Figura 29 traduz as várias etapas que serão seguidas neste capítulo até se chegar ao conceito de solução.

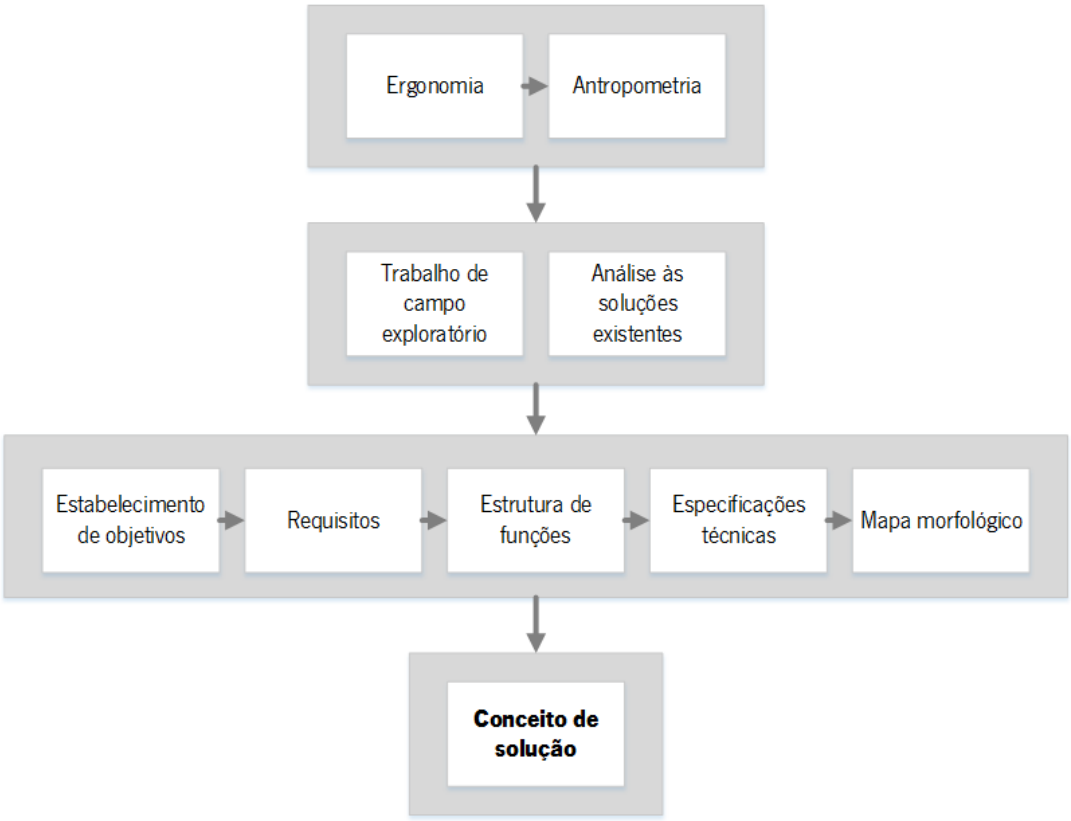


Figura 29 - Etapas para o conceito de solução.

5.1. Ergonomia

O desenvolvimento de um dispositivo que vai estar em contacto direto com o corpo humano requer o estudo das formas ergonómicas que lhe são mais favoráveis. Assim, torna-se importante saber as características ergonómicas de pegas que vão estar em contacto com a mão, para não só aumentar a eficácia do dispositivo, como a sua segurança, desempenho e conforto. Além disso, uma pega apropriada também aumenta a área de contacto e uma boa gestão da força exercida pelo utilizador.

Parece ser consensual o uso de pegas cilíndricas. No entanto, existem opiniões díspares quanto ao diâmetro dessas mesmas pegas, como será abordado de seguida.

Garneau e Parkinson (2012) ambicionaram saber qual a forma ideal de uma ferramenta de mão cilíndrica e, para tal, compararam a aderência à pega do dedo médio e do dedo indicador, sendo esses diâmetros registados (Figura 30). O exercício foi realizado avaliando a postura dos dedos indicador e médio quando é realizada uma tarefa que requer força de preensão ideal, de forma a permitir a estabilidade da ferramenta. Para esse efeito foi considerada uma ferramenta de mão com propriedades transversais variáveis, de tal modo que seja permitida uma boa acomodação dos diferentes diâmetros de aderência para os dedos indicador e médio.

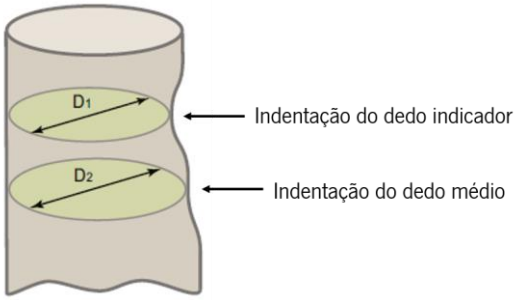


Figura 30 – Diâmetro D_1 e D_2 no modelo de pega ideal com as respetivas indentações dos dedos indicador e médio [adaptado de Garneau e Parkinson (2012)].

Para estudar a aderência desses mesmos dedos à pega ideal, os autores recorreram ao uso de uma função de qualidade de aderência onde avaliaram a qualidade de aperto, Q, de indivíduos de uma população virtual, sendo o parâmetro máximo Q=1 - Figura 31 (Garneau e Parkinson, 2012).

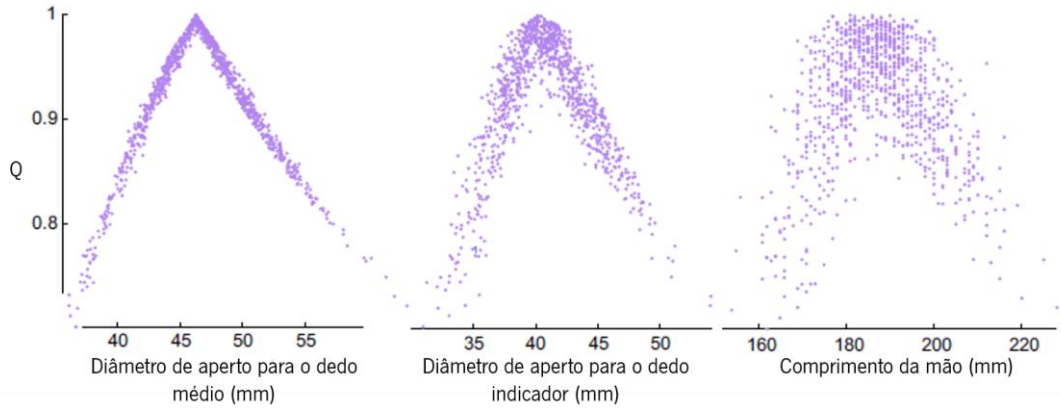


Figura 31 – Qualidade da aderência em função do diâmetro para o dedo médio, para o dedo indicador e em função do comprimento da mão [adaptado de Garneau e Parkinson (2012)].

Por observação da Figura 31, verifica-se que existe uma maior qualidade de aderência quando o dedo médio está num diâmetro de aproximadamente 46 mm, e o dedo indicador num diâmetro de 41 mm (Garneau e Parkinson, 2012).

Seo e Armstrong (2008) realizaram um estudo no qual investigaram a gama em que o diâmetro de uma pega cilíndrica se deverá situar para melhorar a aderência (Figura 32).

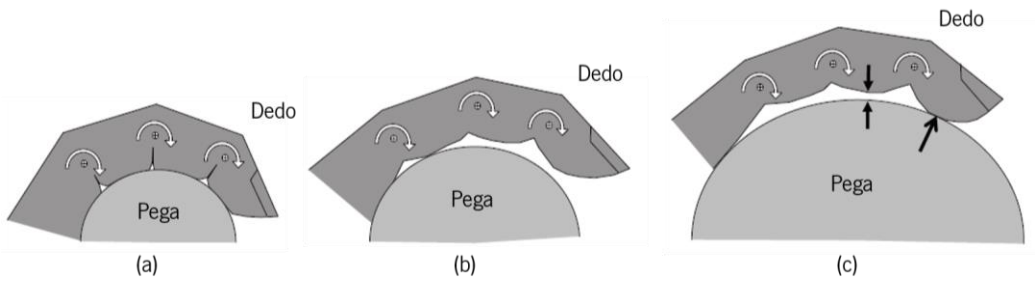


Figura 32 – Variação da área de contacto consoante do diâmetro da pega: (a) diâmetro pequeno (menor que 50 mm), (b) diâmetro médio (50-58 mm) e (c) diâmetro grande (maior que 58 mm) [adaptado de Seo e Armstrong (2008)].

Os resultados obtidos permitiram concluir que quando o diâmetro da pega é pequeno (Figura 32a), a flexão do dedo em torno dessa mesma pega requer a dobragem da pele, reduzindo, deste modo, a área de contacto com a pega. Por outro lado, quando o diâmetro da pega é grande (Figura 32b) verifica-se que a superfície desta pode não encaixar na curvatura do dedo, sendo que o movimento de agarrar flexiona a ponta do dedo. Além disso, a área de contacto foi maior quando o diâmetro da pega apresentou 51 mm ou 58 mm, tendo sido verificada a sua diminuição quando este aumentou de 58 mm para 83 mm. Os autores concluem que a área de contacto é influenciada pelo diâmetro da pega e pelo tamanho da mão, sendo que o rácio entre o diâmetro da pega e o comprimento da mão representa 71% da variância existente na área de contacto. Além disso, verificaram um aumento da área de contacto com o aumento da área da mão (Seo e Armstrong, 2008).

Seo e Armstrong (2008) relataram, ainda, que a maior força de aperto (normal) é obtida quando os centros das pontas dos dedos médio e polegar se encontram alinhados paralelamente ao longo do eixo da pega cilíndrica (Figura 33).

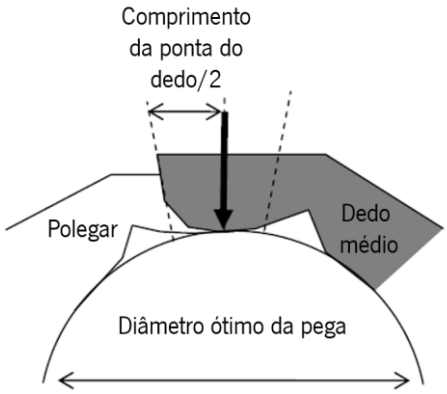


Figura 33 – Diâmetro ótimo da pega para uma maior força de aperto [adaptado de Seo e Armstrong (2008)].

Kong e Lowe (2005) realizaram um estudo na qual pretendiam avaliar os efeitos do diâmetro de pega e do tamanho de mão dos seus usuários, baseando-se numa avaliação subjetiva de conforto, na

eficiência das atividades de EMG flexora e extensora e na capacidade de aderência/agarrar e força dos dedos. Nesse estudo, foram consideradas pegas com diâmetros de 25 mm a 50 mm. Os autores concluíram que pegas com tamanhos médios, como diâmetros de 30 mm, 35 mm e 40 mm, são as mais confortáveis quando é necessário realizar esforços que requerem uma máxima força de aderência. Além disso, também concluíram que o diâmetro ótimo para uma pega corresponde a 19,7% do comprimento da mão do usuário.

Sancho-Bru et al. (2003) investigaram qual o diâmetro ideal de uma pega de ferramenta, tanto para o sexo masculino, como para o sexo feminino, baseando-se num modelo biomecânico da mão (Figura 34). Os resultados obtidos permitiram determinar um diâmetro ideal de 34 mm para o sexo masculino e de 32 mm para o sexo feminino. Os autores concluíram que o diâmetro ótimo da pega de ferramenta para a população geral seria de 33 mm. Além disso, ressaltaram a importância da utilização de um diâmetro ideal em pegas de ferramentas, pois, assim, os músculos apenas exercem uma força mínima necessária tanto para segurar a ferramenta, como para realizar atividades de agarrar. Com uma pega ideal, as estruturas articulares são protegidas e há uma redução do risco de desenvolver traumas cumulativos devido a tarefas repetitivas. Estes ocorrem em resultado das altas forças de aderência e de posturas incómodas.

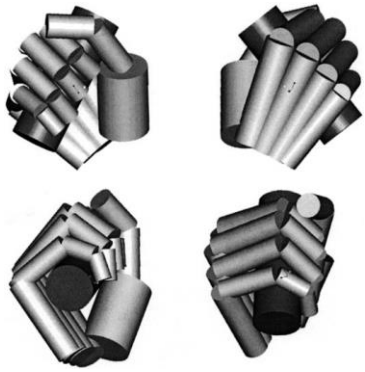


Figura 34 – Simulação do aperto para o diâmetro ideal de 33 mm num indivíduo do sexo masculino (Sancho-Bru et al., 2003).

Os mesmos autores constataram, ainda, que a força de aderência máxima prevista é de 710 N e 570 N para o modelo masculino e feminino, respetivamente (Sancho-Bru et al., 2003).

5.2. Antropometria da mão, pulso e antebraço

A antropometria é uma ciência que estuda a medição das características do corpo. Essas características podem incluir medições do alcance, do comprimento de segmentos do corpo, de circunferências, de larguras, de alturas, entre outras (Barroso et al., 2005).

Estudos deste género são peculiarmente importantes, dada a necessidade de desenvolvimento de dispositivos que se adequem à anatomia humana dos seus usuários. Neste sentido, o conhecimento da antropometria humana, bem como a sua aplicação na conceção de dispositivos médicos de reabilitação, proporciona um melhor bem-estar, saúde, conforto e segurança aos pacientes que recorrem ao uso destes dispositivos no seu processo de reabilitação (Pheasant, 1998). Assim, para o desenvolvimento de novos produtos para uso por parte do corpo humano ou por alguma região deste, é necessário ter em consideração as medidas antropométricas das regiões do corpo com interesse para o efeito, caso contrário poder-se-á dimensionar um dispositivo demasiadamente grande ou demasiadamente pequeno. Embora já abordada a gama de amplitudes dos movimentos do pulso e antebraço, também será apresentado um estudo antropométrico desses mesmos movimentos. Assim, é possível a construção de um dispositivo ergonomicamente confortável que se encontra adaptado à anatomia da população e que permite a execução de movimentos de reabilitação de forma correta.

5.2.1. Estudo antropométrico das dimensões da mão, pulso e antebraço

No caso da reabilitação do pulso, o desenvolvimento de um dispositivo que auxilie esta articulação necessita de um conhecimento prévio das questões anatómicas/dimensionais do antebraço e da mão. Desta forma, a antropometria da região deverá ser contemplada para o estabelecimento de requisitos e respetivas especificações técnicas que o dispositivo a desenvolver deverá cumprir, de forma a realizar um dimensionamento correto do mesmo.

Os dados antropométricos são úteis quando representam com precisão as dimensões da população alvo para a qual o dispositivo está a ser projetado, e dever-se-á ter em consideração que estas dimensões variam de população para população e também ao longo do tempo (Barroso et al., 2005; Mokdad, 2002; Pheasant, 1998). Contudo, ainda nos dias de hoje, dados sobre a antropometria humana portuguesa em adultos são muito limitados (Padez, 2002).

Umami (2016, p. 61) realizou um estudo à mão humana portuguesa, no qual intervieram 150 participantes, dos quais 75 eram do sexo feminino e 75 do sexo masculino, que viviam em Barcelos, Braga, Guimarães, Porto e cidades vizinhas, sendo principalmente, estudantes, professores e investigadores. Desses participantes, 70 mulheres e 73 homens eram destros, enquanto que os restantes eram esquerdinos. As informações dos participantes encontram-se na Tabela 49 do Anexo II.

Nesse mesmo estudo, o autor procedeu à medição de 40 medidas antropométricas da mão humana portuguesa. Os dados obtidos encontram-se agrupados de forma individualizada para a mão

direita e para a mão esquerda, tanto para o sexo masculino, como para o sexo feminino. Na Figura 35 podem-se observar as várias medições antropométricas da mão humana realizadas.

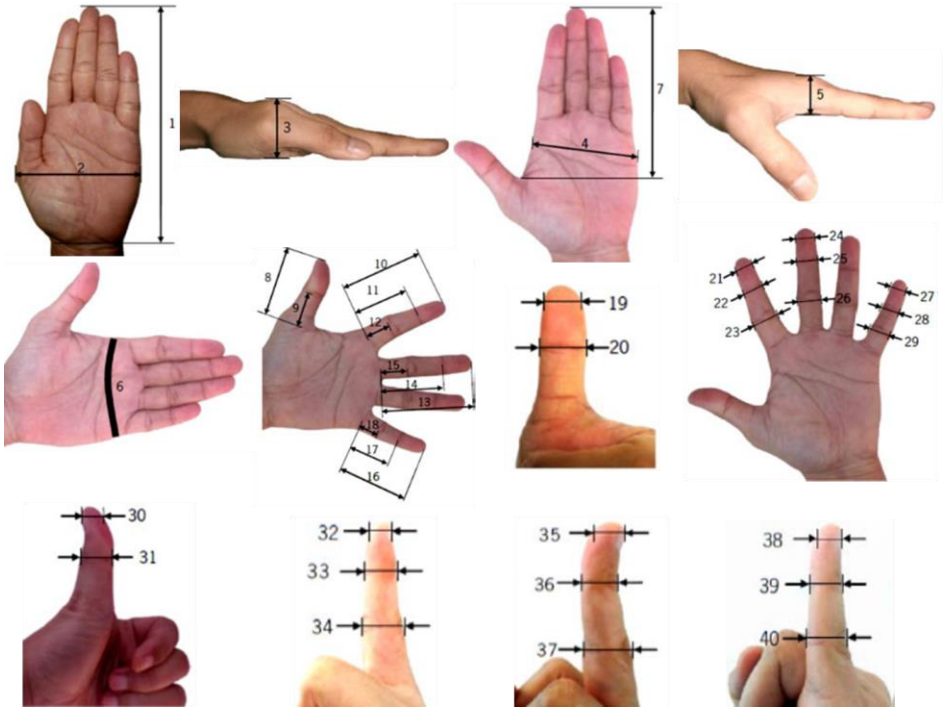


Figura 35 – Medições antropométricas realizadas na mão (Umami, 2016, pp. 48-50).

De acordo com esse mesmo estudo, a Tabela 50 e a Tabela 51 do Anexo II apresentam as dimensões da mão esquerda e da mão direita da mulher portuguesa, respetivamente. Relativamente ao sexo masculino, a Tabela 52 e a Tabela 53 do Anexo II apresentam as diferentes dimensões que caracterizam a mão esquerda e a mão direita do homem português, respetivamente.

Assim, com este estudo é possível retirar as medidas de interesse da mão humana portuguesa. Neste caso, interessa saber as dimensões 2 e 4, que dizem respeito à largura máxima da mão e à largura das juntas, respetivamente. A Tabela 14 retrata essas mesmas medidas.

Tabela 14 - Principais medidas da mão direita e da mão esquerda dos portugueses (Umami, 2016, pp. 43, 44, 62-65)

Dimensões	**Mão direita**				**Mão esquerda**			
	Homem		Mulher		Homem		Mulher	
	Média (mm)	Percentil 95% (mm)	Média (mm)	Percentil 95% (mm)	Média (mm)	Percentil 95% (mm)	Média (mm)	Percentil 95% (mm)
2. Largura máxima da mão	106.1	112.5	93.3	100.7	104.8	111.1	92.3	98.6
4. Largura das juntas	88.1	93.0	78.4	85.0	86.8	92.7	77.1	83.4

Para o efeito que se pretende, a largura máxima da mão é a mais indicada. Por observação da Tabela 14, verifica-se que a largura máxima da mão direita do homem português é de 106.1 mm,

enquanto que a da mão esquerda é de 104.8 mm. Por sua vez, a largura máxima da mão direita da mulher portuguesa é de 93.3 mm, enquanto que a da mão esquerda é de 92.3 mm.

Com estes valores, percebe-se que a mão de um homem é, sem dúvida, maior que a mão de uma mulher. Assim, para o efeito do desenvolvimento de um dispositivo para reabilitação do pulso que necessite de ser manuseado com a mão, devem ser consideradas as medidas antropométricas da mão de um homem, caso contrário este ver-se-á impedido de o usar.

No entanto, para o desenvolvimento de um dispositivo que necessite de manuseio com a mão, não se poderá considerar a média da largura máxima da mão obtida no estudo. Para esse efeito, a medida do local onde a mão irá apoiar ou agarrar deverá ser no mínimo o valor do percentil 95% da mão de um homem. Como o valor do percentil mais elevado que obtiveram foi para a mão direita do mesmo, então o comprimento da estrutura deverá ser superior a 112.5 mm. O percentil 95% significa que apenas 5% dos homens que participaram no estudo têm uma dimensão superior à mencionada. Aplicando ao caso pretendido, ou seja, da mão direita de um homem, apenas 5% dos homens que foram alvo de estudo têm uma largura máxima da mão superior a 112.5 mm.

Apesar da pertinência do estudo de Umami (2016) que é realizado na população portuguesa, torna-se insuficiente em termos das medidas que oferece. Neste sentido, será necessário recorrer a outro estudo para obter as medidas de interesse, embora as mesmas não correspondam a dados antropométricos da população portuguesa.

Tilley (1993) também realizou um estudo acerca dos dados antropométricos do ser humano. A partir desse estudo foi possível obter os seguintes dados antropométricos, nomeadamente, a medida da circunferência do pulso, da largura do pulso, da espessura do pulso, do comprimento do dorso, do comprimento da mão, da largura da mão e da espessura da mão, que correspondem às letras A, B, C, D, E, F e G da Figura 36, respetivamente. Os resultados obtidos encontram-se representados na Tabela 44 do Anexo II.

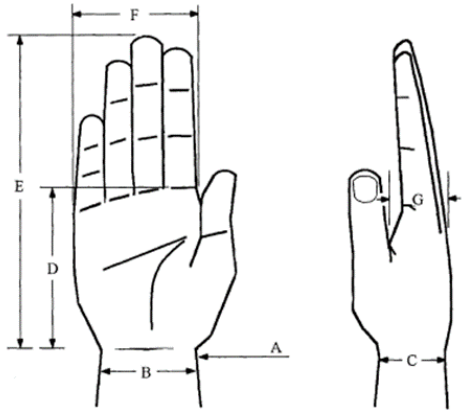


Figura 36 - Dimensões do pulso e da mão humana (Williams et al., 2001, p. 27).

Além disso, Tilley (1993) também analisou as dimensões da mão e do pulso quando é realizado o movimento de agarrar representado na Figura 37. As dimensões analisadas correspondem à distância da dobra distal do pulso ao centro do movimento, do comprimento do aperto, da largura do aperto e do diâmetro ótimo do pulso, que para uma melhor compreensão se encontram representadas pelas letras H, I, J e K, respetivamente. Os valores obtidos para essas dimensões também se encontram na Tabela 54 do Anexo II.

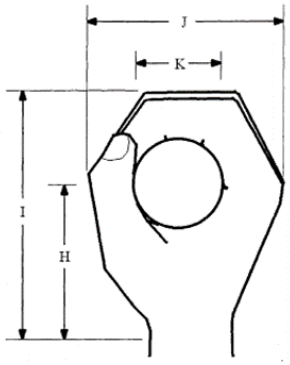


Figura 37 - Dimensões do pulso e da mão no movimento de agarrar (Williams et al., 2001, p. 28).

De todas as medições apresentadas, apenas interessa para este estudo a dimensão F da Figura 36 e a dimensão K da Figura 37. Essas dimensões encontram-se na Tabela 15.

Tabela 15 – Principais dimensões do pulso e da mão (Tilley, 1993)

Dimensões	**Sexo masculino**			**Sexo feminino**		
	Percentil 1% (mm)	Percentil 50% (mm)	Percentil 99% (mm)	Percentil 1% (mm)	Percentil 50% (mm)	Percentil 99% (mm)
F. largura da mão	78.74	88.9	99.06	68.58	76.2	83.82
K. diâmetro ótimo do pulso	31.75-38.10	31.75-38.10	31.75-38.10	31.75-38.10	31.75-38.10	31.75-38.10

Por observação da Tabela 15, verifica-se que a largura da mão apresenta uma dimensão de 99.06 mm para um percentil de 99% para o sexo masculino e uma dimensão de 83.82 mm para um percentil de 99% para o sexo feminino. Mais uma vez, é notável uma dimensão maior para a mão do homem do que para a mão da mulher. Desta forma, o desenvolvimento de um dispositivo que possua uma pega onde a mão agarra deverá possuir, no mínimo, a largura da mão obtida para o percentil de 99% do sexo masculino, de forma a ser adequado a qualquer tamanho de mão.

Relativamente à dimensão K, esta torna-se também bastante importante para o movimento de agarrar uma pega. Assim devem ser evitadas dimensões para o diâmetro da mesma superiores a 38.1 mm.

tudo aquilo que não conhece. Desta forma, devem-se sempre optar por dispositivos com características e formas geométricas semelhantes a utensílios conhecidos das pessoas. Assim, evita-se que o paciente sinta algum tipo de recusa ao usá-lo no seu processo de reabilitação. Além disso, os dispositivos devem ser fáceis de usar e de se adaptarem a cada paciente, se necessário.

5.5. Árvore de objetivos

De modo a desenvolver um dispositivo para reabilitação do pulso que seja viável, é necessário saber os objetivos que este deve cumprir. Para esse efeito, adotou-se o método da árvore de objetivos que permite observar, de uma forma mais clara, o caminho que se deve seguir na resolução do problema.

As árvores de objetivos são usadas para modelar a natureza hierárquica das necessidades ou objetivos de um problema de projeto, sistematizando esses mesmos objetivos através de uma representação gráfica. Assim, é comum usar-se esta ferramenta numa fase inicial do projeto, de forma a definir e esclarecer o problema em questão, sendo que a mesma poderá ser posteriormente revista consoante as exigências do projeto. Deste modo, deve-se primeiramente definir o objetivo principal com base no problema que foi estabelecido. De seguida, procede-se à decomposição desse mesmo objetivo principal em objetivos secundários e assim por diante, estabelecendo-se uma ordem de importância dos objetivos a seguir.

Com base nestes pressupostos, elaborou-se a árvore de objetivos da Figura 39, que tem como objetivo principal um dispositivo para reabilitação do pulso e como objetivos secundários a segurança, a operação confiável, o conforto, as características de operação, a produção simples, a portabilidade, o preço acessível e os materiais.

Assim, para obter a segurança deve-se verificar uma ausência de danos/ferimentos para o paciente, uma integridade mecânica e um baixo risco de danos no dispositivo. Relativamente à operação confiável, esta não deve exceder a amplitude da gama de movimentos adequada à fisiologia humana e deve possuir um baixo risco de erros de operação por parte do paciente. Quanto ao conforto, este é conseguido graças a um dispositivo adequado às dimensões anatómicas do antebraço, mão e pulso do paciente e à possibilidade de apoio durante o uso. No que diz respeito às características de operação, estas devem possuir uma fácil manutenção, um fácil manuseio e um funcionamento misto (ou seja, passivo e ativo). A produção simples deverá envolver poucos componentes, componentes simples e uma montagem fácil. Para a portabilidade, o dispositivo deve ter reduzidas dimensões e baixo peso. Relativamente ao preço acessível, não foram incorporados objetivos secundários. Por último, os materiais devem ser leves e resistentes.

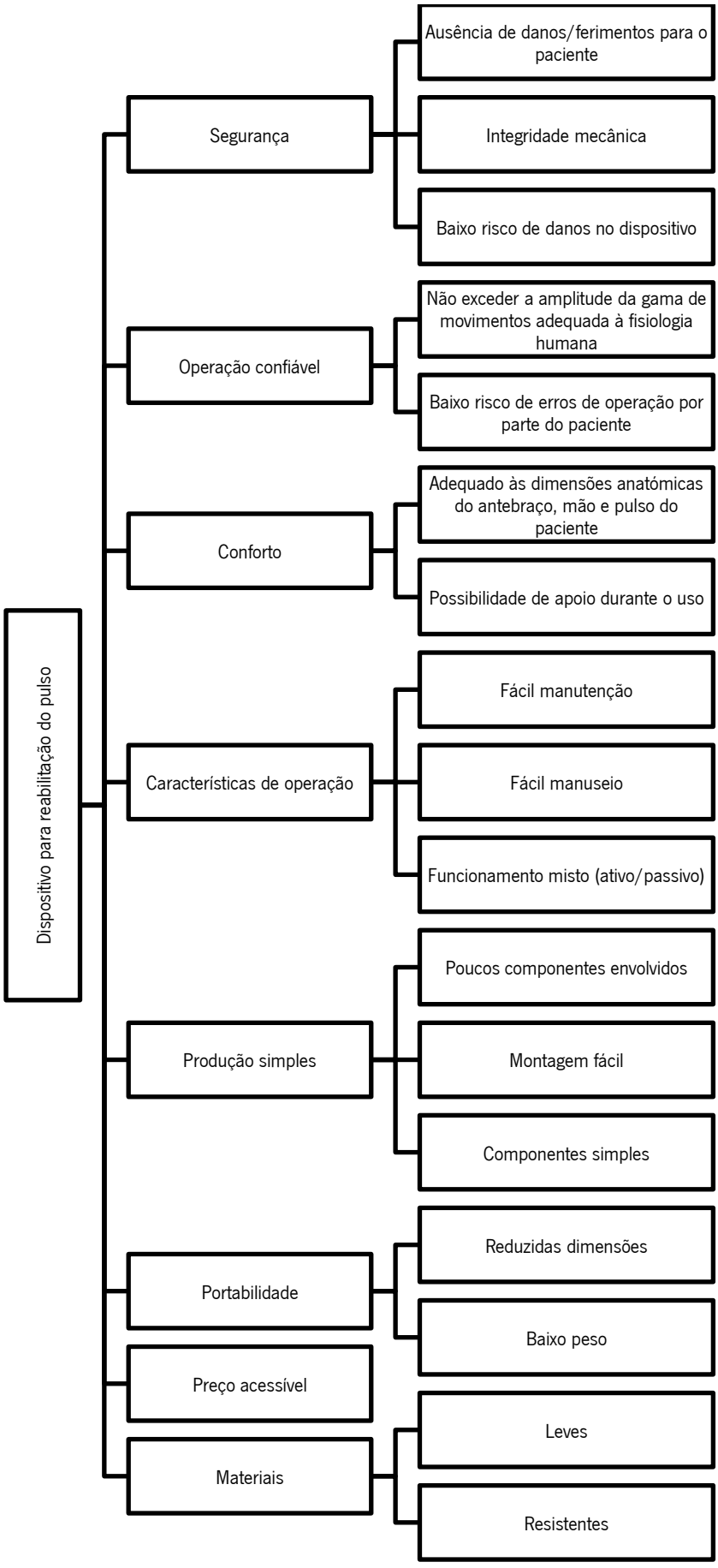


Figura 39 - Árvore de objetivos.

Por observação da Tabela 26, verifica-se que os pacientes testados apresentavam diferentes patologias, o que foi vantajoso para testar a eficácia dos dispositivos em vários casos e não apenas num tipo de lesão, apesar de ser difícil a análise dos resultados.

7.2.1. Amplitude articular

Antes e após a terapia com os dispositivos, as amplitudes articulares de cada um dos movimentos do pulso e antebraço foram medidas com recurso a um instrumento próprio para medições de ângulos do corpo humano, isto é, um goniómetro (ver Figura 64). De realçar, que o processo foi sempre supervisionado por um terapeuta para evitar a ocorrência de erros nas medições. As medições foram efetuadas com a mão com os dedos unidos para minimizar a introdução de variáveis no processo. Além disso, a amplitude de cada movimento foi medida partindo da posição neutra.

Figura 64 - Exemplificação da medição da amplitude articular com o goniómetro (neste caso da flexão).

Assim, com estas medições foi possível uma comparação da amplitude articular antes e após a terapia, de modo a concluir se esta foi eficaz. Desta forma, as medições obtidas relativas à amplitude articular de cada um dos movimentos para cada um dos pacientes, consoante o protótipo usado, encontram-se nas Tabelas 65 a 73 do Anexo IX.

Devido ao elevado número de variáveis que interferem no processo a análise dos resultados obtidos será difícil. Estas incluem a idade do paciente, o sexo, a patologia, o lado afetado, o número de sessões de fisioterapia até ao momento, a realização ou não de cirurgia, a própria constituição do paciente, os antecedentes clínicos do mesmo, entre muitas outras. Por este motivo, nesta análise procedeu-se à divisão dos resultados obtidos em dois grupos, ou seja, para o sexo feminino e para o sexo masculino, de forma a que os resultados não possuam a interferência desta variável, já que muitas outras estão presentes.

As amplitudes articulares obtidas antes de qualquer terapia e após a terapia com ambos os protótipos (ou seja, no final das 6 sessões de terapia vibratória), bem como o respetivo ganho articular para cada um dos movimentos encontram-se nas Tabelas 27 e 28 para o sexo feminino e masculino, respetivamente.

Tabela 27 - Amplitudes articulares antes e após a terapia com ambos os protótipos e respetivo ganho médio no sexo feminino (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido)

Movimento	Amplitude inicial		Amplitude final		Ganho articular	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio Padrão
Flexão	49,67°	15,37°	67,00°	14,63°	17,33°	8,57°
Extensão	49,50°	19,21°	66,00°	14,03°	16,50°	10,21°
Desvio radial	10,00° (9,00°)	3,16° (2,24°)	14,33° (14,20°)	1,63° (1,79°)	4,33° (5,20°)	3,08° (2,49°)
Desvio cubital	20,17°	2,40°	28,67°	1,97°	8,50°	2,81°
Pronação	74,17° (52,50°)	24,17° (38,89°)	83,33° (80,00°)	4,08° (7,07°)	9,17° (27,50°)	20,10° (31,82°)
Supinação	71,33° (67,60°)	30,63° (32,68°)	82,50° (81,00°)	17,89° (19,57°)	11,17° (13,40°)	13,60° (13,92°)

Tabela 28 - Amplitudes articulares antes e após a terapia com ambos os protótipos e respetivo ganho médio no sexo masculino

Movimento	Amplitude inicial		Amplitude final		Ganho articular	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio Padrão
Flexão	49,33°	16,77°	64,00°	5,57°	14,67°	11,93°
Extensão	54,67°	9,24°	67,00°	1,00°	12,33°	9,29°
Desvio radial	10,00°	2,00°	15,00°	0,00°	5,00°	2,00°
Desvio cubital	19,00°	2,65°	29,00°	1,00°	10,00°	3,00°
Pronação	85,00°	0,00°	85,00°	0,00°	0,00°	0,00°
Supinação	90,00°	0,00°	90,00°	0,00°	0,00°	0,00°

Por observação das Tabelas 27 e 28, verifica-se que as médias das amplitudes articulares para cada um dos movimentos após a terapia foram superiores às médias das amplitudes iniciais dos mesmos, tanto para o sexo feminino como para o sexo masculino. A estes excetuam-se os movimentos de pronação e supinação no sexo masculino. Esta situação deve-se ao facto de os pacientes testados já apresentarem esses mesmos movimentos fortalecidos e com amplitudes normais, daí não se ter observado um aumento da amplitude articular com a terapia.

Relativamente ao ganho de amplitude articular, este foi bastante significativo para ambos os sexos, pelo que é sugerido que a terapia com os protótipos promove um ganho de amplitude articular nos vários movimentos. No movimento de pronação e supinação no sexo masculino, o ganho articular obtido foi nulo devido às razões já mencionadas. Por sua vez, no sexo feminino, estes movimentos foram alvo de um elevado ganho articular, em resultado de as pacientes se encontrarem bastante debilitadas quanto aos mesmos. No sexo feminino foram observados maiores ganhos articulares relativamente ao sexo masculino, com exceção do movimento de desvio cubital no qual foi menor. Claro é, que os ganhos

de amplitude articular dependem de cada um dos pacientes, tal como manifestado pelos terapeutas nas entrevistas e nos testes preliminares.

Ainda relativo às Tabelas 27 e 28, constata-se que o ganho de amplitudes nos movimentos relativos ao pulso (flexão, extensão, desvio radial e desvio cubital) foi maior para o movimento de flexão e de extensão. Este facto pode ser explicado recorrendo aos dados da literatura, uma vez que em condições normais do pulso, a flexão e a extensão são os movimentos de maior amplitude articular do mesmo, normalmente de 85° (Kapandji, 1970). Assim, é natural que estes também sejam os movimentos onde se verifiquem ganhos articulares maiores. A seguir a estes, o movimento que apresenta uma amplitude articular maior em condições normais é o desvio cubital, com 30°, sendo o desvio radial o que apresenta uma menor amplitude, de 15° (Kapandji, 1970). Mais uma vez, os resultados obtidos encontram-se em concordância, uma vez que foi no desvio radial que se observou um ganho de amplitude articular menor, seguindo-se o desvio cubital. Tal como já mencionado, os movimentos de pronação e de supinação encontravam-se aprimorados na maioria dos pacientes, como se observa nas Tabelas 65 a 73 do Anexo IX, principalmente no sexo masculino. Assim, em grande parte dos pacientes o ganho de amplitude articular foi de 0°. No entanto, quando este movimento não se encontrava fortalecido foi verificado um aumento de amplitude articular significativo. Matera et al. (2016) obteve um ganho reduzido devido a este fator. Deste modo, se não se contabilizar a contribuição dos mesmos, os valores de ganhos articulares são elevados.

Desta forma, nestes resultados deve ser tida em consideração a amplitude de movimento inicial dos pacientes. Assim, se os mesmos já apresentam uma mobilidade do pulso e antebraço significativa, claro é que o ganho articular obtido pela utilização dos dispositivos será menor, pois já não existe grande margem por onde o movimento possa melhorar. Portanto, estas medições estarão sempre dependentes de inúmeras variáveis, pelo que não se pode considerar que um ganho articular é reduzido sem ter em atenção a interferência de todas elas.

Comparando os resultados obtidos com os resultados da literatura de Oblak et al. (2009), verifica-se que no estudo realizado nesta dissertação se obtiveram amplitudes articulares finais superiores em todos os movimentos, com exceção do desvio radial que foi menor, tanto no sexo feminino como no sexo masculino. No entanto, o que realmente interessa em termos comparativos são os ganhos de amplitude articular, pois as amplitudes finais estão dependentes das iniciais, sendo que amplitudes finais elevadas não significam que tenha ocorrido um efeito significativo após a utilização dos dispositivos. Pelo contrário, as amplitudes podem ser elevadas e até se manterem iguais antes e após o tratamento, significando que não houve qualquer efeito terapêutico. Deste modo, Oblak et al. (2009) verificaram uma

flexão inicial de 23º e final de 22,5º, uma extensão inicial de 6,5º e final de 12,5º, um desvio radial inicial de 22º e final de 24º, um desvio cubital inicial de 18,5º e final de 19,5º, uma pronação inicial de 21,5º com um aumento não significativo no final e uma supinação inicial de 5º e final de 11,5º. Assim, verifica-se que em termos de ganho articular, a terapia desenvolvida nesta dissertação foi superior em todos os movimentos no sexo feminino. No sexo masculino, a terapia foi superior à de Oblak et al. (2009) nos movimentos de flexão, extensão, desvio radial e desvio cubital. Nos movimentos de pronação e supinação, os resultados não podem ser comparados devido à ausência de dados para o sexo masculino. Os resultados de Oblak et al. (2009) podem ter sido influenciados pelas baixas amplitudes dos pacientes do estudo, que pressupõe que os mesmos ainda se encontravam numa fase precoce de reabilitação e, como tal, ainda com grandes limitações.

Já Matera et al. (2016), na aplicação de *smartphone* que desenvolveram, obtiveram uma melhoria significativa em todos os planos de movimento do pulso, de 34,55º para 68,65º na flexão, 30,40º para 63,15º na extensão, 19,30º para 21,15º no desvio radial, 21,30º para 24,30º no desvio cubital, 88,20º para 88,25º na pronação e 81,35º para 88,00º na supinação. Os ganhos articulares obtidos neste estudo para o sexo feminino foram superiores aos resultados de Matera et al. (2016) nos movimentos de desvio radial, desvio cubital, pronação e supinação. No entanto, nos movimentos de flexão e de extensão foram inferiores. No sexo masculino, foram obtidos ganhos articulares superiores aos de Matera et al. (2016) nos movimentos de desvio radial e desvio cubital e inferiores nos movimentos de flexão e de extensão. Os movimentos de pronação e de supinação do sexo masculino não podem ser comparados devido, mais uma vez, à ausência de dados.

Por sua vez, Hsieh et al. (2016) na terapia que testaram conseguiram melhorias de 8-13º na flexão, 7-10º na extensão, 4-5º no desvio radial e 1-3º no desvio cubital. Os resultados obtidos pela terapia vibracional deste estudo foram bastante superiores aos resultados obtidos por Hsieh et al. (2016), tanto para o sexo feminino como para o sexo masculino. No entanto, no movimento de desvio radial, a diferença foi pouco significativa.

Brewin et al. (2017) observaram uma melhoria da extensão ativa do pulso de 12º para 45º, sendo assim obtido um ganho de 33º. O trabalho efetuado por estes autores foi da mesma natureza que o estudo realizado nesta dissertação, ou seja, de natureza vibratória. Porém, Brewin et al. (2017) conseguiram um maior ganho articular na extensão do que o estudo aqui realizado. Esta discrepância provavelmente ocorreu devido à utilização de uma terapia mais agressiva por parte dos autores, que se basearam numa terapia vibratória constituída por uma plataforma vibratória e por uma lixadeira de ar comprimido. Assim, não foram desenvolvidos dispositivos especificamente direcionados para o pulso.

Por um lado, Brewin et al. (2017) não conhecem a gama de frequências a que está a operar a lixadeira de ar comprimido, pelo que podem ser frequências de vibração prejudiciais para o corpo humano. Por outro lado, a plataforma vibratória utilizada possui uma gama de frequências de 30 a 50 Hz, completamente coincidente com a gama de frequências de ressonância da mão e do braço, que é de 20 a 70 Hz (Duarte et al., 2002). Assim, a saúde dos pacientes pode ser comprometida. Além disso, Brewin et al. (2017) obtiveram o ganho articular para a extensão supramencionado através de uma terapia de 30 minutos por dia até a um máximo de 4 horas, durante 12 semanas. O intervalo de tempo utilizado pelos autores, quer para a duração de cada sessão, quer para o tempo total de terapia, é bastante superior ao que foi usado neste estudo, e pode ser a explicação para a obtenção de um ganho de amplitude tão elevado. Provavelmente, se os protótipos que foram desenvolvidos também tivessem sido submetidos a uma terapia tão extensa, também teria sido obtido um ganho articular superior.

Existem ainda mais estudos que abordam as amplitudes articulares. Sasaki el al. (2005) desenvolveram um dispositivo que permitia a assistência do movimento de flexão até 80º. Spencer et al. (2008) também apresentou a amplitude permitida pelo *CRAMER* (em certas condições): 90º de flexão, 70º de extensão, 10º de desvio radial, 15º de desvio cubital, 90º de pronação e 85º de supinação. Do mesmo modo, Hasegawa et al. (2008) desenvolveram um sistema de suporte ao movimento capaz de proporcionar 30º de flexão, 20º de extensão, 30º de desvio cubital, 20º de pronação e 20º de supinação. Por sua vez, Kawasaki et al. (2007) desenvolveram um dispositivo que permite 90º de flexão, 70º de extensão, 90º de pronação e 90º de supinação. Já Bartlett et al. (2015) testaram o dispositivo em um usuário, tendo sido demonstrado que foi capaz de fornecer assistência ao movimento em 91º de flexão-extensão, 32º de desvio radial-cubital e 78º de pronação-supinação. De facto, os dispositivos desenvolvidos por estes autores permitem muitas vezes amplitudes articulares superiores às obtidas pelos dispositivos aqui desenvolvidos. No entanto, esses movimentos apenas são conseguidos aquando do uso dos dispositivos, podendo os movimentos encontrarem-se debilitados assim que os pacientes deixem de os usar. Assim, estes valores não podem ser comparados com os obtidos neste estudo, uma vez que são apresentadas as amplitudes que os dispositivos são capazes de permitir, enquanto que aqui são apresentadas as amplitudes resultantes da utilização dos dispositivos, sendo aspetos diferentes. Os dispositivos aqui propostos, apesar de não apresentarem uma gama de movimento estipulada como alguns dispositivos desenvolvidos, permitem o ganho articular da articulação, muitas vezes até para gamas superiores às permitidas por esses dispositivos. Além disso, esses dispositivos estagnam a amplitude articular nas gamas que proporcionam, pois apresentam uma amplitude fixa que pode não ser terapêutica para todos os pacientes. Desta forma, são incapazes de se adequarem ao estado de

reabilitação dos pacientes, ao contrário dos protótipos desenvolvidos neste estudo, que podem não só ser usados por pessoas com grandes limitações, como até para o fortalecimento muscular.

De acordo com a literatura, para a realização de atividades básicas diárias é necessário um movimento mínimo de 40º de flexão, 40º de extensão, 40º do movimento combinado de desvio radial e desvio cubital, 70º de pronação e 70º de supinação (Elstrom et al., 2006, p. 158). Tanto para o sexo feminino como para o sexo masculino, constata-se que a amplitude mínima requerida para o movimento de flexão e extensão de encontrava assegurada, tanto antes como depois da terapia, pelo que atividades básicas que requerem estes mesmos movimentos não se encontram comprometidas. Para o caso do movimento de desvio radial e desvio cubital, no sexo feminino, estes apresentavam uma amplitude inicial de 9,00º e 20,17º, respetivamente, perfazendo um movimento combinado de 29,17º. No sexo masculino, a amplitude inicial era de 10,00º e 19,00º para os movimentos de desvio radial e cubital, respetivamente, possuindo um movimento combinado de 29,00º. Assim, para ambos os sexos, os valores inicias de movimento combinado de desvio radial e desvio cubital encontram-se abaixo do movimento mínimo requerido para a realização de atividades básicas diárias, pelo que quando o movimento de desvio radial e cubital é necessário, essas atividades podem apresentar algum nível de comprometimento. No entanto, após a terapia, no sexo feminino, foi verificada uma amplitude articular do desvio radial e cubital de 14,20º e 28,67º, respetivamente, pelo que o movimento combinado dos mesmos apresenta uma amplitude de 42,87º. No sexo masculino, a desvio radial foi de 15,00º e o desvio cubital de 29,00º, sendo o movimento combinado de 44,00º. Assim, como tanto no sexo feminino como no sexo masculino os valores obtidos são superiores aos 40º requeridos para este movimento combinado para a realização de atividades básicas, após a terapia não existe um comprometimento das mesmas. Relativamente aos movimentos de pronação e supinação, verifica-se que no sexo feminino estes se encontravam inicialmente comprometidos, enquanto que no sexo masculino não. Após a terapia, para ambos os sexos, a amplitude foi superior aos 70º requeridos, pelo que atividades que se recorram deste movimento podem ser realizadas.

Mais uma vez, de acordo com a literatura, normalmente o pulso apresenta um máximo de 85º de flexão, 85º de extensão, 15º de desvio radial e 30º de desvio cubital (Kapandji, 1970). Assim, verifica-se que estes movimentos não foram ultrapassados com o uso de ambos os dispositivos, tanto no sexo masculino como no sexo feminino, pelo que não existe perigo para os pacientes. O mesmo se sucedeu com os movimentos de pronação e supinação, que a literatura aponta para um máximo de 85º e 90º, respetivamente (Kapandji, 1970). Assim, nenhum destes movimentos foi ultrapassado.

Além disso, os terapeutas contactados, na sua antevisão acerca dos efeitos terapêuticos dos dispositivos nos testes preliminares, não mencionaram o ganho de amplitude articular como um possível efeito dos dispositivos. No entanto, este observou-se, o que prova que esta é uma terapia promissora.

Analisando os desvios padrão obtidos, repara-se que existe uma maior dispersão dos resultados para o sexo feminino. No sexo feminino, a maior dispersão dos resultados ocorreu para os movimentos de flexão, extensão, pronação e supinação, enquanto que no sexo masculino a maior dispersão dos resultados ocorreu apenas para os movimentos de flexão e extensão (Tabelas 27 e 28). Este acontecimento deve-se aos inúmeros fatores envolvidos no processo, desde diferentes patologias, historial clínico, idades, número de sessões de fisioterapia até ao momento, lado afetado (direito ou esquerdo), ocorrência de cirurgia ou não, disponibilidade para a reabilitação, composição corporal, diferentes estilos de vida e até diferentes números de pacientes envolvidos.

Nesta análise, é preciso ter em consideração que os ganhos de amplitudes obtidos estão, também, dependentes da própria fisioterapia a que os pacientes se encontravam submetidos. Porém, as amplitudes articulares obtidas logo após uma primeira sessão com um dos dispositivos, e assim, sem interferência de outras variáveis, foram superiores às amplitudes antes da terapia, pelo que existiu um ganho de amplitude articular resultante apenas da terapia vibratória, tanto para o sexo feminino como para o sexo masculino (ver Tabela 29).

Tabela 29 - Ganho de amplitude articular após uma sessão de terapia para o sexo feminino e masculino (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido)

Movimento	**Sexo feminino**		**Sexo masculino**	
	Média	**Desvio padrão**	**Média**	**Desvio padrão**
Flexão	4,83°	4,67°	4,33°	0,58°
Extensão	5,33°	5,82°	2,33°	0,58°
Desvio radial	2,00° (2,40°)	1,79° (1,67°)	2,00°	0,00°
Desvio cubital	3,33°	1,21°	2,33°	1,53°
Pronação	2,33° (7,00°)	4,80° (7,07°)	0,00°	0,00°
Supinação	3,17° (3,80°)	4,02° (4,15°)	0,00°	0,00°

Os elevados ganhos obtidos logo após uma sessão com algum dos dispositivos podem ser explicados tendo em consideração que a articulação acabou de ser estimulada, pelo que o efeito terapêutico ainda se encontra bastante presente. Assim, é natural que na medição da amplitude articular esses valores sejam superiores aos valores iniciais. Provavelmente, passado algum tempo da terapia, o efeito deixa de ser tão intenso, embora ainda continue presente. No sexo feminino, o ganho articular obtido foi superior em todos os movimentos, embora na flexão e no desvio radial a diferença não seja significativa.

Relativamente ao desvio padrão, verifica-se que no sexo masculino a dispersão em torno da média foi praticamente inexistente em ambos os movimentos, enquanto que no sexo feminino houve uma ligeira dispersão dos resultados (Tabela 29).

De seguida, focaliza-se a análise nas diferenças existentes entre cada um dos dispositivos, uma vez que, para efeitos de comparação, ambos foram aplicados nos mesmos pacientes, embora com ordens diferentes. Assim, nas Tabelas 30 e 31 apresentam-se as amplitudes articulares antes e após três sessões de terapia com o protótipo 1 e o ganho de amplitude articular resultante, para o sexo feminino e masculino, respetivamente. Por sua vez, nas Tabelas 32 e 33 apresentam-se as amplitudes articulares antes e após três sessões de terapia com o protótipo 2 e o ganho de amplitude articular resultante, para o sexo feminino e masculino, respetivamente.

Tabela 30 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 1 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo feminino (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido)

Movimento	Antes		Depois		Ganho articular	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Flexão	56,00°	19,46°	65,33°	15,93°	9,33°	4,97°
Extensão	51,50°	20,22°	63,00°	15,68°	11,50°	6,60°
Desvio radial	11,00° (10,20°)	3,16° (2,77°)	14,17° (14,00°)	1,60° (1,73°)	3,17° (3,80°)	2,71° (2,49°)
Desvio cubital	23,33°	3,20°	27,33°	2,88°	4,00°	1,67°
Pronação	74,83° (54,50°)	24,42° (41,72°)	78,67° (66,00°)	15,51° (26,87°)	3,83° (11,50°)	8,91° (14,85°)
Supinação	73,83° (70,60°)	31,37° (33,93°)	79,00° (76,80°)	25,49° (27,85°)	5,17° (6,20°)	6,43° (6,61°)

Tabela 31 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 1 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo masculino

Movimento	Antes		Depois		Ganho articular	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Flexão	49,33°	16,77°	56,33°	15,95°	7,00°	2,65°
Extensão	54.67°	9,24°	59,00°	9,54°	4,33°	0,58°
Desvio radial	10,00°	2,00°	13,33°	1,53°	3,33°	0,58°
Desvio cubital	19,00°	2,65°	24,33°	3,51°	5,33°	2,52°
Pronação	85,00°	0,00°	85,00°	0,00°	0,00°	0,00°
Supinação	90,00°	0,00°	90,00°	0,00°	0,00°	0,00°

Tabela 32 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 2 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo feminino (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido)

Movimento	Antes		Depois		Ganho articular	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Flexão	49,83°	15,48°	60,17°	18,03°	10,33°	8,16°
Extensão	53,17°	15,72°	61,17°	14,61°	8,00°	5,93°
Desvio radial	10,67° (9,80°)	2,50° (1,48°)	13,50° (13,20°)	2,51° (2,68°)	2,83° (3,40°)	2,04° (1,67°)
Desvio cubital	20,83°	3,19°	27,17°	2,99°	6,33°	2,34°
Pronação	77,83° (63,50°)	15,24° (23,33°)	83,17° (79,50°)	4,02° (6,36°)	5,33° (16,00°)	11,22° (16,97°)
Supinação	74,17° (71,00°)	23,86° (25,23°)	81,17° (79,40°)	17,29° (18,72°)	7,00° (8,40°)	7,69° (7,70°)

Tabela 33 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 2 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo masculino

Movimento	Antes		Depois		Ganho articular	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Flexão	52,67°	12,74°	64,00°	5,57°	11,33°	8,08°
Extensão	57,33°	8,14°	67,00°	1,00°	9,67°	8,08°
Desvio radial	11,67°	0,58°	15,00°	0,00°	3,33°	0,58°
Desvio cubital	21,67°	4,04°	29,00°	1,00°	7,33°	3,51°
Pronação	85,00°	0,00°	85,00°	0,00°	0,00°	0,00°
Supinação	90,00°	0,00°	90,00°	0,00°	0,00°	0,00°

Por observação das Tabelas 30 a 33, verifica-se que na maior parte dos movimentos, o ganho de amplitude articular foi maior aquando da terapia com o protótipo 2 do que com o protótipo 1, com exceção da extensão e do desvio radial que foi maior com o protótipo 1. Porém, nestes últimos, a diferença não foi significativa. No entanto, as diferenças existentes entre o ganho articular de ambos os protótipos podem estar dependentes da própria forma como foram usados (em primeiro ou segundo lugar), da natureza do paciente, do tipo de patologia presente, do número de sessões de fisioterapia até ao momento, se o paciente já encontrava o movimento aprimorado e até de erros que podem ocorrer aquando das medições. Especificando, para o sexo feminino, o protótipo 2 obteve ganhos articulares superiores para os movimentos de flexão e desvio cubital e inferiores para os movimentos de extensão e desvio radial. Porém, neste último, a diferença não foi significativa. No sexo masculino, o protótipo 2 foi superior nos movimentos de flexão, extensão e desvio cubital. O ganho articular no movimento de desvio radial foi igual para os dois casos. Nesta situação, não é possível comparar o movimento de pronação e supinação do antebraço, devido à ausência de dados para o efeito. Realizando agora a análise aos protótipos, verifica-se que no protótipo 1, o ganho articular obtido pelo sexo feminino foi superior ao obtido pelo sexo masculino em todos os movimentos do pulso, com exceção do desvio cubital que foi menor. Por sua vez, no protótipo 2, o sexo masculino obteve ganhos articulares superiores ao sexo feminino em todos os movimentos do pulso, excetuando o movimento de desvio radial que foi menor. Porém, neste a diferença não foi significativa. Nesta análise, também não foi possível a comparação dos movimentos de pronação e supinação. Apenas se pode constatar que estes sofreram um maior ganho articular no protótipo 2.

Mesmo com a utilização de apenas um dos protótipos (e, consequentemente, metade das sessões de terapia), existiram ganhos articulares superiores ao estudo de Oblak et al. (2009) em ambos os protótipos e em todos os movimentos no sexo feminino. No sexo masculino, os ganhos articulares também foram superiores aos obtidos por Oblak et al. (2009) em ambos os protótipos e em todos os movimentos, com exceção da extensão no protótipo 1 que foi menor e dos movimentos de pronação e supinação que não puderam ser comparados devido à falta de dados. Relativamente aos resultados

obtidos por Matera et al. (2016), no estudo aqui realizado, no sexo feminino, o protótipo 1 para os movimentos de flexão, extensão e supinação obteve ganhos inferiores aos dos autores mencionados, apesar de na supinação não ser significativo. Nos restantes movimentos foi superior. Ainda no sexo feminino, o protótipo 2 obteve maiores ganhos em todos os movimentos, com exceção da flexão e extensão, nas quais foi menor. No sexo masculino, tanto no protótipo 1 como no protótipo 2, a flexão e a extensão obtiveram ganhos inferiores aos de Matera et al. (2016), sendo que nos movimentos de desvio radial e desvio cubital foram superiores. Nos movimentos de pronação e supinação, a comparação não foi possível. Comparando com os resultados de Hsieh et al. (2016), no sexo feminino, o protótipo 1 obteve um ganho articular semelhante para a flexão, superior para a extensão e desvio cubital e inferior para o desvio radial. Já no sexo masculino, o protótipo 1 obteve ganhos inferiores aos de Hsieh et al. (2016) em todos os movimentos, com exceção do desvio cubital que foi superior. Por sua vez, o protótipo 2, tanto para o sexo feminino como masculino, obteve ganhos articulares semelhantes aos de Hsieh et al. (2016) para os movimentos de flexão e extensão, inferiores para o desvio radial e superiores para o desvio cubital. Brewin et al. (2017) também estudou o ganho articular do movimento de extensão, também com recurso a vibração. No entanto, conseguiu um valor verdadeiramente impressionante para o ganho articular nesse movimento, sendo superior ao que foi aqui obtido tanto no protótipo 1 como no protótipo 2 e para sexo masculino e sexo feminino. Isto aconteceu, provavelmente, em resultado do elevado período de tempo em que realizaram a terapia.

Em geral, em ambos os protótipos, a dispersão dos resultados foi superior no sexo feminino (Tabelas 30 a 33).

Apesar de não poder ser realizada uma comparação linear destes resultados com os resultados obtidos das simulações, verifica-se que, tal como apontado nas mesmas, há uma maior tendência (não em todos os casos) para maiores ganhos de amplitudes com o protótipo 2 do que com o protótipo 1.

Deste modo, focaliza-se agora a análise nas diferenças existentes entre os dispositivos, uma vez que, para efeitos de comparação, alguns pacientes foram primeiramente submetidos ao protótipo 1, enquanto que outros foram submetidos ao protótipo 2. Assim, nas Tabelas 34 a 36 apresentam-se as amplitudes articulares antes e após três sessões de terapia com cada um dos protótipos, quando os mesmos foram usados em primeiro lugar. O protótipo 2 apenas foi usado numa fase inicial pelo sexo feminino, não existindo desta forma dados para o sexo masculino.

Tabela 34 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 1 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo feminino quando o mesmo foi usado em primeiro lugar (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido)

Movimento	Antes		Depois		Ganho articular	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Flexão	46,50°	16,26°	55,00°	9,90°	8,50°	6,36°
Extensão	41,50°	26,16°	56,50°	13,44°	15,00°	12,73°
Desvio radial	10,50° (6,00°)	6,36° (-)	14,50° (14,00°)	0,71° (-)	4,00° (8,00°)	5,66° (-)
Desvio cubital	21,00°	2,83°	25,00°	2,83°	4,00°	0,00°
Pronação	55,00° (25,00°)	42,43° (-)	66,00° (47,00°)	26,87° (-)	11,00° (22,00°)	15,56° (-)
Supinação	49,00°	55,15°	57,50°	43,13°	8,50°	12,02°

Tabela 35 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 1 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo masculino quando o mesmo foi usado em primeiro lugar

Movimento	Antes		Depois		Ganho articular	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Flexão	49,33°	16,77°	56,33°	15,95°	7,00°	2,65°
Extensão	54,67°	9,24°	59,00°	9,54°	4,33°	0,58°
Desvio radial	10,00°	2,00°	13,33°	1,53°	3,33°	0,58°
Desvio cubital	19,00°	2,65°	24,33°	3,51°	5,33°	2,52°
Pronação	85,00°	0,00°	85,00°	0,00°	0,00°	0,00°
Supinação	90,00°	0,00°	90,00°	0,00°	0,00°	0,00°

Tabela 36 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 2 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo feminino quando o mesmo foi usado em primeiro lugar (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido)

Movimento	Antes		Depois		Ganho articular	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Flexão	51,25°	17,19°	61,75°	21,85°	10,50°	10,25°
Extensão	53,50°	17,97°	59,00°	17,80°	5,50°	3,11°
Desvio radial	9,75°	1,71°	12,75°	2,87°	3,00°	1,63°
Desvio cubital	19,75°	2,50°	26,25°	3,30°	6,50°	2,52°
Pronação	83,75° (80,00°)	2,50° (-)	84,75° (84,00°)	0,50° (-)	1,00° (4,00°)	2,00° (-)
Supinação	82,50° (80,00°)	7,14° (6,24°)	87,75° (87,00°)	1,50° (0,00°)	5,25° (7,00°)	6,18° (6,24°)

Observando estes resultados obtidos, verifica-se que não há uma tendência quanto ao dispositivo que provoca maiores ganhos de amplitudes articulares quando usado em primeiro lugar. Este facto deve-se, mais uma vez, à natureza e patologia dos próprios pacientes e à fase de reabilitação em que se encontram. Quando são considerados apenas os resultados dos pacientes em que ocorreu efetivamente movimento, muitas vezes, esse movimento restringe-se a um paciente, pelo que não é possível retirar conclusões gerais.

Mais especificamente, verifica-se que o protótipo 1 proporcionou maiores ganhos articulares quando foi usado em primeiro lugar pelo sexo feminino do que pelo sexo masculino, excetuando o desvio cubital em que foi menor e os movimentos de pronação e supinação que não puderam ser comparados. Comparando o protótipo 1 com o protótipo 2, não é consensual o que apresenta maiores ganhos

articulares. Se compararmos o caso feminino, o protótipo 1 conseguiu maiores ganhos articulares nos movimentos de extensão, desvio radial, pronação e supinação, enquanto que nos restantes movimentos o protótipo 2 foi superior.

Quando o protótipo 1 foi aplicado em primeiro lugar verificou-se uma maior dispersão dos resultados no sexo feminino a nível do ganho articular (Tabelas 34 e 35).

Além disso, também foram calculadas as médias das amplitudes articulares e respetivo ganho, antes e após a terapia com cada um dos protótipos, quando os mesmos foram usados em segundo lugar (ver Tabelas 37 a 39). Neste caso, para o protótipo 1 apenas existem medições para o sexo feminino.

Tabela 37 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 1 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo feminino quando o mesmo foi usado em segundo lugar (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido)

Movimento	Antes		Depois		Ganho	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Flexão	60,75°	21,28°	70,50°	16,84°	9,75°	5,19°
Extensão	56,50°	18,79°	66,25°	17,54°	9,75°	2,50°
Desvio radial	11,25°	1,71°	14,00°	2,00°	2,75°	0,96°
Desvio cubital	25,50°	3,00°	28,50°	2,38°	4,00°	2,16°
Pronação	84,75° (84,00°)	0,50° (-)	85,00° (85,00°)	0,00° (-)	0,25° (1,00°)	0,50° (-)
Supinação	86,25° (85,00°)	2,99° (2,00°)	89,75° (89,67°)	0,50° (0,58°)	3,50° (4,67°)	3,11° (2,52°)

Tabela 38 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 2 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo feminino quando o mesmo foi usado em segundo lugar (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido)

Movimento	Antes		Depois		Ganho	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Flexão	47,00°	16,97°	57,00°	12,73°	10,00°	4,24°
Extensão	52,50°	16,26°	65,50°	7,78°	13,00°	8,49°
Desvio radial	12,50° (10,00°)	3,54° (-)	15,00° (15,00°)	0,00° (-)	2,50° (5,00°)	3,54° (-)
Desvio cubital	23,00°	4,24°	29,00°	1,41°	6,00°	2,83°
Pronação	66,00° (47,00°)	26,87° (-)	80,00° (75,00°)	7,07° (-)	14,00° (28,00°)	19,80° (-)
Supinação	57,50°	43,13°	68,00°	31,11°	10,50°	12,02°

Tabela 39 - Amplitudes articulares antes e depois da terapia com o protótipo 2 e respetivos ganhos de amplitude articular no sexo masculino quando o mesmo foi usado em segundo lugar

Movimento	Antes		Depois		Ganho	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Flexão	52,67°	12,74°	64,00°	5,57°	11,33°	8,08°
Extensão	57,33°	8,14°	67,00°	1,00°	9,67°	8,08°
Desvio radial	11,67°	0,58°	15,00°	0,00°	3,33°	0,58°
Desvio cubital	21,67°	4,04°	29,00°	1,00°	7,33°	3,51°
Pronação	85,00°	0,00°	85,00°	0,00°	0,00°	0,00°
Supinação	90,00°	0,00°	90,00°	0,00°	0,00°	0,00°

Assim, em todos os movimentos verificou-se um maior ganho articular para o protótipo 2, em alguns deles bastante significativos. Aqui, realça-se o ganho obtido no movimento de pronação, que foi

deveras superior com o protótipo 2, pelo que é sugerido que quando este é usado numa fase posterior ao protótipo 1, promove um ganho articular bastante significativo para este movimento. Mais concretamente, no sexo feminino, quando o protótipo 2 foi usado em segundo lugar permitiu ganhos articulares superiores ao protótipo 1 em todos os movimentos. Por sua vez, no protótipo 2 no sexo masculino, os ganhos articulares foram mais elevados para os movimentos de flexão e desvio cubital e menores para os movimentos de extensão e desvio radial. Os movimentos de pronação e supinação, mais uma vez, não puderam ser comparados.

Neste estudo, procedeu-se ainda à análise da amplitude articular de cada um dos movimentos do pulso e antebraço após três sessões de terapia com um dos dispositivos e antes das outras três sessões de terapia com outro dispositivo. Com estas medições, pretendeu-se verificar se com os dois dias de pausa na terapia existiu uma diminuição dos movimentos até então conseguidos, sendo esses mesmos resultados apresentados na Tabela 40 e na Tabela 41 para o sexo feminino e masculino, respetivamente.

Tabela 40 - Amplitudes articulares no final da terapia com um dos dispositivos e antes da terapia com o outro e respetiva perda articular no sexo feminino (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido)

Movimento	Fim		Início		Perda articular	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Flexão	59,50°	17,84°	58,33°	17,26°	1,17°	1,47°
Extensão	58,17°	15,09°	55,17°	16,40°	3,00°	2,83°
Desvio radial	13,33° (13,00°)	2,42° (2,55°)	11,67° (11,00°)	2,16° (1,58°)	1,67° (2,00°)	1,97° (2,00°)
Desvio cubital	25,83°	2,93°	24,00°	3,10°	1,83°	0,98°
Pronação	78,50° (65,50°)	15,44° (26,16°)	78,50° (65,50°)	15,44° (26,16°)	0,00° (0,00°)	0,00° (0,00°)
Supinação	77,67° (75,20°)	24,85° (26,95°)	76,67° (74,00°)	24,45° (26,34°)	1,00° (1,20°)	1,67° (1,79°)

Tabela 41 - Amplitudes articulares no final da terapia com um dos dispositivos e antes da terapia com o outro e respetiva perda articular no sexo masculino

Movimento	Fim		Início		Perda articular	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Flexão	56,33°	15,95°	52,67°	12,74°	3,67°	4,04°
Extensão	59,00°	9,54°	57,33°	8,14°	1,67°	2,08
Desvio radial	13,33°	1,53	11,67°	0,58°	1,67°	1,53°
Desvio cubital	24,33°	3,51°	21,67°	4,04°	2,67°	0,58°
Pronação	85,00°	0,00°	85,00°	0,00°	0,00°	0,00°
Supinação	90,00°	0,00°	90,00°	0,00°	0,00°	0,00°

Analisando as Tabelas 40 e 41, verifica-se que de facto existiu uma perda articular nos dois dias de pausa de terapia para todos os movimentos, com exceção do movimento de pronação do antebraço no sexo feminino (para os movimentos de pronação e supinação do sexo masculino não existem dados). No entanto, as perdas articulares existentes foram mínimas e poderão resultar não só da própria pausa na terapia, como das medições realizadas no final das primeiras três sessões de terapia, onde os

pacientes ainda se encontravam com um maior efeito da mesma. Além disso, não é possível inferir qual o sexo com maiores perdas articulares.

Em termos de dispersão de resultados, não houve diferenças significativas entre os dois sexos (Tabelas 40 e 41).

De forma a perceber o contributo que a primeira terapia oferece para a segunda, calcularam-se as médias referentes às amplitudes articulares antes de qualquer terapia e após uma primeira terapia de três sessões (ver Tabelas 42 e 43). Esta última medição foi realizada após os dois dias de descanso e no momento anterior ao início da segunda terapia.

Tabela 42 - Amplitudes articulares antes de cada uma das terapias e ganho articular obtido entre as mesmas no sexo feminino (entre parênteses encontram-se os valores apenas com a contribuição dos pacientes que não possuíam o movimento fortalecido)

Movimento	**Amplitude articular antes da 1ª terapia**		**Amplitude articular antes da 2ª terapia**		**Ganho articular**	
	Média	**Desvio padrão**	**Média**	**Desvio padrão**	**Média**	**Desvio padrão**
Flexão	49,67°	15,37°	58,33°	17,26°	8,67°	7,97°
Extensão	49,50°	19,21°	55,17°	16,40°	5,67°	6,15°
Desvio radial	10,00° (9,00°)	3,16° (2,24°)	11,67° (11,00°)	2,16° (1,58°)	1,67° (2,00°)	1,51° (1,41°)
Desvio cubital	20,17°	2,40°	24,00°	3,10°	3,83°	2,79°
Pronação	74,17° (52,50°)	24,17° (38,89°)	78,50° (65,50°)	15,44° (26,16°)	4,33° (13,00°)	8,80° (12,73°)
Supinação	71,33° (67,60°)	30,63° (32,68°)	76,67° (74,00°)	24,45° (26,34°)	5,33° (6,40°)	6,98° (7,23°)

Tabela 43 - Amplitudes articulares antes de cada uma das terapias e ganho articular obtido entre as mesmas no sexo masculino

Movimento	**Amplitude articular antes da 1ª terapia**		**Amplitude articular antes da 2ª terapia**		**Ganho articular**	
	Média	**Desvio padrão**	**Média**	**Desvio padrão**	**Média**	**Desvio padrão**
Flexão	49,33°	16,77°	52,67°	12,74°	3,33°	4,04°
Extensão	54,67°	9,24°	57,33°	8,14°	2,67°	1,53°
Desvio radial	10,00°	2,00°	11,67°	0,58°	1,67°	2,08°
Desvio cubital	19,00°	2,65°	21,67°	4,04°	2,67°	3,06°
Pronação	85,00°	0,00°	85,00°	0,00°	0,00°	0,00°
Supinação	90,00°	0,00°	90,00°	0,00°	0,00°	0,00°

Analisando as Tabelas 42 e 43, verifica-se que a segunda terapia foi influenciada pelo ganho articular resultante da primeira. Assim, da amplitude final obtida para cada um dos movimentos (ver Tabelas 27 e 28), no sexo feminino a primeira terapia contribuiu com 8,67° de flexão, 5,67° de extensão, 2,00° de desvio radial, 3,83° de desvio cubital, 13,00° de pronação e 6,40° de supinação. No sexo masculino a primeira terapia contribuiu com 3,33° de flexão, 2,67° de extensão, 1,67° de desvio radial e 2,67° de desvio cubital.

7.2.2. Parâmetros avaliados

Neste estudo, foi ainda realizado um inquérito de satisfação a cada um dos pacientes no final das duas terapias, de forma a perceber qual dos protótipos, 1 ou 2, consideraram mais eficaz para o

tratamento do pulso e antebraço. Esse inquérito encontra-se no Anexo VIII.

Desta forma, foram avaliados 17 parâmetros, sendo eles: 1 - tamanho adequado, 2 - aparência atrativa, 3 - conceção ergonómica, 4 - facilidade de uso, 5 - conforto, 6 - alívio da dor, 7 - ausência de dor durante a utilização, 8 - ausência de suor, 9 - bem-estar na utilização, 10 - relaxamento muscular, 11 - melhorias nas amplitudes dos movimentos, 12 - melhoria da sensibilidade e propriocetividade, 13 - melhoria do movimento de preensão/agarrar, 14 - melhoria da força, 15 - melhorias globais, 16 - recomendaria a alguém e 17 - apreciação e avaliação global do dispositivo/terapia. Cada um dos parâmetros foi avaliado numa escala de *Likert* de 5 pontos, em que 1 é inadequado, 2 é pouco satisfatório, 3 é satisfatório, 4 é bom e 5 é excelente. Para além destes pontos, ainda foi considerado o NS/NR, o qual significa não sabe/não responde.

As médias das pontuações obtidas para cada um dos protótipos, consoante o sexo dos pacientes, encontram-se na Tabela 44, sendo os valores individuais obtidos para cada caso apresentados nas Tabelas 74 e 75 do Anexo IX.

Tabela 44 – Média das pontuações obtidas em cada parâmetro para o protótipo 1 e para o protótipo 2 consoante o sexo dos pacientes

Parâmetros	Protótipo 1		Protótipo 2	
	Sexo feminino	Sexo masculino	Sexo feminino	Sexo masculino
1	4,50	4,33	4,50	4,67
2	2,67	4,00	3,50	5,00
3	4,67	4,00	4,67	4,33
4	5,00	5,00	5,00	5,00
5	4,83	5,00	4,33	4,67
6	4,33	4,33	4,00	3,67
7	4,83	4,67	4,50	4,00
8	4,83	4,00	5,00	5,00
9	4,83	4,67	4,50	4,67
10	4,00	4,33	4,00	4,00
11	4,00	4,33	3,83	4,33
12	3,67	3,00	3,40	4,00
13	4,33	4,67	4,67	4,33
14	3,17	3,50	3,83	3,67
15	4,00	4,00	4,17	4,00
16	4,67	4,67	5,00	4,67
17	4,50	4,67	4,50	4,67

Por observação da Tabela 44 verifica-se que não existem grandes diferenças entre o protótipo 1 e o protótipo 2.

Ao nível do tamanho adequado, o sexo feminino classificou a terapia como boa a excelente, não demonstrando preferência por um protótipo relativamente ao outro. Já o sexo feminino, classificou melhor o protótipo 2 do que o protótipo 1, estando o protótipo 1 mais próximo do bom e o protótipo 2 mais próximo do excelente. No entanto, o resultado de ambos foi bastante positivo.

Na aparência atrativa observou-se uma clara preferência do protótipo 2 em relação ao protótipo 1, tendo obtido uma classificação de 3,50/5 no sexo feminino e de 4,00/5 no sexo masculino. Este facto pode ser explicado pelo modo simplista como o protótipo 1 foi projetado, pelo que a presença de massas excêntricas visíveis pode ter contribuído para esta menor preferência do protótipo 1 em relação ao 2, o que vai de encontro ao projetado pelos terapeutas. No entanto, mesmo assim não houve recusa à sua utilização por parte dos pacientes, devido ao valor terapêutico do mesmo, tal como também espectado pelos terapeutas.

Na conceção ergonómica existiu uma ligeira preferência do protótipo 2 em relação ao protótipo 1, diferença essa apenas notada pelo sexo feminino. No entanto, qualquer das classificações obtidas se situa entre o bom e o excelente, demonstrando que ambos são ergonómicos. Estes resultados estão em concordância com a literatura e com o *feedback* dos terapeutas. De facto, os dispositivos foram projetados de acordo com as medidas antropométricas estudadas por Tilley (1993), pelo que se utilizaram dimensões adequadas às mãos dos pacientes. A conceção ergonómica vai de encontro ao espectado pela literatura, que pressupõem a utilização de dispositivos com pegas cilíndricas para a mão (Garneau e Parkinson, 2012; Kong e Lowe, 2005; Sancho-Bru et al., 2003; Seo e Armstrong, 2008). Além disso, a forma em haltere é conhecida da população, pelo que evitou a rejeição por parte dos pacientes, já que é observada a utilização de halteres na terapia do pulso (Viver melhor, 2017a1).

Relativamente à facilidade de uso, em ambos os protótipos foram obtidas as pontuações máximas de 5,00 para ambos os sexos, não existindo margem para dúvidas de que foram excelentes, o que traduz claramente que os pacientes não sentiram qualquer dificuldade ou entrave à utilização de ambos. Comparando com a literatura, os protótipos aqui desenvolvidos foram significativamente superiores, uma vez que Matera et al. (2016) apenas obtiveram uma classificação de >8/10 para este parâmetro. Os resultados obtidos corroboram ainda com a opinião dos terapeutas, pois ambos manifestaram uma elevada facilidade de operação. Ao contrário do espectado pelos mesmos, não existiram problemas, numa fase inicial, para os pacientes agarrarem os dispositivos.

Quanto ao conforto, o mesmo foi maior no protótipo 1 do que no protótipo 2, sendo mais notado pelo sexo masculino do que pelo sexo feminino, em qualquer dos casos. Esta diferença deve-se, provavelmente, ao efeito da vibração provocado pelos dois protótipos. Assim, o protótipo 1 é mais fácil de controlar com a mão, enquanto que o protótipo 2 requer que o paciente realize uma maior força para o estabilizar na mão e, portanto, este será menos confortável. Porém, ambos os protótipos apresentaram resultados positivos neste parâmetro (entre o bom e o excelente).

Relativamente ao alívio da dor, o protótipo 1 (4,33/5 para ambos os sexos) alcançou uma melhor pontuação do que o protótipo 2. Assim, o protótipo 1 está um pouco acima do bom. Por sua vez o protótipo 2 foi considerado bom por parte do sexo feminino (4,00/5) e ligeiramente inferior pelo sexo masculino (3,67/5). Estes resultados sugerem que devido à posição dos motores alinhada pelo corpo cilíndrico do protótipo 1, a vibração produzida seria mais suave e concentrada e, provavelmente, a causa do alívio da dor mais acentuada no protótipo 1. Além disso, estas classificações sugerem que os dispositivos permitem o alívio da dor, e consequentemente, uma maior agilidade à articulação, aspeto fundamental para a reabilitação.

Outro parâmetro avaliado foi a ausência de dor durante a utilização. Também neste aspeto o protótipo 1 foi melhor classificado que o protótipo 2, tanto pelo sexo masculino como pelo sexo feminino, devido, provavelmente, às razões apontadas anteriormente. O protótipo 1 foi classificado de bom a excelente, enquanto que o 2 foi de bom até um pouco melhor que bom. No entanto, mais uma vez, os resultados de ambos foram muito promissores. Assim, estes resultados evidenciam que a dor aquando da terapia é mínima, permitindo a utilização dos dispositivos.

Neste estudo também foi avaliada a ausência de suor, embora este parâmetro não seja fulcral para o desenvolvimento, uma vez que os materiais utilizados poderão não ser os mesmos de um futuro protótipo. No entanto, ambos os protótipos foram classificados numa escala entre o bom e o excelente, apesar de o protótipo 2 ser melhor classificado, mais propriamente como excelente. No protótipo 1, o sexo feminino atribui classificações mais superiores do que o sexo masculino. O suor que pode ser manifestado é uma consequência fisiológica do corpo humano, podendo a sua presença nem sequer se chegar a verificar ou até ser bastante evidente, dependendo de cada ser humano.

Quanto ao bem-estar na utilização, ambos os dispositivos estão próximos da excelência. O sexo feminino preferiu o protótipo 1, enquanto que para o sexo masculino não existiram diferenças. Assim, existe uma diferença não significativa que pressupõe que o protótipo 1 fornece um maior bem-estar do que o protótipo 2. Porém, esta diferença também pode resultar da própria vibração dos dispositivos, que sendo a do dispositivo 1 mais suave, provocará também um bem-estar maior.

Relativamente ao relaxamento muscular, ambos os dispositivos foram considerados como bons, apesar de existir uma mínima diferença que considera o protótipo 1 melhor que o 2, aspeto apenas evidenciado pelo sexo masculino. Assim, ambos os protótipos são indicados para o relaxamento muscular, tal como alguns dispositivos apontados na literatura (Powerball, 2017; Seabra et al., 2013).

Na melhoria das amplitudes dos movimentos, o sexo feminino preferiu o protótipo 1, enquanto que para o sexo masculino os dois foram iguais. Comparando com os resultados medidos de amplitude

articular presentes nas Tabelas 30 a 33 da secção 7.2.1., verifica-se até que essa não foi a tendência. Assim, existem diferenças em termos da perceção dos pacientes e aquilo que realmente se verificou. De forma geral, a melhoria das amplitudes dos movimentos foi boa.

Na melhoria da sensibilidade e propiocetividade, os dispositivos foram satisfatórios a bons, sendo que o sexo feminino prefere o protótipo 1, enquanto que o sexo masculino prefere o protótipo 2. Assim, o sexo feminino considera que os seus movimentos finos, bem como a sensibilidade foram mais aumentados com o protótipo 1 do que com o protótipo 2, enquanto que o sexo masculino tem uma perceção contrária. Isto pode dever-se à própria estrutura do ser humano e ao tipo de vibração, que sendo a do dispositivo 1 mais suave, também poderá ser mais indicada para o sexo feminino. Assim, esta também será uma componente na qual os dispositivos terão influência.

O questionário de satisfação também avaliou a melhoria do movimento de preensão/agarrar. Aqui, os dispositivos foram bons a excelentes, sendo que o sexo feminino preferiu o protótipo 2, enquanto que o sexo masculino preferiu o protótipo 1. Na realidade, pensar-se-ia que seria exatamente o contrário, o que pode ser explicado pelo reduzido número de participantes masculinos. Assim, uma vez que o número de participantes do sexo feminino foi superior ao do sexo masculino, o protótipo 2 seria o preferido. Isto deve-se ao facto de o protótipo 2 apresentar uma vibração mais dispersa e mais forte, tal como apontado pelos terapeutas, obrigando o paciente a realizar uma maior força para agarrar o dispositivo, com consequente incentivação do mesmo e também melhoria desse mesmo movimento. De acordo com a literatura, a motivação do paciente é crucial (D'Auria et al., 2016) para o processo de reabilitação e os protótipos, especialmente o protótipo 2, vão de encontro a essa característica fulcral. Ao contrário do que foi espectado pelos terapeutas, todos os pacientes conseguiram agarrar o dispositivo, tal como já mencionado. Comparativamente com os dispositivos comercializados, tanto o protótipo 1 como o protótipo 2 são capazes de fortalecer o movimento de preensão, tal como as bolas terapêuticas (Loja ortopédica, 2013a17; Loja ortopédica, 2013a18; Loja ortopédica, 2013a19; Loja ortopédica, 2013a20). Este foi um *feedback* não só obtido pelo parâmetro avaliado, mas também pela própria opinião dos pacientes no final das sessões. Ao contrário das bolas, em que os pacientes sabem que têm de as apertar para realizar o movimento de preensão, no protótipo 1 e no protótipo 2, os pacientes agarram o dispositivo para não o deixarem cair, contra a própria resistência oferecida pela vibração e sem muitas vezes terem a noção de que o estão a fazer. No entanto, também quando têm essa perceção, funciona como um aspeto motivacional da terapia.

Com a mesma analogia, também a melhoria da força foi mais fortemente observada no protótipo 2 do que no protótipo 1, tanto no sexo feminino como no sexo masculino, estando o protótipo 1 mais

próximo do satisfatório e o 2 mais próximo do bom, o que vai de encontro ao espectado pelos terapeutas. Estes resultados devem-se ao facto de o protótipo 2 requerer uma maior força do paciente para o agarrar do que o protótipo 1. Desta forma, o protótipo 2 aumenta em maior escala a força do paciente, encorajando o mesmo para a sua reabilitação. Assim, um paciente mais motivado é fulcral para o sucesso da terapia, tal como apontado na literatura (D'Auria et al., 2016). Comparativamente com outros dispositivos comercializados (Quirumed, 2017a1; Viver melhor, 2017a2; Viver melhor, 2017a4), os protótipos desenvolvidos para além de obrigarem o paciente a realizar força para os agarrarem, tal como já mencionado, estimulam o fortalecimento muscular, o qual está intimamente relacionado com este aspeto. Assim, os protótipos apresentados permitem o fortalecimento muscular, tal como a *Powerball®* e a *ControlledBioBall* (Powerball, 2017; Seabra et al., 2013).

Em termos de melhorias globais, os pacientes consideraram ambos os protótipos bons, sendo que o sexo feminino preferiu o protótipo 2 em relação ao 1, apesar de a diferença não ser muito significativa. Assim, ambos os protótipos são indicados para o processo de reabilitação do pulso e antebraço.

Os resultados obtidos permitiram, ainda, verificar que os pacientes recomendariam a terapia a alguém. Este aspeto sugere uma boa apreciação por parte dos pacientes da mesma. Assim, reflete que os pacientes sentiram melhorias no seu processo de reabilitação, pelo que, mais uma vez, os dispositivos têm potencial para reabilitação de lesões no pulso. Neste parâmetro os protótipos foram bons a excelentes, apesar de o protótipo 2 obter uma melhor classificação por parte do sexo feminino.

Por último, os pacientes realizaram uma apreciação e avaliação global dos dispositivos/terapias exatamente igual e boa a excelente, o que indica, mais uma vez, que as diferenças existentes entre os dispositivos não foram significativas, o que vai de encontro ao espectado pelos terapeutas. Além disso, mostra que os pacientes se sentiram realmente contentes com esta ajuda no seu processo de reabilitação e que a voltariam a experimentar, caso necessário. Neste parâmetro as maiores classificações foram atribuídas pelo sexo masculino.

Assim, tal como espectado pelos terapeutas, ambos os dispositivos provocaram melhorias nos pacientes, não sendo observadas grandes diferenças entre os protótipos 1 e 2. Os pacientes também consideraram a vibração do protótipo 2 mais forte, tal como os terapeutas.

De facto, e mais uma vez como os terapeutas espectaram, no caso de fraturas, o protótipo 1, apesar da sua aparência, foi mais bem aceite por parte dos pacientes do que o protótipo 2, devido à vibração provocada pelo mesmo. Apesar das pontuações obtidas para o parâmetro do alívio da dor, no caso de patologias que envolviam os tendões, os pacientes manifestaram a preferência pelo protótipo 2.

Neste estudo, verificou-se que os dispositivos contribuíram para a estimulação sanguínea, aspeto notado pelos pacientes durante a terapia e antevisto pelos terapeutas. Além disso, os pacientes manifestaram um maior relaxamento muscular, melhoria da propriocetividade, alívio da dor e melhoria da força, tal como também espectado pelos terapeutas. No entanto, devido ao reduzido número de pacientes com fratura do pulso, não foi possível atestar se de facto esta terapia acelera o processo de reabilitação das mesmas.

Alguns pacientes acusaram comichão na mão durante a terapia. Os terapeutas explicaram o sucedido com o aumento da estimulação sanguínea e devido à ação mecânica provocada pela vibração na mão, que se manifesta através destes sintomas.

Apenas uma paciente (P9) não tolerou o tempo total de terapia. No entanto, esta é uma situação normal, dada a desconfiança existente por algumas pessoas a terapias novas. Assim, a motivação realizada anteriormente à terapia por parte dos terapeutas é um aspeto fulcral para a sua aceitação, influenciando em larga escala os resultados obtidos. Os pacientes motivados aderem mais facilmente aos dispositivos, sendo provocadas sensações de bem-estar aos mesmos. Assim, tudo depende de como a abordagem aos dispositivos é realizada.

Excetuando o caso de fratura acabado de mencionar (P9), todos os restantes pacientes mostraram-se bastante recetivos aos dispositivos, ficando contentes com os resultados decorrentes da utilização dos mesmos. Existiram mesmo opiniões em que consideravam um aumento da força substancial, algo até então não conseguido com as sessões de fisioterapia. Além disso, um dos pacientes pediu um tempo extra de terapia, o que mostrou a sua satisfação.

7.2.3. Outras potencialidades de reabilitação dos dispositivos

A par dos testes realizados em pacientes com patologias no pulso, foram ainda realizados testes em 3 pacientes com tendinite na base do polegar do sexo feminino. No entanto, nestes casos somente foi realizada uma única sessão de 15 minutos com um dos dispositivos. No final dessa única sessão, ambas as pacientes apresentaram melhorias verdadeiramente significativas e, se até então apresentavam dor e restrição de movimentos do polegar devido a essa mesma dor, no final da terapia foi observada a ausência de dor e uma boa mobilização do polegar. Porém, devido a este não ser o foco principal deste estudo, as amplitudes dos movimentos não foram registadas.

Assim, os protótipos desenvolvidos, também são capazes da reabilitação dos dedos, que normalmente é realizada com o exercitador de dedos e de mão, o exercitador de elásticos para a mão, a mola para dedos, o disco dentado de extensão, a rede elástica e a escada de dedos (Loja ortopédica,

2013a22; Loja ortopédica, 2013a27; Quirumed, 2017a2; Quirumed, 2017a3; Viver melhor, 2017a4; Viver melhor, 2017a5).

Estes resultados sugerem que, no futuro, os protótipos desenvolvidos podem ser utilizados até para patologias na mão, devido a esta ser uma zona de grande concentração de vibração e devido aos recetores que se encontram na pele da mesma (Mansfield, 2005).

Além disso, evidenciou-se a possibilidade de aplicação dos dispositivos em fortalecimento muscular em atividades desportivas, sobretudo na fase de aquecimento. Os possíveis desportos abrangidos por esta terapia são, por exemplo: ténis, voleibol, andebol, luta livre, badminton, ping-pong, *rugby*, boxe e beisebol.

7.3. Acelerações e exposição diária

A determinação das acelerações é importante, uma vez que permite perceber quais são as acelerações máximas a que os pacientes estão sujeitos, bem como as frequências correspondentes. Assim, é possível verificar se essas frequências se encontram numa gama adequada ao corpo humano. Além disso, com as acelerações é possível calcular a exposição diária à vibração, de forma a perceber se esta se encontra dentro dos limites estabelecidos.

7.3.1. Medição das acelerações

Uma vez que o movimento vibratório ocorre a frequências elevadas, a aceleração é uma propriedade determinante do mesmo, e como tal deverá ser alvo de estudo, pelo que será focada de seguida (Mansfield, 2005, pp. 3 e 4).

Assim, em cada um dos dispositivos foram realizadas as medições das suas acelerações. Para a realização deste processo foi necessária uma fonte de alimentação variável para alimentar os motores que se encontravam no dispositivo, dispositivo esse que possuía um sensor (acelerómetro). Este acelerómetro encontrava-se ligado ao canal 1 do condicionador de sinal, que por sua vez se encontrava ligado a uma placa de aquisição de dados. Esta placa de aquisição de dados fazia a ligação ao computador e respetivo *software LabView 7.1* (*National Instruments*) através de um condutor. A Figura 65 traduz este processo.

Neste processo, foi necessário um fator de conversão de 196 uma vez que o acelerómetro lê a 5.10 mV/(m/s²) e a placa de aquisição de dados a 1000 mV.

Assim, para o protótipo 1 procedeu-se à medição das suas acelerações em um eixo, enquanto que no protótipo 2 em três eixos, variando a tensão de alimentação dos motores entre 0,5 V e 4 V, com intervalo de 0,5 V. Cada uma das medições foi realizada em duplicado, para a mão feminina e para a mão masculina. Posteriormente, os resultados foram tratados no software *MATLAB2015a.* Através da FFT (equações 3, 4 e 5) foi possível obter as frequências naturais das vibrações dos dispositivos.

De seguida, a Tabela 45 apresenta uma compilação dos principais picos de frequências obtidos para três tensões de alimentação diferentes (0.5 V, 2.5 V e 4 V) para o protótipo 1. Repare-se que devido ao carácter extenso dos resultados obtidos, apenas se incluem os resultados para estas três tensões, de forma a perceber como a tensão de alimentação dos motores influencia as frequências naturais obtidas.

Tabela 45 - Frequências naturais obtidas para diferentes tensões de alimentação dos motores para o protótipo 1

	Protótipo 1					
	Mão feminina			**Mão masculina**		
	0.5 V	**2.5 V**	**4 V**	**0.5 V**	**2.5 V**	**4 V**
Frequência (Hz)	12.4	55.0	84.0	12.8	60.2	82.2
	24.6	109.8	168.0	24.2	120.6	164.2
	36.8	164.6	247.2	84.2	180.2	246.4
	49.2	219.8	330.6	-	241.2	328.4
	85.0	274.0	414.4	-	300.8	410.4
	-	329.6	498.4	-	362.6	492.6
	-	383.8	-	-	423.0	-
	-	439.6	-	-	481.0	-
	-	494.8	-	-	-	-

Do mesmo modo, as Tabelas 46 e 47 apresentam uma compilação dos principais picos de frequências obtidos para três tensões de alimentação diferentes (0.5 V, 2.5 V e 4 V) para o protótipo 2 para as mãos feminina e masculina, respetivamente. Uma vez que para este protótipo as medições foram efetuadas nos três eixos, são apresentados os resultados obtidos nos mesmos.

Tabela 46 - Frequências naturais obtidas para diferentes tensões de alimentação dos motores para o protótipo 2 na mão feminina

	Protótipo 2								
	Mão feminina								
	Eixo x			**Eixo y**			**Eixo z**		
	0.5 V	**2.5 V**	**4 V**	**0.5 V**	**2.5 V**	**4 V**	**0.5 V**	**2.5 V**	**4 V**
Frequência (Hz)	12.4	57.4	83.2	10.4	56.6	78.4	14.0	55.0	84.0
	24.8	112.4	167.4	20.8	113.4	156.6	97.8	109.8	168.0
	-	169.8	251.2	-	170.0	235.4	-	164.6	330.6
	-	224.8	334.0	-	226.4	313.6	-	219.8	414.4
	-	284.6	417.8	-	283.2	391.8	-	274.0	498.4
	-	339.6	498.6	-	339.8	470.2	-	329.6	-
	-	397.0	-	-	396.4	-	-	383.8	-
	-	457.0	-	-	453.2	-	-	439.6	-
	-	-	-	-	-	-	-	494.8	-

Tabela 47 - Frequências naturais obtidas para diferentes tensões de alimentação dos motores para o protótipo 2 na mão masculina

	Protótipo 2								
	Mão masculina								
	Eixo x			Eixo y			Eixo z		
	0.5 V	2.5 V	4 V	0.5 V	2.5 V	4 V	0.5 V	2.5 V	4 V
Frequência (Hz)	0.8	57.2	79.6	13.2	53.8	80.2	11.6	60.2	82.2
	12.2	114.6	159.2	26.4	107.6	160.4	23.4	120.6	164.2
	24.4	171.8	245.2	92.8	161.2	240.6	46.8	180.2	246.4
	36.8	230.0	339.2	-	214.6	320.8	58.4	241.2	328.4
	49.0	286.4	417.6	-	268.8	401.0	81.8	300.8	410.4
	61.2	344.0	497.2	-	322.6	481.2	93.4	362.6	492.6
	-	402.4	-	-	376.4	-	116.8	423.0	-
	-	458.6	-	-	429.2	-	-	481.0	-
	-	-	-	-	484.4	-	-	-	-

Uma vez que os motores presentes em cada um dos protótipos foram alimentados a uma tensão de 4 V, o estudo dos resultados relativos a esta tensão é bastante importante. Deste modo, as Figuras 71 e 72 apresentam os resultados obtidos para uma tensão de alimentação de 4 V para o protótipo 1 na mão feminina e masculina, respetivamente.

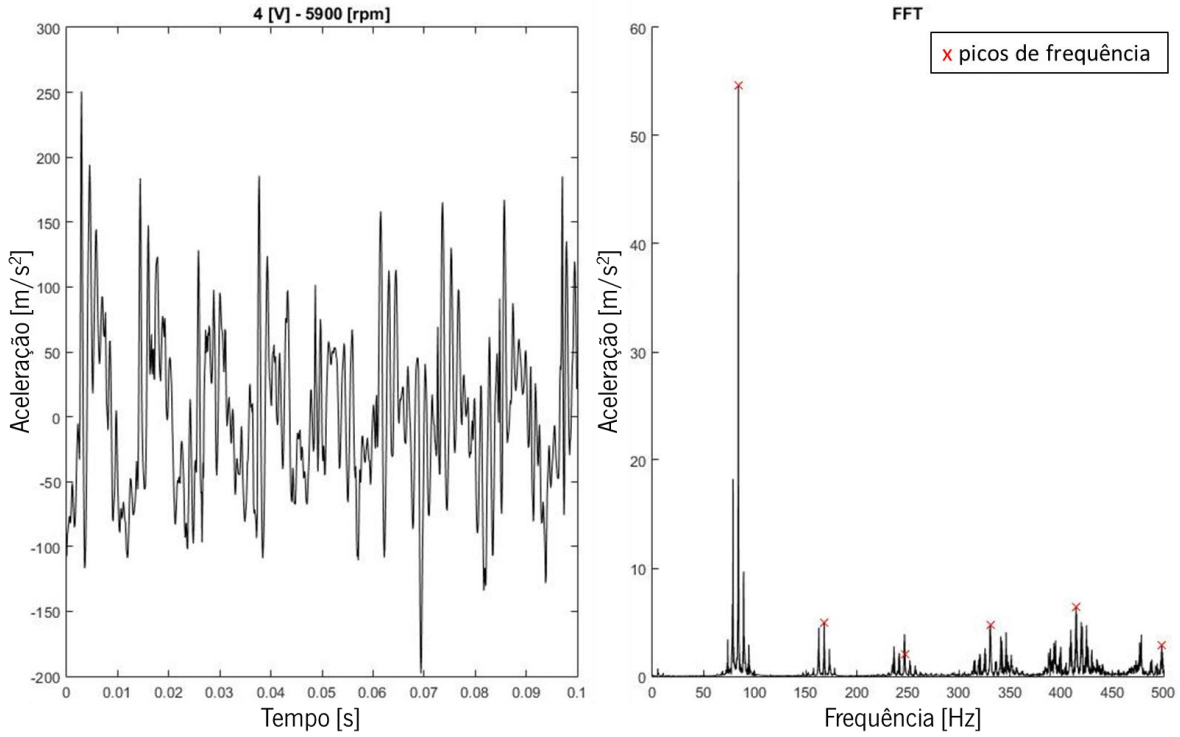


Figura 71 - Resultados obtidos para o protótipo 1 a uma tensão de 4 V na mão feminina.

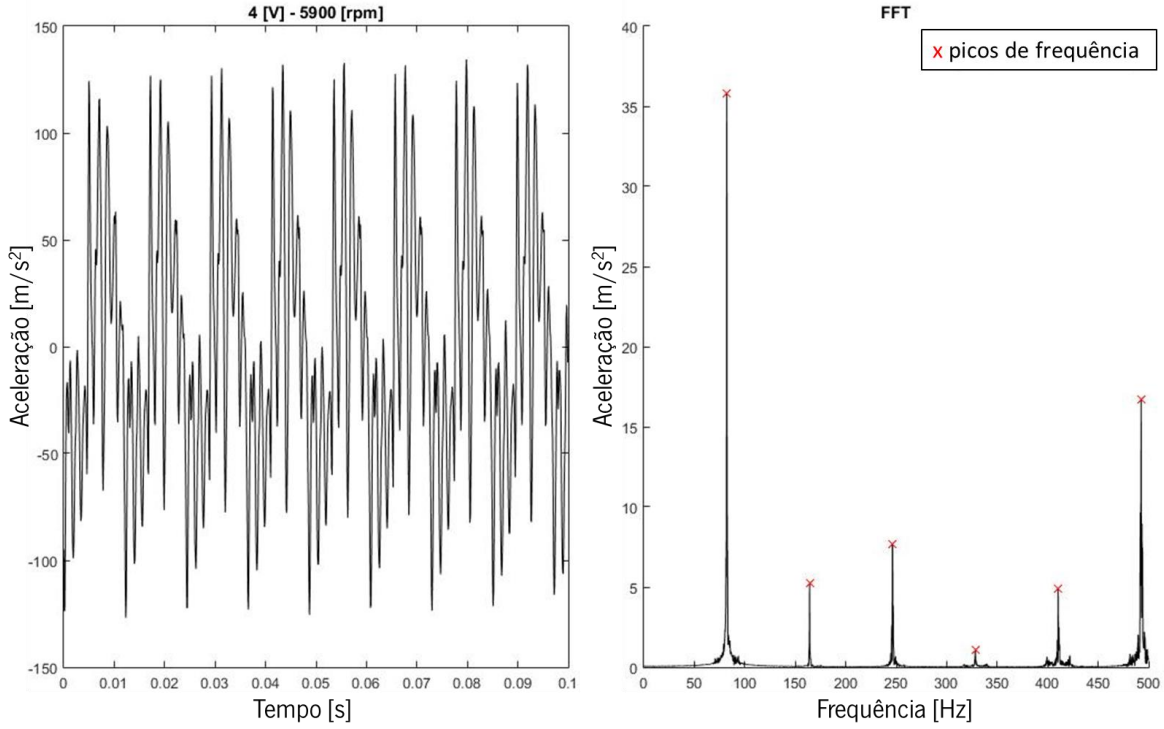


Figura 72 - Resultados obtidos para o protótipo 1 a uma tensão de 4 V na mão masculina.

As Figuras 73 a 75 apresentam os resultados obtidos para uma tensão de alimentação de 4 V para o protótipo 2 na mão feminina, para os eixos x, y e z, respetivamente.

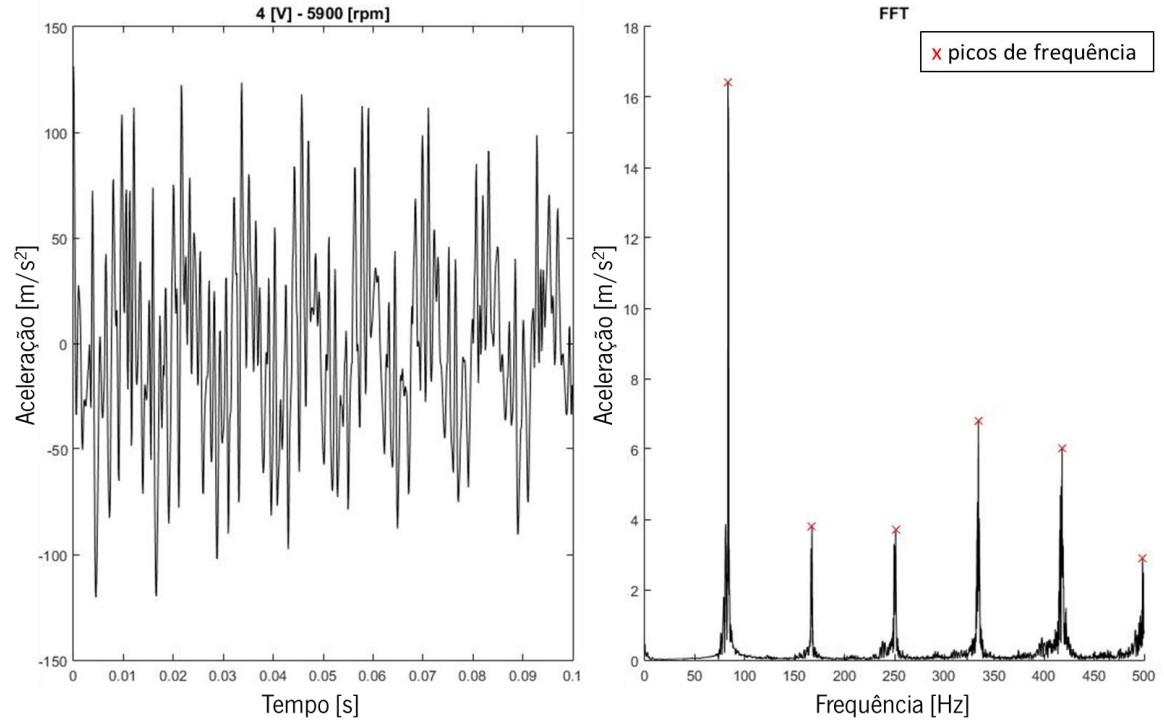


Figura 73 - Resultados obtidos para o eixo x do protótipo 2 a uma tensão de 4 V na mão feminina.

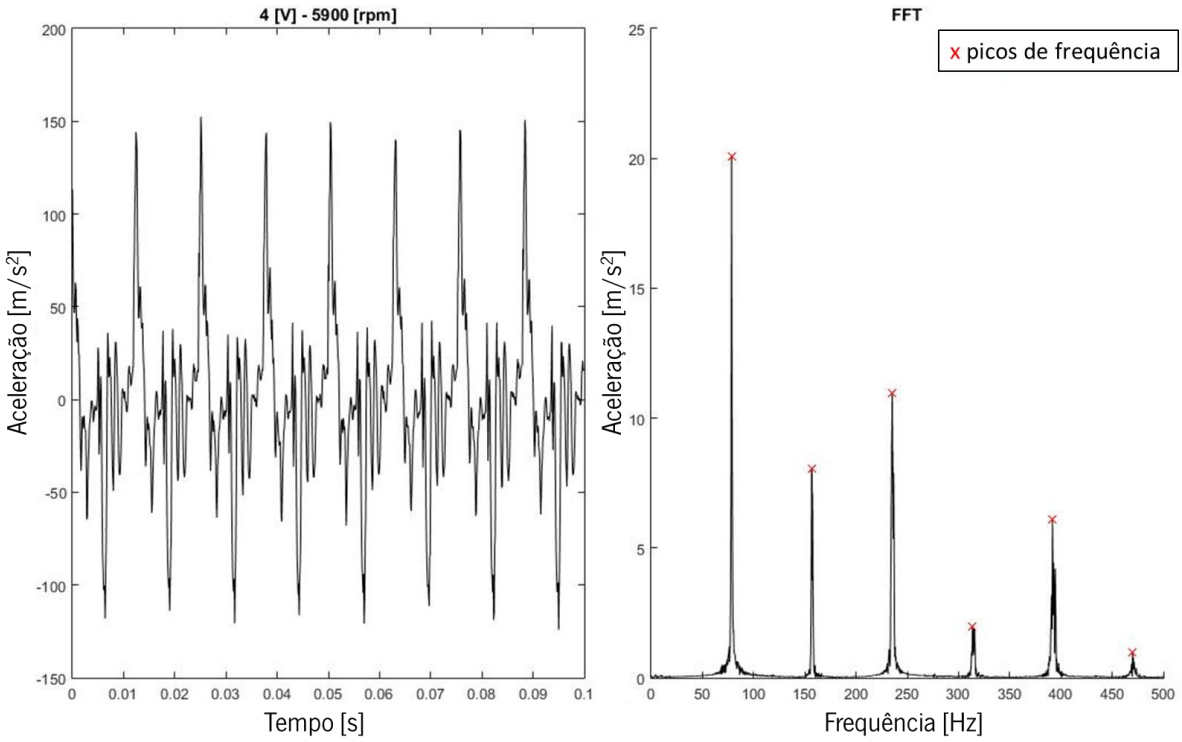


Figura 74 - Resultados obtidos para o eixo y do protótipo 2 a uma tensão de 4 V na mão feminina.

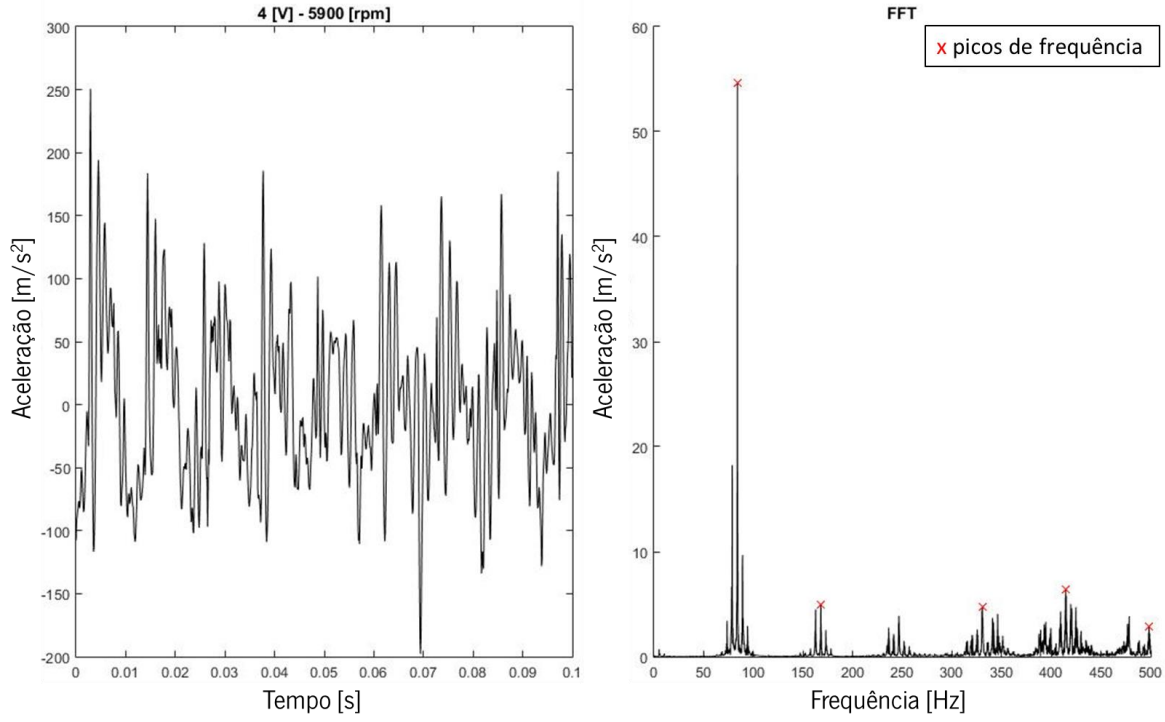


Figura 75 - Resultados obtidos para o eixo z do protótipo 2 a uma tensão de 4 V na mão feminina.

Por sua vez, as Figuras 76 a 78 apresentam os resultados obtidos para uma tensão de alimentação de 4 V para o protótipo 2 na mão masculina, para os eixos x, y e z, respetivamente.

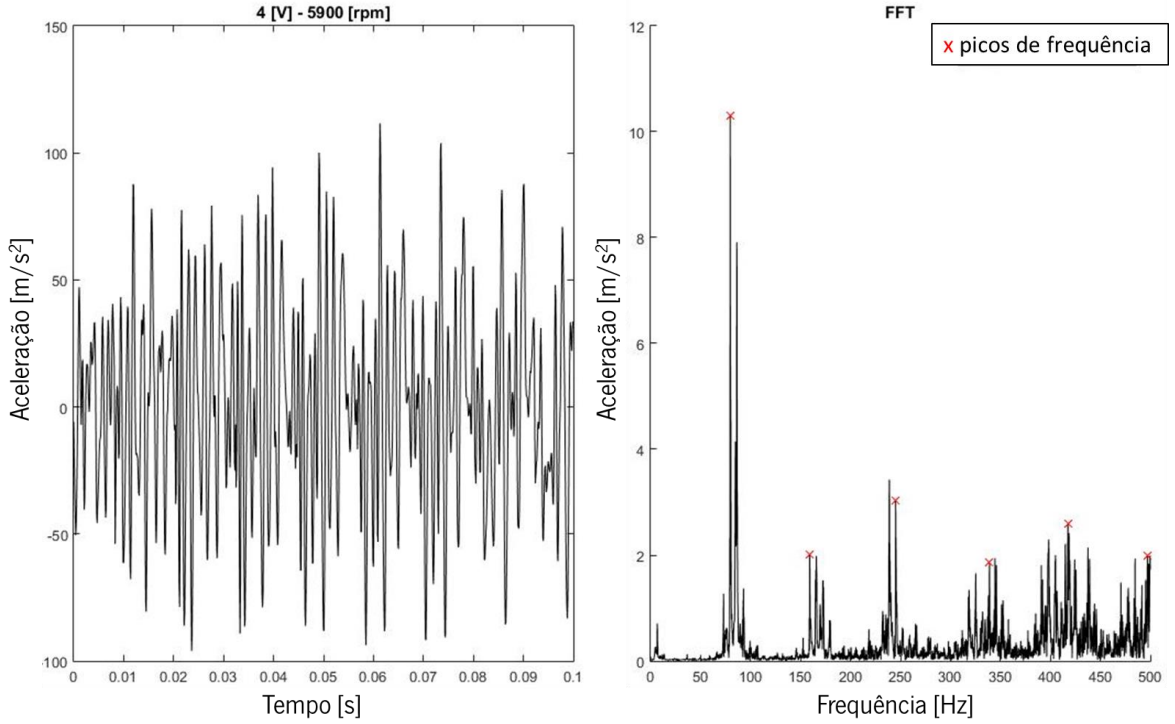


Figura 76 - Resultados obtidos para o eixo x do protótipo 2 a uma tensão de 4 V na mão masculina.

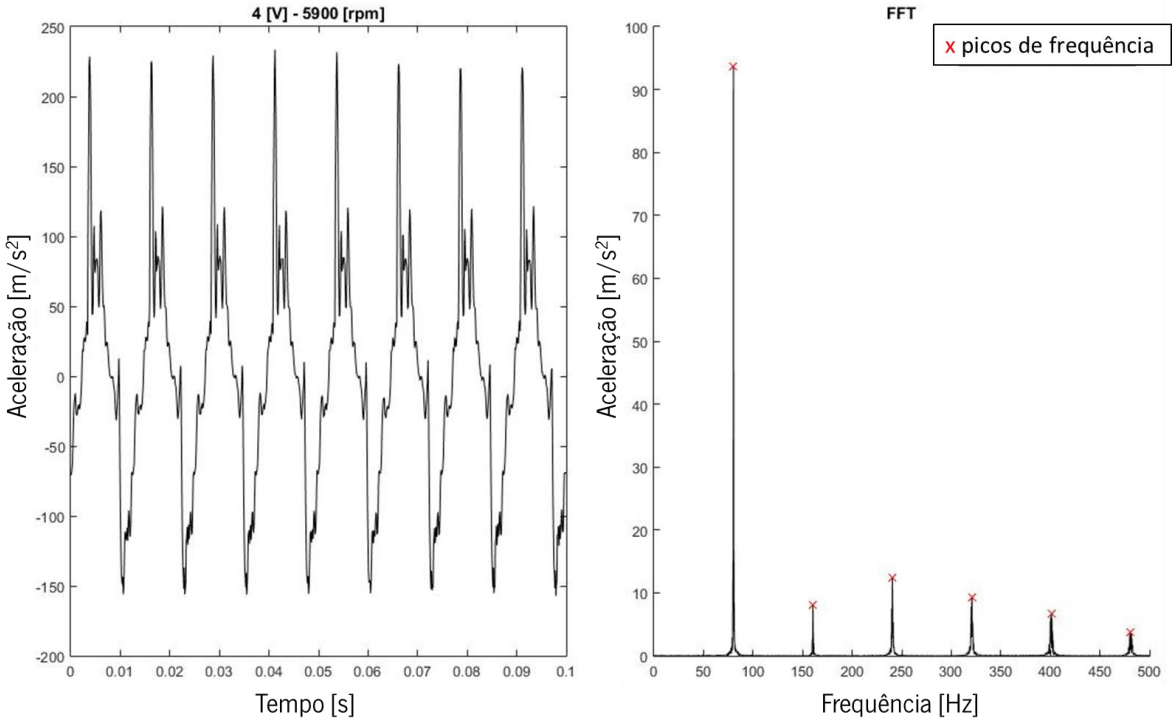


Figura 77 - Resultados obtidos para o eixo y do protótipo 2 a uma tensão de 4 V na mão masculina.

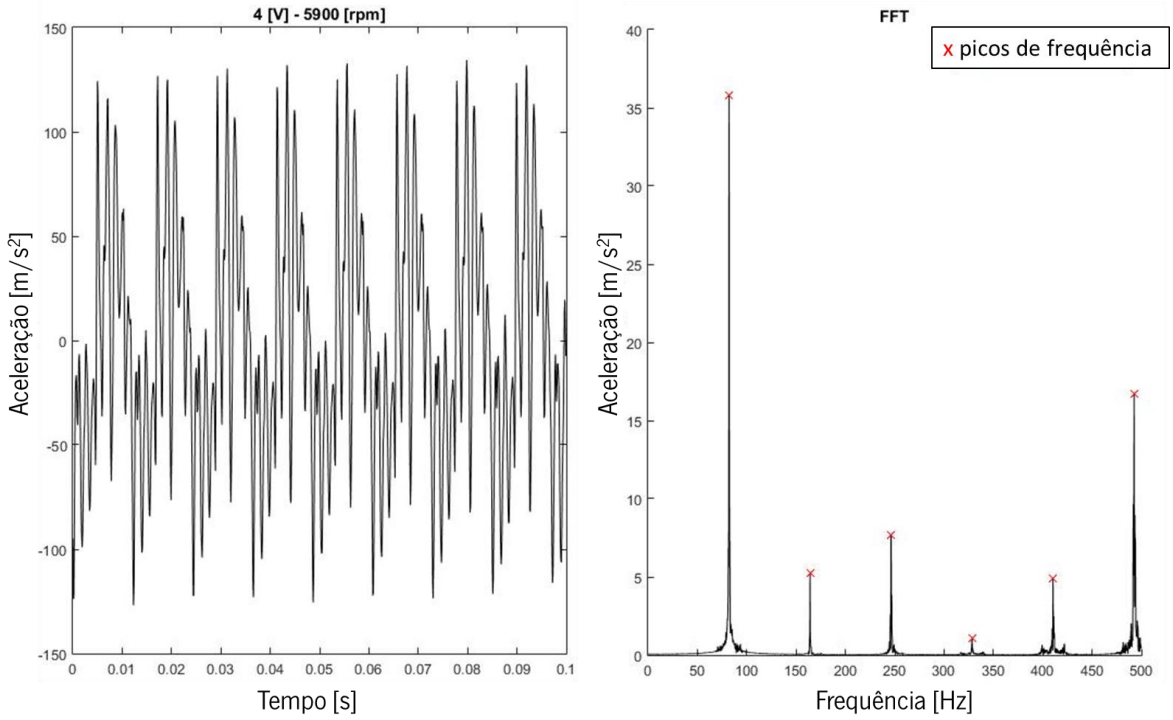


Figura 78 - Resultados obtidos para o eixo z do protótipo 2 a uma tensão de 4 V na mão masculina.

Realizando uma análise geral aos resultados obtidos, por observação das Figuras 71 a 78 e das Figuras 79 a 94 do Anexo X verifica-se que tanto para o protótipo 1 como para o protótipo 2 e para a mão feminina e masculina existe uma tendência geral para os valores das acelerações aumentarem com o aumento da tensão de alimentação dos motores em qualquer dos eixos medidos, sendo a tensão de alimentação de 0.5 V a que manifesta acelerações menores e a tensão de 4 V a que apresenta maiores acelerações. Além disso, os picos de frequência obtidos também têm tendência a aumentar a sua amplitude (ou energia de vibração) com o aumento da tensão de alimentação dos motores. Para além disso, verifica-se que para tensões de alimentação baixas, esses picos de frequência para além de possuírem uma resposta de menor amplitude, ocorrem a frequências menores. Por sua vez, a tensões elevadas os picos ocorrem a frequências superiores. Desta forma, é sugerido que o aumento da tensão de alimentação provoca um aumento das frequências naturais do dispositivo.

No protótipo 1, uma vez que as medições apenas foram realizadas num eixo, não foi possível aferir qual foi o eixo principal do movimento. No entanto pressupõe-se que foi no eixo no qual foram realizadas as medições, ou seja, na direção do raio do dispositivo (a direção não medida seria a do comprimento do dispositivo). Por sua vez, no protótipo 2, verifica-se que o eixo x é o que apresenta menores acelerações. No entanto, não é consensual qual dos eixos y e z constituem o eixo principal do movimento, pelo que se considera que a vibração ocorre principalmente nestes dois eixos.

Além disso, verifica-se que as acelerações obtidas versus tempo parecem ser superiores na mão

masculina. Relativamente aos picos de frequência verifica-se que o espetro dos mesmos é semelhante na mão masculina e na mão feminina, apenas existem diferenças nas amplitudes dos mesmos. Quando as amplitudes são menores significam que o indivíduo agarrou com mais força o dispositivo, causando um maior amortecimento e diminuindo a amplitude. Normalmente, os homens têm tendência para agarrar com mais força o dispositivo do que as mulheres. Estas últimas, por norma, apresentam menor força. De acordo com a literatura, estas diferenças poderão ser explicadas pela magnitude de vibração, pela frequência de vibração, pela natureza do contacto e pelas diferenças interindividuais (Mansfield, 2005, p. 90).

No protótipo 1, na mão feminina, os primeiros picos de frequências ocorreram a uma tensão de alimentação dos motores de 0.5 V, a uma frequência de 12.4 Hz, valor que pode ser usado para a reabilitação do pulso, pois não coincide com as frequências de ressonância de 20 Hz a 70 Hz envolvidas nesta zona corporal (Duarte et al., 2002). Por sua vez, na mão masculina os primeiros picos de frequências ocorrem a uma tensão de alimentação de 0.5 V, a uma frequência de 12.8 Hz, valor também indicado para o tratamento do pulso, pois não coincide com as frequências de ressonância do corpo humano da mão e do braço (Duarte et al., 2002).

No protótipo 2, na mão feminina, os picos de frequências obtidos também ocorrem a frequências superiores à medida que a tensão aumenta nos três eixos. Os primeiros picos de frequências ocorreram a uma tensão de 0.5 V nos eixos x, y e z, a frequências de 12.4 Hz, 10.4 Hz e 14.0 Hz, respetivamente. Do mesmo modo, na mão masculina, os picos de frequências também ocorreram a frequências superiores com o aumento da tensão de alimentação dos motores nos três eixos. Os primeiros picos de frequências ocorreram a uma tensão de 0.5 V nos três eixos, a frequências de 0.8 Hz, 13.2 Hz e 11.6 Hz, para os eixos x, y e z, respetivamente. Tanto os valores da mão masculina como os da mão feminina não coincidem com as frequências de ressonância da mão e do braço (Duarte et al., 2002).

Para a tensão de alimentação de 2.5 V, observando as Tabelas 45 a 47, verifica-se que as primeiras frequências obtidas para qualquer um dos protótipos e para qualquer eixo medido, são todas coincidentes com as frequências de ressonância da mão e do braço e, como tal, não adequadas para a reabilitação do pulso (Duarte et al., 2002).

Quanto à amplitude dos picos de frequências, amplitudes elevadas significam que a resposta foi aumentada. Por outro lado, amplitudes reduzidas significam que ocorreu uma atenuação da resposta provocada pela mão no dispositivo. Assim, quanto maior a amplitude dos picos de frequência, menor foi a atenuação provocada pela mão. Em regra geral, a amplitude dos picos de frequências aumentou com o aumento da tensão de alimentação, tal como já mencionado. Assim, um aumento da tensão provoca

uma amplificação da resposta, sofrendo cada vez menos atenuação. Os picos dominantes, em geral, corresponderam às primeiras frequências obtidas, pois são os que apresentam uma resposta de maior amplitude.

De seguida, passa-se a uma análise mais detalhada dos resultados obtidos para uma tensão de alimentação de 4 V. A escolha desta deve-se ao facto de ser a tensão de alimentação dos motores e, como tal, é importante perceber o que ocorre com a mesma. Os resultados obtidos encontram-se nas Figuras 71 a 78 e nas Tabelas 45 a 47, para os diferentes protótipos, eixos e mãos masculina e feminina.

Na tensão de 4 V também se verificam diferenças na amplitude (energia de vibração) dos picos de frequência da mão masculina em relação à mão feminina, embora o espetro de frequências seja semelhante entre ambos. Estas oscilações podem resultar de mudanças no aperto do dispositivo aquando das medições. Este acontecimento pode resultar, em certos casos, da realização de uma maior força por parte do sexo masculino para agarrar o dispositivo do que o sexo feminino, característica intrínseca da população geral. Assim, quando o sujeito realiza uma maior força para agarrar o dispositivo, maiores são as acelerações transmitidas ao mesmo. No entanto, uma vez que os ensaios apenas foram realizados numa amostra de 1 pessoa para ambos os casos, não poderão ser extrapolados como tendência geral da população, pois os seres humanos divergem em múltiplos aspetos entre si. De acordo com a literatura, estas diferenças poderão ser explicadas pela magnitude de vibração, pela frequência de vibração, pela natureza do contacto e pelas diferenças interindividuais (Mansfield, 2005, p. 90).

Para o protótipo 1, a uma tensão de alimentação dos motores de 4 V, o primeiro pico de frequência ocorreu a 84.0 Hz para a mão feminina e a 82.2 Hz para a mão masculina. Para o protótipo 2, para a mesma tensão de alimentação, na mão feminina, os primeiros picos de frequências ocorreram a 83.2 Hz, 78.4 Hz e 84.0 Hz para os eixos x, y e z, respetivamente. Por sua vez, na mão masculina, estes ocorrem a 79.6 Hz, 80.2 Hz e 82.2 Hz, respetivamente. De acordo com a literatura, as frequências de ressonância da mão e do braço situam-se numa faixa de 20 Hz a 70 Hz (Duarte et al., 2002). Deste modo, verifica-se que todos os picos de frequências obtidos para uma tensão de 4 V não coincidem com os valores das frequências de ressonância da zona corporal respetiva e, como tal, uma mais-valia para o processo de reabilitação do pulso. Neste estudo, pretendia-se que as frequências obtidas fossem tão baixas quanto possível, mas superiores a 70 Hz e, de facto, foi o que se obteve. Os valores de frequências mencionados correspondem aos picos de frequências dominantes obtidos e também os que ocorrem a frequências mais baixas, o que de facto é vantajoso. Os restantes picos correspondem a harmónicos dos primeiros. Estes resultados também se encontram em concordância com os resultados obtidos nos pacientes, que foram benéficos em todos os parâmetros avaliados em ambos os protótipos.

De acordo com a literatura analisada, a gama de frequências utilizadas neste estudo foi bastante superior às utilizadas por Brewin et al. (2017), Huang et al. (2017), Thompson et al. (2015) e Pamukoff et al. (2016), que se situou entre os 30 Hz e os 50 Hz. No entanto, também se a gama fosse da natureza da utilizada por estes autores seria coincidente com as frequências de ressonância da mão e do braço. No entanto, Camerota et al. (2017) já utilizou uma frequência de 100 Hz, não coincidente com as frequências de ressonância da mão e do braço, embora o seu estudo não tenha sido realizado para o caso da articulação do pulso. Em particular, Brewin et al. (2017), que também recorreram à terapia vibratória para a reabilitação do pulso, no dispositivo da qual conheciam a frequência de vibração, verificaram frequências de 30 Hz a 50 Hz, que se encontram na gama de frequências contraindicada já mencionada. Pelo contrário, no estudo aqui realizado foram verificadas frequências não coincidentes com as frequências de ressonância da mão e do braço, aspeto positivo do trabalho.

Comparando com os resultados obtidos da simulação numérica, verifica-se que o espetro de frequências obtido da análise das acelerações é bastante inferior ao previsto pela simulação numérica. Além disso, os valores de frequências naturais obtidos para o protótipo 1 e para o protótipo 2 são semelhantes entre si, ao contrário do previsto pela simulação numérica. Mais uma vez, esta diferença de resultados deve-se ao facto de as simulações terem sido realizadas em alumínio 6063-T83, diferindo dos materiais com os quais os protótipos foram construídos. Além disso, nas simulações também não foi considerado o efeito da rotação das massas excêntricas através dos motores. Assim, uma vez que a análise realizada foi estática também pode ter influenciado os resultados obtidos nas simulações.

7.3.2. Cálculo da exposição diária

Para o cálculo da exposição diária à vibração, o ensaio das vibrações poderia ter sido realizado sem nenhuma mão a segurar os dispositivos para a não ocorrência de interferências no estudo. No entanto, esta também é uma simulação mais próxima do que acontece na realidade, pois em qualquer caso, o dispositivo destina-se à utilização por parte do paciente, nomeadamente na sua mão, existindo assim um fator de amortecimento das vibrações.

Assim, procedeu-se à medição das acelerações resultantes de quando uma mão feminina e uma mão masculina agarram o dispositivo. Repare-se que os terapeutas aconselharam um tempo de exposição entre os 15 minutos e os 30 minutos à terapia de vibração. No entanto, nesta primeira fase experimental apenas se realizaram terapias de 15 minutos, com exceção de uma paciente que foi de 5 minutos. Para os cálculos foi considerada uma tensão de alimentação de 4 V, uma vez que é a tensão estipulada pelo microcontrolador para alimentação dos motores.

Para o cálculo da exposição diária realizou-se a média quadrática dos valores obtidos de acelerações para cada eixo. Assim, com esses valores médios foi possível calcular o valor de aceleração resultante para a exposição diária. Para a mão feminina no protótipo 2, de acordo com as equações 6 e 7, tem-se que:

$$a_{hv} = \sqrt{47{,}27^2 + 55{,}69^2 + 72{,}57^2} = 102{,}97 \text{ m/s}^2$$

$$A(8) = 102{,}97 \times \sqrt{\frac{15 \times 60}{28800}} = 18{,}20 \text{ m/s}^2$$

Deste modo, verifica-se que o valor resultante foi de 18,20 m/s², encontrando-se bastante acima do valor limite de exposição de 5,0 m/s², estabelecido pelo Decreto-Lei n.º 46/2006 (24 de fevereiro). No entanto, deve-se ter em consideração que este valor é respeitante a valores de exposição diária a ferramentas vibratórias no trabalho, pelo que não se encontra propriamente direcionado para fins terapêuticos.

Posteriormente, calculou-se a exposição diária para uma mão masculina. Desta forma, de acordo com as equações 6 e 7 tem-se que:

$$a_{hv} = \sqrt{39{,}34^2 + 79{,}53^2 + 59{,}62^2} = 106{,}90 \text{ m/s}^2$$

$$A(8) = 106{,}90 \times \sqrt{\frac{15 \times 60}{28800}} = 18{,}90 \text{ m/s}^2$$

Assim, para o caso da mão masculina, repara-se que o valor de aceleração da exposição diária obtido também é superior ao valor limite de exposição de 5,0 m/s². Além disso, o valor obtido para o caso masculino foi superior ao feminino. Deste modo, verifica-se que a forma como o dispositivo é agarrado tem influência na exposição do indivíduo à vibração, que mais uma vez está dependente da magnitude de vibração, da frequência de vibração, da natureza do contacto e das diferenças interindividuais (Mansfield, 2005, p. 90).

Desta forma, esta será uma variável de difícil medição, pois diferentes pessoas podem agarrar os dispositivos de diferentes formas, com menor ou maior força, influenciando a vibração que é transmitida ao seu sistema mão-braço.

Em termos médios para a mão feminina e masculina, de acordo com as equações 6 e 7 tem-se que:

$$a_{hv} = \sqrt{43{,}30^2 + 67{,}61^2 + 66{,}10^2} = 104{,}00 \text{ m/s}^2$$

$$A(8) = 104{,}00 \times \sqrt{\frac{15 \times 60}{28800}} = 18{,}38 \text{ m/s}^2$$

Assim, a nível médio, o valor de exposição obtido também ultrapassa o valor limite de exposição. Porém, deve-se considerar-se que os testes realizados foram de carácter experimental e, como tal,

pretendeu-se levar ao extremo a terapia vibratória. Para combater este problema, poder-se-ia baixar a tensão de alimentação dos motores. No entanto, provavelmente entrar-se-ia numa faixa de frequências coincidente com as frequências de ressonância da mão e do braço, a menos que se usasse uma tensão tão baixa como 0,5 V. Outra possibilidade seria a redução do tempo de exposição. Deste modo, de forma a cumprir com os requisitos estabelecidos, no futuro os pacientes deverão ser submetidos a uma terapia diária de 1 minuto. De acordo com a equação 7, para um tempo de exposição de 1 minuto, em termos médios tem-se:

$$A(8) = 104{,}00 \times \sqrt{\frac{60}{28800}} = 4{,}88 \text{ m/s}^2$$

Assim, com uma terapia de 1 minuto o valor de aceleração para a exposição diária obtida já se encontra dentro do limite estabelecido.

Para a mão feminina, de acordo com a equação 7, tem-se que:

$$A(8) = 102{,}97 \times \sqrt{\frac{60}{28800}} = 4{,}70 \text{ m/s}^2$$

Deste modo, também para a mão feminina o valor de aceleração obtido cumpre os requisitos.

Considerando o caso mais elevado, ou seja, da mão masculina, de acordo com a equação 7 tem-se:

$$A(8) = 106{,}90 \times \sqrt{\frac{60}{28800}} = 4{,}88 \text{ m/s}^2$$

Deste modo, mesmo para o caso mais elevado, o valor de exposição diária mantém-se abaixo dos 5,0 m/s^2.

No futuro, deverão ser realizadas várias medições em diferentes mãos, de forma a perceber como as acelerações são influenciadas, pois apenas uma pessoa de cada sexo não é suficiente para determinar características gerais da população.

Além disso, convém ressaltar que um paciente com patologia ao nível do pulso apresenta o mesmo debilitado e, como tal, provavelmente não agarrará com grande força os dispositivos. Desta forma, pode diminuir a vibração que lhe é transmitida, influenciando os valores de exposição diária à vibração.

De realçar que apenas foram realizados cálculos para o protótipo 2, uma vez que no protótipo 1 apenas foi possível a medição dos valores de aceleração em apenas um eixo. Desta forma, no protótipo 1 não foi possível saber se esse seria o eixo dominante do movimento, e para efeitos de cálculo devem ser consideradas, pelo menos, as acelerações do eixo principal onde se verifica a ocorrência do movimento.

8. Conclusões e trabalhos futuros

Com o estudo realizado foi possível perceber que a terapia vibratória utilizada promove o ganho articular de todos os movimentos do pulso e antebraço, constituindo assim uma importante componente terapêutica do processo de reabilitação. Quando usada em conjunto com a fisioterapia, nos movimentos de flexão, extensão, desvio radial, desvio cubital, pronação e supinação permitiu ganhos articulares de 17,33º, 16,50º, 5,20º, 8,50º, 27,50º e 13,40º no sexo feminino, respetivamente. No sexo masculino proporcionou ganhos articulares de 14,67º, 12,33º, 5,00º e 10,00º nos movimentos de flexão, extensão, desvio radial e desvio cubital, respetivamente. Quando usada de forma isolada, ou seja, apenas com uma única sessão de terapia vibratória a contribuir para o ganho articular e sem a interferência da fisioterapia, permitiu ganhos articulares significativos de 4,83º na flexão, 5,33º na extensão, 2,40º no desvio radial, 3,33º no desvio cubital, 7,00º na pronação e 3,80º na supinação, no sexo feminino. No sexo masculino permitiu 4,33º na flexão, 2,33º na extensão, 2,00º no desvio radial e 2,33º no desvio cubital.

Além disso, em todos os parâmetros avaliados foi obtido um *feedback* bastante satisfatório por parte dos pacientes, sendo quase todos avaliados entre o bom e o excelente. Assim, os pacientes avaliaram favoravelmente a terapia e ainda a recomendariam a outras pessoas. Estas impressões favoráveis foram corroboradas pelos terapeutas.

Com o estudo em questão foi, ainda, possível perceber que os dispositivos desenvolvidos apresentam não só valor terapêutico para o pulso, como para toda a estrutura envolvente, incluindo os dedos das mãos. Além disso, os dispositivos podem não só ser usados em processos de reabilitação, como também no fortalecimento muscular em atividades desportivas.

Neste estudo, foi possível perceber que a nível experimental os resultados de ambos os protótipos foram muito idênticos, apesar de existir uma pequena tendência para maiores amplitudes articulares com o protótipo 2 do que com o protótipo 1. O protótipo 2 demonstrou maior valor terapêutico quando usado numa fase posterior ao protótipo 1. Os resultados diferem, ainda, em diversos aspetos consoante o sexo dos pacientes. Além disso, o número de pacientes do sexo masculino em estudo foi bastante reduzido, o que também influenciou os resultados. Os resultados experimentais também foram afetados pelas diversas variáveis intervenientes no estudo, desde diferentes patologias, idades, número de sessões de fisioterapia até ao momento, lado da patologia, ocorrência ou não de cirurgia e historial clínico. Desta forma, apenas foi possível observar ganhos articulares gerais para o sexo feminino e masculino e não focalizados para cada uma dessas variáveis, embora até mesmo nestes não existam tendências concretas.

Os resultados obtidos da análise das acelerações evidenciaram que a forma como o dispositivo é agarrado e apertado tem influência nas acelerações que são transmitidas ao paciente, com repercussões diretas na exposição diária à vibração. Além disso, a tensão de alimentação dos motores influencia os valores de acelerações obtidos, bem como os picos de frequências das mesmas. Os valores de frequências naturais obtidas para a tensão de alimentação de 4 V dos motores encontram-se numa gama de frequências não coincidente com as frequências de ressonância da mão e do braço. Além disso, esses valores não são elevados, aspeto positivo do trabalho. Desta forma, percebe-se que os resultados obtidos dos testes, tanto em terapeutas como em pacientes, entram em concordância com os resultados obtidos da medição das acelerações.

Relativamente à exposição diária, os valores obtidos resultantes da utilização do protótipo 2 ainda se encontram demasiado elevados (18,20 m/s^2 para o sexo feminino e 18,90 m/s^2 para o sexo masculino). No entanto, deve ser notado que os valores máximos estabelecidos são relativos a trabalhadores, não se encontrando diretamente relacionados com processos de reabilitação.

Os resultados obtidos da simulação numérica demonstraram uma clara evidência para frequências naturais mais baixas do modelo 2 do que do modelo 1, sem comprometer as frequências de ressonância do corpo humano. Assim, a forma de haltere será de facto a mais apropriada para o estudo em questão. Além disso, é sugerido que o aumento do comprimento tubular influencia inversamente as frequências naturais obtidas, pelo que comprimentos maiores apresentam menores frequências naturais. Porém, a gama de frequências obtida nas simulações não foi coincidente com a que se obteve na prática, em resultado não só do material usado como das próprias simplificações consideradas na mesma. O primeiro modo de vibração obtido foi o de flexão, sendo o modo pretendido.

Em suma, com os trabalhos realizados foi possível encontrar uma geometria ótima para a reabilitação do pulso, que consiste numa pega cilíndrica e na forma de haltere conjugadas no mesmo dispositivo, sendo esta última importante para a aceitabilidade dos pacientes. Assim, os protótipos desenvolvidos, em particular o protótipo 2, poderão ser uma solução promissora, tanto no auxílio da reabilitação do pulso, como em processos de fortalecimento e relaxamento muscular. Em termos de reabilitação permite não só o ganho de amplitude articular, como a melhoria da força, alívio da dor, relaxamento muscular, melhoria da sensibilidade e propriocetividade, bem como do movimento de preensão. Desta forma, consiste numa solução multifacetada capaz de auxiliar o paciente em diversas componentes de reabilitação. Além disso, nesta fase também poderá ser utilizado o haltere para a realização de movimentos ativos por parte dos pacientes, não se limitando o processo terapêutico apenas à movimentação passiva.

Como trabalhos futuros, pretende-se desenvolver um novo protótipo, com as características do protótipo 2, mas em materiais próprios para a produção, dado ser a forma que promove um maior ganho articular. Uma vez chegada à solução ideal, poder-se-á idealizar todo o conceito inicialmente proposto, desde o suporte, fitas em velcro, semiesferas rotativas e esponjas de diferentes massas volúmicas. Além disso, a arquitetura do sistema de controlo dever-se-á encontrar no interior do haltere.

O dispositivo a desenvolver deverá provocar acelerações dentro do limite estipulado de exposição diária. Deste modo, ensaios futuros deverão reduzir o tempo da terapia de vibração para 1 minuto e aumentar o número de dias de terapia, podendo mesmo ser efetuada durante todo o processo de reabilitação. Desta forma, o dispositivo vibratório poderá funcionar como um complemento à reabilitação tradicional do pulso.

Além disso, pretende-se realizar uma comparação entre os pacientes que na sua terapia de reabilitação utilizam o dispositivo proposto e os pacientes que não o utilizam, de forma a perceber se existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos, não só em termos de ganho articular, como de força, sensibilidade e tempo de recuperação.

Como trabalhos futuros pode, ainda, ser realizada uma análise das vibrações que percorrem o braço, de forma a perceber as atenuações que as mesmas vão sofrendo.

A par destes trabalhos, poder-se-á realizar um estudo de acelerações em diferentes pessoas de ambos os sexos, de forma a obter resultados mais abrangentes e generalizados, ao invés de se focalizar em resultados específicos para determinadas pessoas. Assim, será possível uma melhor perceção acerca de qual a influência que o sexo de um indivíduo tem no aperto do dispositivo e, consequentemente, na transmissão de vibrações ao próprio. Além disso, poderá também ser realizada uma medição das acelerações sem nenhuma mão a segurar o dispositivo, de modo a verificar as diferenças com a presença da mesma.

Nos trabalhos futuros poderão ser realizadas novas simulações, de carácter dinâmico e com mais detalhe para o dispositivo. Nestas poderão ser avaliados outros parâmetros, como por exemplo, a influência da espessura da parede do dispositivo e de outras variáveis.

Uma vez obtido um protótipo final, dever-se-ão realizar ensaios sistemáticos em pacientes de ambos os sexos, de forma a oferecer uma maior sustentação à solução proposta. Além disso, deverá ser calculado o custo desta solução, bem como o preço que a mesma poderá ter no mercado, de modo a analisar a sua viabilidade económica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aabdallah, I. B., Bouteraa, Y., & Rekik, C. (2016). Design of smart robot for wrist rehabilitation. *International Journal on Smart Sensing & Intelligent Systems*, *9*(2), 1029-1053.

Akshay, M., Latt, W. T., Tan, H. G., Tan, U. X., Shee, C. Y., & Ang, W. T. (2007). Design and implementation of a mechatronic device for wrist and elbow rehabilitation. In *Proceedings of the 1st international convention on Rehabilitation engineering & assistive technology: in conjunction with 1st Tan Tock Seng Hospital Neurorehabilitation Meeting* (pp. 212-215). ACM.

Allington, J., Spencer, S. J., Klein, J., Buell, M., Reinkensmeyer, D. J., & Bobrow, J. (2011). Supinator Extender (SUE): a pneumatically actuated robot for forearm/wrist rehabilitation after stroke. In *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, Annual International Conference of the IEEE* (pp. 1579-1582). IEEE.

Angermann, P., & Lohmann, M. (1993). Injuries to the hand and wrist. A study of 50,272 injuries. *The Journal of Hand Surgery: British & European Volume*, *18*(5), 642-644.

Ayudas Dinámicas (s.d.). Bloques de espuma 'Rolyan'. *Ayudas Dinámicas®.* Disponível em: http://www.ayudasdinamicas.com/bloques-de-espuma-rolyan/ (acedido em 5 de maio de 2017).

Baker, E. L. (1998). *U.S. Patent No. 5,788,607*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

Barroso, M. P., Arezes, P. M., da Costa, L. G., & Miguel, A. S. (2005). Anthropometric study of Portuguese workers. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *35*(5), 401-410.

Barroso, P. N. (2007). Análise da variação angular funcional da articulação trapeziometacarpiana.

Barter, J. T., Emanuel, I., & Truett, B. (1957). A statistical evaluation of joint range data. *Wright air development center.*

Bartlett, N. W., Lyau, V., Raiford, W. A., Holland, D., Gafford, J. B., Ellis, T. D., & Walsh, C. J. (2015). A Soft Robotic Orthosis for Wrist Rehabilitation. *Journal of Medical Devices*, *9*(3), 030918.

Bennett, M. (2002). *U.S. Patent No. 6,443,874*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

Berger, R. A. (1996). The anatomy and basic biomechanics of the wrist joint. *Journal of hand therapy*, *9*(2), 84-93.

Bernard, B., & Britto, P. I. (2016). Design Analysis and Manufacturing of Device for Rehabilitation of Hand Fingers Based on Illusionary Movements by Tendon Vibrations. In *CAD/CAM, Robotics and Factories of the Future* (pp. 217-228). Springer, New Delhi.

Biasoli, M. C. (2007). Tratamento fisioterápico na terceira idade. *Rev Bras Med*, *64*(11), 62-68.

Bily, W., Franz, C., Trimmel, L., Loefler, S., Cvecka, J., Zampieri, S., Kasche, W., Sarabon, N., Zenz, P. & Kern, H. (2016). Effects of leg-press training with moderate vibration on muscle strength, pain, and function after total knee arthroplasty: a randomized controlled trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *97*(6), 857-865.

Bishop, A. T., & Beckenbaugh, R. D. (1988). Fracture of the hamate hook. *The Journal of hand surgery*, *13*(1), 135-139.

Braga, C. A. D. C. (2012). Exposição ocupacional a vibrações no sistema mão-braço no sector da construção.

Branco, P. S., Medeiros, L. S., Tomás, R., Cláudio, S., Almeida, S., & Carvalho, T. E. (2008). *Temas de Reabilitação: Ortóteses e Outras Ajudas Técnicas*. Servier.

Brewin, M. P., Bexon, C. J., & Tucker, S. C. (2017). A case report on the use of vibration to improve soft tissue extensibility after major trauma. *Journal of Hand Therapy*, *30*(2017), 367-371.

Brotzman, S. B., & Wilk, K. E. (2003). Clinical orthopaedic rehabilitation. Philadelphia, PA: Mosby.

Camerota, F., Celletti, C., Di Sipio, E., De Fino, C., Simbolotti, C., Germanotta, M., Mirabella, M., Padua, L., & Nociti, V. (2017). Focal muscle vibration, an effective rehabilitative approach in severe gait impairment due to multiple sclerosis. *Journal of the neurological sciences*, *372*, 33-39.

Carlson, J. D. (2000). *U.S. Patent No. 6,117,093*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

Carter, S. R., & Aldridge, M. J. (1988). Stress injury of the distal radial growth plate. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, *70*(5), 834-836.

Chang, S. (1995). *U.S. Patent No. 5,425,690*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

Chen, H., Ou, H., & Chen, H. (2015). A Method for Rehabilitation of Hand Dysfunction by Cyber Glove. *5th International Conference on Advanced Engineering Materials and Technology* (pp. 393-396).

Christiansen, B. A., & Silva, M. J. (2006). The effect of varying magnitudes of whole-body vibration on several skeletal sites in mice. *Annals of biomedical engineering*, *34*(7), 1149-1156.

Colombo, R., Pisano, F., Mazzone, A., Delconte, C., Micera, S., Carrozza, M. C., Dario, P. & Minuco, G. (2007). Design strategies to improve patient motivation during robot-aided rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *4*(1), 3.

Cordo, P., Lutsep, H., Cordo, L., Wright, W. G., Cacciatore, T., & Skoss, R. (2009). Assisted movement with enhanced sensation (AMES): coupling motor and sensory to remediate motor deficits in chronic stroke patients. *Neurorehabilitation and neural repair*, *23*(1), 67-77.

D'Auria, D., Persia, F., & Siciliano, B. (2016). Human-Computer Interaction in Healthcare: How to Support Patients during Their Wrist Rehabilitation. In *Semantic Computing (ICSC), IEEE Tenth International Conference on* (pp. 325-328). IEEE.

Decreto-Lei n.º 46/2006 (24 de fevereiro). Prescrições mínimas de protecção da saúde e segurança dos trabalhadores em caso de exposição aos riscos devidos a agentes físicos (vibrações).

Delden, A. L. E. Q. V., Peper, C. L. E., Kwakkel, G., & Beek, P. J. (2012). A systematic review of bilateral upper limb training devices for poststroke rehabilitation. *Stroke research and treatment*, 2012, 1-17.

Dell, P. C. (1992). Traumatic disorders of the distal radioulnar joint. *Clinics in sports medicine*, *11*(1), 141-159.

De Smet, L., Claessens, A., Lefevre, J., & Beunen, G. (1994). Gymnast wrist: an epidemiologic survey of ulnar variance and stress changes of the radial physis in elite female gymnasts. *The American journal of sports medicine*, *22*(6), 846-850.

Ding, M., Ueda, J., & Ogasawara, T. (2008). Pinpointed muscle force control using a power-assisting device: System configuration and experiment. In *Biomedical Robotics and Biomechatronics. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on* (pp. 181-186). IEEE.

Drake, R. L., Mitchell, A. W., & Vogl, W. (2005). *Gray's anatomia para estudantes*. Elsevier Brasil.

Drugă, C., Barbu, D., & Lache, S. (2007). Vibration and the human body. *Fascicle of Management and Technological Engineering*, *6*(16), 168-173.

Duarte, M. L. M., Misael, M. R., & Freitas Filho, L. E. (2002). Experimental evaluation of vibration comfort for a residential environment. In *IMAC-XX: Conference & Exposition on Structural Dynamics* (Vol. 4, pp. 1376-1377). Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers.

Dutton, M. (2008). Orthopaedic examination, evaluation, and intervention. New York: McGraw-Hill Medical.

Eisman, J. A. (2001). Good, good, good... good vibrations: the best option for better bones?. *The Lancet*, *358*(9297), 1924-1925.

Ekenstam, F. W. af, Palmer, A. K., & Glisson, R. R. (1984). The load on the radius and ulna in different positions of the wrist and forearm: a cadaver study. *Acta orthopaedica Scandinavica*, *55*(3), 363-365.

Elstrom, J., Virkus, W., & Pankovich, A. (2006). *Handbook of fractures*. McGraw Hill Professional. 3ª edição.

Fritton, S. P., McLeod, K. J., & Rubin, C. T. (2000). Quantifying the strain history of bone: spatial uniformity and self-similarity of low-magnitude strains. *Journal of biomechanics*, *33*(3), 317-325.

Fulcher, S. M., Kiefhaber, T. R., & Stern, P. J. (1998). Upper-extremity tendinitis and overuse syndromes in the athlete. *Clinics in sports medicine*, *17*(3), 433-448.

Garneau, C. J., & Parkinson, M. B. (2012). Optimization of product dimensions for discrete sizing applied to a tool handle. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *42*(1), 56-64.

Garratt, B. J. (2009). The development of a wrist rehabilitation device for movement therapy.

Gibney, J. (1996). *U.S. Patent No. 5,492,525*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

Griffin, M. J. (1990). Handbook of Human Vibration (Academic, London). *Chap*, *3*, 53-71.

Gupta, A., & O'Malley, M. K. (2006). Design of a haptic arm exoskeleton for training and rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, *11*(3), 280-289.

Gupta, A., O'Malley, M. K., Patoglu, V., & Burgar, C. (2008). Design, control and performance of RiceWrist: a force feedback wrist exoskeleton for rehabilitation and training. *The International Journal of Robotics Research*, *27*(2), 233-251.

Hasegawa, Y., Mikami, Y., Watanabe, K., & Sankai, Y. (2008). Five-fingered assistive hand with mechanical compliance of human finger. In *Robotics and Automation. IEEE International Conference on* (pp. 718-724). IEEE.

Heo, P., Gu, G. M., Lee, S. J., Rhee, K., & Kim, J. (2012). Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, *13*(5), 807-824.

Hesse, S., Schulte-Tigges, G., Konrad, M., Bardeleben, A., & Werner, C. (2003). Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *84*(6), 915-920.

Hopkins, R. B., & Sieller, R. T. (2005). *U.S. Patent No. 6,866,646*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

Howse, C. M. (1994). Wrist injuries in sport. *Sports medicine*, *17*(3), 163-175.

Hsieh, W. M., Hwang, Y. S., Chen, S. C., Tan, S. Y., Chen, C. C., & Chen, Y. L. (2016). Application of the Blobo bluetooth ball in wrist rehabilitation training. *Journal of physical therapy science*, *28*(1), 27-32.

Huang, Y., Luan, H., Sun, L., Bi, J., Wang, Y., & Fan, Y. (2017). Local vibration enhanced the efficacy of passive exercise on mitigating bone loss in hindlimb unloading rats. *Acta Astronautica*, *137*, 373-381.

Instruments, N. (2017a). NI CB-68LP. *National Instruments*. Disponível em: http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/pt/nid/1187 (acedido em 22 de outubro de 2017).

Instruments, N. (2017b). NI PCI-6251. *National Instruments*. Disponível em: http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/pt/nid/14124 (acedido em 22 de outubro de 2017).

ISO 2631-1 (1997). Mechanical vibration and shock-Evaluation of human exposure to whole-body vibration-Part 1: General requirements. *International Organization for Standardization*.

ISO 5349-1 (2001). Mechanical vibration—measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration—part 1: general requirements. *International Organization for Standardization*.

Johnell, O., & Eisman, J. (2004). Whole lotta shakin'goin'on. *Journal of Bone and Mineral Research*, *19*(8), 1205-1207.

Kapandji, I. A. (1970). Annotated diagrams of the mechanics of the human joints. *The Physiology of the Joints*, *1*, 1-71.

Kawasaki, H., Ito, S., Ishigure, Y., Nishimoto, Y., Aoki, T., Mouri, T., Sakaeda, H., & Abe, M. (2007). Development of a hand motion assist robot for rehabilitation therapy by patient self-motion control. In *Rehabilitation Robotics. IEEE 10th International Conference on* (pp. 234-240). IEEE.

Kinetec (s.d.). Kinetec Maestra. *Kinetic® professional rehabilitation*. Disponível em: http://kinetecuk.com/categories/continuous-passive-motion/hand-and-wrist/kinetec-maestra/kinetec-maestra (acedido em 6 de maio de 2017).

Kocher, M. S., Waters, P. M., & Micheli, L. J. (2000). Upper extremity injuries in the paediatric athlete. *Sports medicine*, *30*(2), 117-135.

Koeneman, E. J., Schultz, R. S., Wolf, S. L., Herring, D. E., & Koeneman, J. B. (2004). A pneumatic muscle hand therapy device. In *Engineering in Medicine and Biology Society. 26th Annual International Conference of the IEEE* (Vol. 1, pp. 2711-2713). IEEE.

Koh, J., & Dietz, J. (2005). Osteoarthritis in other joints (hip, elbow, foot, ankle, toes, wrist) after sports injuries. *Clinics in sports medicine*, *24*(1), 57-70.

Koman, L. A., Mooney 3rd, J. F., & Poehling, G. C. (1990). Fractures and ligamentous injuries of the wrist. *Hand clinics*, *6*(3), 477-491.

Kong, Y. K., & Lowe, B. D. (2005). Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *35*(6), 495-507.

Kox, L. S., Kuijer, P. P. F., Kerkhoffs, G. M., Maas, M., & Frings-Dresen, M. H. (2015). Prevalence, incidence and risk factors for overuse injuries of the wrist in young athletes: a systematic review. *Br J Sports Med*, bjsports-2014, 0, 1-9.

Krebs, H. I., Volpe, B. T., Williams, D., Celestino, J., Charles, S. K., Lynch, D., & Hogan, N. (2007). Robot-aided neurorehabilitation: a robot for wrist rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *15*(3), 327-335.

Kung, P. C., Ju, M. S., & Lin, C. C. K. (2007). Design of a forearm rehabilitation robot. In *Rehabilitation Robotics. IEEE 10th International Conference on* (pp. 228-233). IEEE.

Lambercy, O., Dovat, L., Gassert, R., Burdet, E., Teo, C. L., & Milner, T. (2007). A haptic knob for rehabilitation of hand function. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *15*(3), 356-366.

Linscheid, R. L., & Dobyns, J. H. (1985). Athletic injuries of the wrist. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, *198*, 141-151.

Lisle, D. A., Shepherd, G. J., Cowderoy, G. A., & O'Connell, P. T. (2009). MR imaging of traumatic and overuse injuries of the wrist and hand in athletes. *Magnetic resonance imaging clinics of North America*, *17*(4), 639-654.

Loja ortopédica (2013a1). Pulso elástico. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/produtos-ortopedia/pulso-elastico (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a2). Suporte Elástico de Pulso | Mão Elástica. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-desporto/suporte-elastico-de-pulso-mao-elastica (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a3). Suporte Pulso em Neopreno. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-desporto/suporte-pulso-em-neopreno (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a4). Suporte Pulso Com Banda Neopreno. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-desporto/suporte-pulso-com-banda-neopreno (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a5). Arnês - Imobilizador do Pulso. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-hospitalar/produtos-ajudas-diarias/arnes-imobilizador-do-pulso (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a6). Pulso Neopreno com Tala de Polegar. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-desporto/pulso-neopreno-com-tala-de-polegar (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a7). Imobilizador de pulso com Tala Palmar Orliman. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/produtos-ortopedia/imobilizador-de-pulso-com-tala-palmar-orliman (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a8). Pulso Neopreno com Tala. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-desporto/pulso-neopreno-com-tala (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a9). Imobilizador de Pulso com Tala Palmar Ambidestro Ref. M760 Orliman. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/produtos-ortopedia/imobilizador-de-pulso-com-tala-palmar-ambidestro-ref-m760-orliman (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a10). Pulso Elástico Comprido com Tala Palmar e Polegar. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/produtos-ortopedia/pulso-elastico-comprido-com-tala-palmar-e-polegar (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a11). Imobilizador de pulso e polegar Orliman. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/produtos-ortopedia/imobilizador-de-pulso-e-polegar-orliman (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a12). Tala Imobilizadora Pulso. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/produtos-ortopedia/tala-imobilizadora-pulso (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a13). Tala Imobilizadora Pulso e Polegar. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/produtos-ortopedia/tala-imobilizadora-pulso-e-polegar (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a14). Tala Imobilizadora Mão em Posição Plana. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/produtos-ortopedia/tala-imobilizadora-mao-em-posicao-plana (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a15). Tala Imobilizadora Mão. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/produtos-ortopedia/tala-imobilizadora-mao (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a16). Tala Imobilizadora Mão Anti-Espasmódica. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/produtos-ortopedia/tala-imobilizadora-mao-anti-espasmodica (acedido em 5 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a17). Bola Terapêutica. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-reabilitacao/bola-terapeutica (acedido em 6 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a18). Bola de Picos. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-reabilitacao/bola-de-picos (acedido em 6 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a19). Bola Silicone para Exercício de Mãos. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-reabilitacao/bola-silicone-para-exercicio-de-maos (acedido em 6 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a20). Ovo Silicone para Exercício de Mãos. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-reabilitacao/ovo-silicone-para-exercicio-de-maos (acedido em 6 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a21). Plasticina Terapêutica. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-reabilitacao/plasticina-terapeutica (acedido em 6 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a22). Exercitador de Dedos e Mão. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-reabilitacao/exercitador-de-dedos-e-mao (acedido em 6 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a23). Dispositivo Reabilitação Mão. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-reabilitacao/dispositivo-reabilitacao-mao (acedido em 6 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a24). Pedaleira de Exercícios. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-reabilitacao/pedaleira-de-exercicios (acedido em 6 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a25). Pedaleira de Exercícios Pernas e Braços. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-reabilitacao/pedaleira-de-exercicios-pernas-e-bracos (acedido em 6 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a26). Roldanas Auto-Passivo Ref. 5030 JMS. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-reabilitacao/roldanas-auto-passivo-ref-5030-jms (acedido em 6 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a27). Escada de Dedos. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-reabilitacao/escada-de-dedos (acedido em 6 de maio de 2017).

Loja ortopédica (2013a28). Mesa Para Terapia Funcional Ref.5060 JMS. *Loja ortopédica®.* Disponível em: http://lojaortopedica.pt/material-fisioterapia/produtos-ortopedicos-reabilitacao/mesa-para-terapia-funcional-ref-5060-jms (acedido em 6 de maio de 2017).

Lomasney, L. M., Lim-Dunham, J. E., Cappello, T., & Annes, J. (2013). Imaging of the Pediatric Athlete: Use and Overuse. *Radiologic Clinics North America*, *51*(2), 215-226.

Loureiro, R. C., Belda-Lois, J. M., Lima, E. R., Pons, J. L., Sanchez-Lacuesta, J. J., & Harwin, W. S. (2005). Upper limb tremor suppression in ADL via an orthosis incorporating a controllable double viscous beam actuator. In *Rehabilitation Robotics. 9th International Conference on*(pp. 119-122). Ieee.

Magee, D. J. (2008). Orthopedic physical assessment. St. Louis, MO: Saunders Elsevier.

Mallmin, H., & Ljunghall, S. (1994). Distal radius fracture is an early sign of general osteoporosis: bone mass measurements in a population-based study. *Osteoporosis International*, *4*(6), 357-361.

Mansfield, N. J. (2005). *Human response to vibration*. CRC press.

Maquirriain, J., & Ghisi, J. P. (2007). Stress injury of the lunate in tennis players: a case series and related biomechanical considerations. *British journal of sports medicine*, *41*(11), 812-815.

Marjanen, Y. (2006). *Developing whole-body vibration measuring and analysis methods for enabling continuous personal exposure monitoring*. Research report VTTR10797/06.

Martins, M. M., Frizera Neto, A., Santos, C., & Ceres, R. (2011). Revisão e classificação de dispositivos de treino e reabilitação da marcha humana. In *VI Congresso deTecnologías de Apoyo a la Discapacidad IBERDISCAP 2010*.

Matera, G., Boonyasirikool, C., Saggini, R., Pozzi, A., & Pegoli, L. (2016). The new smartphone application for wrist rehabilitation. *The Journal of Hand Surgery (Asian-Pacific Volume)*, *21*(01), 2-7.

MathWorks® (2017). fft. *The MathWorks*. Disponível em: https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/fft.html?s_tid=srchtitle (acedido em 22 de setembro de 2017).

McLellan, A. R., Gallacher, S. J., Fraser, M., & McQuillian, C. (2003). The fracture liaison service: success of a program for the evaluation and management of patients with osteoporotic fracture. *Osteoporosis international*, *14*(12), 1028-1034.

Mester, J., Kleinöder, H., & Yue, Z. (2006). Vibration training: benefits and risks. *Journal of biomechanics*, *39*(6), 1056-1065.

Microchip (2017). ATtiny85 In Production. *Microchip Technology Inc*. Disponível em: http://www.microchip.com/wwwproducts/en/ATtiny85 (acedido em 4 de outubro de 2017).

Mohamaddan, S., & Komeda, T. (2010). Wire-driven mechanism for finger rehabilitation device. In *Mechatronics and Automation (ICMA), International Conference on* (pp. 1015-1018). IEEE.

Mokdad, M. (2002). Anthropometric study of Algerian farmers. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 29(6), 331-341.

Neumann, D. A. (2010). *Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação*. Elsevier Health Sciences. 2nd edition.

Oblak, J., Cikajlo, I., & Matjacic, Z. (2009). Universal haptic drive: A robot for arm and wrist rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *18*(3), 293-302.

Oliveira, A. L., Dagnone Filho, D., Vilela Júnior, G. B., & Hauser, M. W. (2011). Cinesiologia. *Ponta Grossa2011*.

Onla-or, S., & Winstein, C. J. (2008). Determining the optimal challenge point for motor skill learning in adults with moderately severe Parkinson's disease. *Neurorehabilitation and neural repair*, *22*(4), 385-395.

Padez, C. (2002). Stature and stature distribution in Portuguese male adults 1904–1998: the role of environmental factors. *American Journal of Human Biology*, 14(1), 39-49.

Pamukoff, D. N., Pietrosimone, B., Lewek, M. D., Ryan, E. D., Weinhold, P. S., Lee, D. R., & Blackburn, J. T. (2016). Whole-body and local muscle vibration immediately improve quadriceps function in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *97*(7), 1121-1129.

Patel, M. R., Lipson, L. B., & Desai, S. S. (1986). Conservative treatment of mallet thumb. *The Journal of hand surgery*, *11*(1), 45-47.

Pheasant, S. (2003). Bodyspace: anthropometry, ergonomics and the design of work. *Taylor & Francis*, London, 2nd edition.

Piezotronics, P. (2017a). Model: 353B32. *PCB Piezotronics MTS Systems Corporation*. Disponível em: http://www.pcb.com/Products.aspx?m=353B32 (acedido em 22 de outubro de 2017).

Piezotronics, P. (2017b). Signal Conditioners. *PCB Piezotronics MTS Systems Corporation*. Disponível em: http://pcbpiezotronics.co.uk/Linked_Documents/Force-Torque/Catalog/Sections/FTQ200G_0107_2.pdf (acedido em 22 de outubro de 2017).

Plancher, K. D., Peterson, R. K., & Steichen, J. B. (1996). Compressive neuropathies and tendinopathies in the athletic elbow and wrist. *Clinics in sports medicine*, *15*(2), 331.

Poletto, E. D., & Pollock, A. N. (2012). Radial epiphysitis (aka gymnast wrist). *Pediatric emergency care*, *28*(5), 484-485.

Polygerinos, P., Lyne, S., Wang, Z., Nicolini, L. F., Mosadegh, B., Whitesides, G. M., & Walsh, C. J. (2013). Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation. In *Intelligent Robots and Systems (IROS), IEEE/RSJ International Conference on* (pp. 1512-1517). IEEE.

Polygerinos, P., Wang, Z., Galloway, K. C., Wood, R. J., & Walsh, C. J. (2015). Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation. *Robotics and Autonomous Systems*, *73*, 135-143.

Powerball (2017). *Powerball*. Disponível em: https://powerballs.com/products/powerball/ (acedido em 6 de maio de 2017).

Quirumed (2017a1). MSD AJUSTÁVEL HAND GRIP 15-40KG. *Quirumed*. Disponível em: https://www.quirumed.com/pt/catalog/product/view/id/54319/s/msd-ajustavel-hand-grip/category/647/?sid=54318 (acedido em 6 de maio de 2017).

Quirumed (2017a2). HANDMASTER PLUS MÉDIO. *Quirumed*. Disponível em: https://www.quirumed.com/pt/handmaster-plus.html?sid=54361&currency=EUR&gclid=EAIaIQobChMI1-_QzfTw1gIVRBbTCh3ihANVEAYYASABEgIua_D_BwE (acedido em 6 de maio de 2017).

Quirumed (2017a3). DIGI-EXTEND 1 UNID + 4 DE RESIS. *Quirumed*. Disponível em: https://www.quirumed.com/pt/catalog/product/view/id/54347/s/digi-extend/category/647/?sid=54346 (acedido em 6 de maio de 2017).

Rashedi, E., Mirbagheri, A., Taheri, B., Farahmand, F., Vossoughi, G. R., & Parnianpour, M. (2009). Design and development of a hand robotic rehabilitation device for post stroke patients. In *Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference of the IEEE* (pp. 5026-5029). IEEE.

Rettig, A. C. (1990). Neurovascular injuries in the wrists and hands of athletes. *Clinics in sports medicine*, *9*(2), 389-417.

Rettig, A. C. (1994). Wrist problems in the tennis player. *Medicine and science in sports and exercise*, *26*(10), 1207-1212.
Rettig, A. C. (1998). Elbow, forearm and wrist injuries in the athlete. *Sports Medicine*, *25*(2), 115-130.
Rettig, A. C., & Patel, D. V. (1995). Epidemiology of elbow, forearm, and wrist injuries in the athlete. *Clinics in sports medicine*, *14*(2), 289-297.
Rivin, E. I. (1987). *Mechanical design of robots*. McGraw-Hill, Inc..
Rocon, E., Belda-Lois, J. M., Ruiz, A. F., Manto, M., Moreno, J. C., & Pons, J. L. (2007). Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *15*(3), 367-378.
Rogers Jr, E. C. (2001). *U.S. Patent No. 6,213,918*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
Sakurada, H. (1977). *U.S. Patent No. 4,039,183*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
Sancho-Bru, J. L., Giurintano, D. J., Pérez-González, A., & Vergara, M. (2003). Optimum tool handle diameter for a cylinder grip. *Journal of Hand therapy*, *16*(4), 337-342.
Sandhu, E., Miles, J. D., Dahners, L. E., Keller, B. V., & Weinhold, P. S. (2011). Whole body vibration increases area and stiffness of the flexor carpi ulnaris tendon in the rat. *Journal of biomechanics*, *44*(6), 1189-1191.
Sasaki, D., Noritsugu, T., & Takaiwa, M. (2005). Development of active support splint driven by pneumatic soft actuator (ASSIST). In *Robotics and Automation. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on* (pp. 520-525). IEEE.
Scuderi, G. R., McCann, P. D., & Bruno, P. J. (Eds.). (1997). *Sports medicine: Principles of primary care*. Mosby Incorporated.
Seabra, E., Silva, L. F. da, Flores, P., Machado, J., Vu, M. H., Martins, M., & Campos, R. (2013). Mechatronic medical device for wrist rehabilitation. In *Industrial Informatics (INDIN), 11th IEEE International Conference on* (pp. 331-336). IEEE.
Seeley, R. R., Stephens, T. D. & Tate, P. (2005). *Anatomia e Fisiologia*. 6ª edição. Lusociência.
Seo, N. J., & Armstrong, T. J. (2008). Investigation of grip force, normal force, contact area, hand size, and handle size for cylindrical handles. *Human Factors*, *50*(5), 734-744.
Song, R., Tong, K. Y., Hu, X. L., & Zheng, X. J. (2007). Myoelectrically controlled robotic system that provide voluntary mechanical help for persons after stroke. In *Rehabilitation Robotics. IEEE 10th International Conference on* (pp. 246-249). IEEE.
Sparkfun (s.d.a1). Voltage Regulator - 5V. *SparkFun Electronics®*. Disponível em: https://www.sparkfun.com/products/107 (acedido em 4 de outubro de 2017).
Sparkfun (s.d.a2). Quadruple Half-H Driver - L293DNE. *SparkFun Electronics®*. Disponível em: https://www.sparkfun.com/products/14297 (acedido em 4 de outubro de 2017).
Sparkfun (s.d.a3). Hobby Motor - Gear. *SparkFun Electronics®*. Disponível em: https://www.sparkfun.com/products/11696 (acedido em 4 de outubro de 2017).
Spencer, S. J., Klein, J., Minakata, K., Le, V., Bobrow, J. E., & Reinkensmeyer, D. J. (2008). A low cost parallel robot and trajectory optimization method for wrist and forearm rehabilitation using the Wii. In *Biomedical Robotics and Biomechatronics. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on* (pp. 869-874). IEEE.
Takahashi, C. D., Der-Yeghiaian, L., Le, V., Motiwala, R. R., & Cramer, S. C. (2007). Robot-based hand motor therapy after stroke. *Brain*, *131*(2), 425-437.
Takaiwa, M., & Noritsugu, T. (2005). Development of wrist rehabilitation equipment using pneumatic parallel manipulator. In *Robotics and Automation. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on* (pp. 2302-2307). IEEE.
Thompson, W. R., Keller, B. V., Davis, M. L., Dahners, L. E., & Weinhold, P. S. (2015). Low-Magnitude, high-frequency vibration fails to accelerate ligament healing but stimulates collagen synthesis in the Achilles Tendon. *Orthopaedic journal of sports medicine*, *3*(5), 1-8.
Tilley, A. R. (1993). The measure of man and woman: human factors in design. *The Whitney Library of Design.* New York.
TME (s.d.). GP ICR18650-26F. *TME Electronic Components®*. Disponível em: https://www.tme.eu/pt/details/accu-18650-2.6_gp/pilhas-recarregaveis/gp/icr18650-26f/ (acedido em 4 de outubro de 2017).
Tsoupikova, D., Stoykov, N. S., Corrigan, M., Thielbar, K., Vick, R., Li, Y., Triandafilou, K., Preuss, F., & Kamper, D. (2015). Virtual immersion for post-stroke hand rehabilitation therapy. *Annals of biomedical engineering*, *43*(2), 467-477.
Umami, M. K. (2016). Dimensions and characteristics of hand for portuguese population.
Vermeire, E., Hearnshaw, H., Royen, P. V., & Denekens, J. (2001). Patient adherence to treatment: three decades of research. A comprehensive review. *Journal of clinical pharmacy and therapeutics*, *26*(5), 331-342.
Viver melhor (2017a1). HALTER EM VINIL - ROSA - 0,5KG. *Viver melhor®*. Disponível em: http://www.vivermelhor.pt/produto_detalhe?categoria=5&subcategoria=5.2&sub_subcategoria=5.2.2&id=75749 (acedido em 6 de maio de 2017).
Viver melhor (2017a2). MOLA DE TENSÃO AZUL/X-HEAVY PARA REABILITAÇÃO. *Viver melhor®*. Disponível em: http://www.vivermelhor.pt/produto_detalhe?categoria=5&subcategoria=5.2&sub_subcategoria=5.2.6&id=75638 (acedido em 6 de maio de 2017).
Viver melhor (2017a3). BARRA DE EXERCÍCIOS PARA REABILITAÇÃO - TWIST & BEND. *Viver melhor®*. Disponível em: http://www.vivermelhor.pt/produto_detalhe?categoria=5&subcategoria=5.2&sub_subcategoria=5.2.2&id=17470 (acedido em 6 de maio de 2017).

Viver melhor (2017a4). MOLA PARA DEDOS DIGI-FLEX. *Viver melhor®*. Disponível em: http://www.vivermelhor.pt/produto_detalhe?categoria=5&subcategoria=5.2&sub_subcategoria=5.2.6&id=17494 (acedido em 6 de maio de 2017).

Viver melhor (2017a5). REDE ELÁSTICA REABILITAÇÃO MÃO POWER WEB. *Viver melhor®*. Disponível em: http://www.vivermelhor.pt/produto_detalhe?categoria=5&subcategoria=5.2&sub_subcategoria=5.2.6&id=17506 (acedido em 6 de maio de 2017).

Viver melhor (2017a6). BLOCOS DE ESPUMA PARA FISIOTERAPIA DA MÃO - CONJUNTO 12 UN. *Viver melhor®*. Disponível em: http://www.vivermelhor.pt/produto_detalhe?categoria=5&subcategoria=5.2&sub_subcategoria=5.2.6&id=76531 (acedido em 6 de maio de 2017).

Viver melhor (2017a7). APARELHO MULTIUSOS PARA FISIOTERAPIA GRAHAMIZER. *Viver melhor®*. Disponível em: http://www.vivermelhor.pt/produto_detalhe?categoria=5&subcategoria=5.2&sub_subcategoria=5.2.6&id=76248 (acedido em 6 de maio de 2017).

Walker-Bone, K., Palmer, K. T., Reading, I., Coggon, D., & Cooper, C. (2004). Prevalence and impact of musculoskeletal disorders of the upper limb in the general population. *Arthritis Care & Research*, *51*(4), 642-651.

Wallmann, H. W. (2011). Overview of Wrist and Hand Injuries, Pathologies, and Disorders: Part 2. *Home Health Care Management & Practice*, *23*(2), 146-148.

Wang, C., Wang, L., Qin, J., Wu, Z., Duan, L., Li, Z., Weiguangli, Lu, Z., Li, M., Wang, Y., Long, J., Huang, M., & Wang, Q. (2015). Development of a novel finger and wrist rehabilitation robot for finger and wrist training. In *TENCON 2015-2015 IEEE Region 10 Conference* (pp. 1-5). IEEE.

Werner, S. L., & Plancher, K. D. (1998). Biomechanics of wrist injuries in sports. *Clinics in sports medicine*, *17*(3), 407-420.

Williams, D. J., Krebs, H. I., & Hogan, N. (2001). A robot for wrist rehabilitation. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE* (Vol. 2, pp. 1336-1339). IEEE.

Xie, L., Rubin, C., & Judex, S. (2008). Enhancement of the adolescent murine musculoskeletal system using low-level mechanical vibrations. *Journal of applied physiology*, *104*(4), 1056-1062.

Yap, H. K., Lim, J. H., Nasrallah, F., Goh, J. C., & Yeow, R. C. (2015). A soft exoskeleton for hand assistive and rehabilitation application using pneumatic actuators with variable stiffness. In *Robotics and Automation (ICRA), IEEE International Conference on* (pp. 4967-4972). IEEE.

Zemel, N. P. (1992). Carpal fractures. In *Hand Injuries in Athletes*(pp. 155-174). WB Saunders, Philadelphia.

ANEXO I – REABILITAÇÃO DO PULSO

Tabela 48 - Desenvolvimentos em dispositivos de reabilitação do pulso

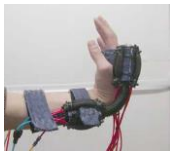
Autor, ano e imagem	Descrição
ASSIST, Sasaki el al., 2005 	O *ASSIST* consiste numa tala de suporte ativa movida por atuadores suaves pneumáticos, desenvolvida com o objetivo de assistir idosos ou pessoas que necessitem de cuidados e, assim, tornar a sua vida mais independente. Trata-se de uma *interface* de plástico com a palma e com o braço, que apresenta dois atuadores suaves pneumáticos do tipo rotativo, colocados em ambos os lados do dispositivo. O *ASSIST* apenas permite um grau de liberdade ao pulso, nomeadamente, a flexão do mesmo. O principal sistema de controlo da entrada é o ângulo articular. A sua fonte de energia provém de um compressor externo. Em suma, caracteriza-se por ser uma ortótese usável, cujo campo de aplicação é a assistência de energia, funcionando como uma tala de suporte/apoio ativo. Este conceito foi verificado experimentalmente através da assistência, tanto ao alcance móvel como à resistência muscular. Os autores provaram que o *ASSIST* pode realizar o movimento de flexão até 80° e o movimento pode ser realizado mesmo sem o poder muscular humano. Além disso, promove a diminuição da fadiga muscular.
Colombo et al., 2007	Consiste num robô para reabilitação do pulso de um grau de liberdade, conferindo o movimento de flexão-extensão à articulação. Este robô tem como objetivo motivar os pacientes durante a execução de tarefas motoras atribuídas, através do aumento de determinados aspetos durante o jogo de reabilitação. O principal sistema de controlo da entrada é o momento de torção. Caracteriza-se por ser um sistema estacionário, cujo campo de aplicação é a terapia física. Este dispositivo tem a particularidade de fornecer uma revisão periódica do desempenho obtido, característica que pode incentivar e motivar os pacientes a continuar o processo de reabilitação, conseguindo, assim, uma maior adesão ao programa. Para o efeito, os autores descrevem uma nova métrica de avaliação, que tem como finalidade quantificar a taxa de melhoria e permitir uma revisão regular do desempenho. O dispositivo permite que o terapeuta adapte facilmente o treino ao indivíduo, através da seleção de diferentes níveis de dificuldade de tarefas, de acordo com a incapacidade de cada paciente. O seu desenvolvimento assentou num estudo realizado em pacientes com AVC crónico, sendo usadas escalas de avaliação clínica padrão e a métrica de avaliação medida pelo robô. Os resultados obtidos demonstraram uma redução do défice motor e uma melhoria significativa nas escalas clínicas e nos parâmetros medidos pelo robô.
Loureiro et al., 2005	Trata-se de uma ortótese usável e inovadora que pode suprimir dinamicamente o tremor patológico do membro superior em atividades da vida diária, sintoma comum em pacientes com distúrbios neuromusculares. A supressão do tumor ocorre através da aplicação de um amortecimento viscoso ao membro afetado de forma controlada. A ortótese apresenta um atuador passivo baseado em fluidos magneto-reológicos, uma vez que este tem a capacidade de provocar uma ação de amortecimento em resposta à amplitude e frequência do tremor instantâneo. O principal sistema de controlo da entrada é o movimento da mão, neste caso, o seu tremor. Os resultados preliminares obtidos demonstraram que a ortótese é capaz de atenuar o tremor. Pode-se considerar que este dispositivo proporciona um grau de liberdade passivo ao pulso (apenas exerce força resistiva), nomeadamente ao nível da sua flexão-extensão.
Song et al., 2007	Sistema robótico controlado mioeletricamente, destinado ao auxílio do movimento do pulso no plano horizontal em pacientes que sofreram AVC. O sistema é capaz de proporcionar um grau de liberdade ao pulso, grau esse responsável pelos movimentos de flexão-extensão da articulação. Para o efeito, utiliza os sinais de EMG do flexor radial do carpo e do extensor radial do carpo, os quais são capazes de detetar o esforço do paciente. Assim, essas informações são usadas para controlar a assistência mecânica do sistema robótico, de forma a assistir a flexão e extensão do pulso. O sistema possibilita ao paciente que este controle voluntariamente tanto a sua própria articulação do pulso afetada, como o sistema robótico. Do sistema de controlo da entrada fazem parte a EMG de superfície, o ângulo articular e o binário. Trata-se de um sistema estacionário que possui um servomotor de corrente direta (DC) e cujo campo de aplicação é a terapia física. Os resultados obtidos mostraram que a amplitude do movimento aumentou com a assistência do sistema robótico controlado mioeletricamente. Além disso, foi verificado que a amplitude do sinal EMG agonista diminui com o aumento da assistência. Isto pode ocorrer em resultado da realização de um menor esforço para o sujeito realizar o movimento. Os autores concluem que este sistema é viável no fornecimento de um binário externo substancial à articulação do pulso afetada em pacientes que sofreram AVC.
Kung et al., 2007	Robô destinado ao auxílio da reabilitação do antebraço de pacientes que apresentam distúrbios neuromusculares. Este tem a capacidade de proporcionar um grau de liberdade ao antebraço, responsável pelo movimento de pronação-supinação do mesmo. Neste sentido, o robô apresenta dois modos de controlo e a possibilidade da realização de dois movimentos terapêuticos. Do seu sistema de controlo da entrada fazem parte o ângulo articular e o binário. Os resultados obtidos dos ensaios preliminares realizados em indivíduos normais/capazes, demonstraram que o robô, no modo passivo, pode guiar o antebraço relaxado dos pacientes para se mover ao longo da trajetória desejada e, no modo ativo, pode aplicar e manter um binário específico no antebraço durante o movimento voluntário. Este dispositivo possui um servomotor de AC (corrente alternada). Trata-se de um sistema estacionário cujo campo de aplicação é a terapia física.

Tabela 48 - Desenvolvimentos em dispositivos de reabilitação do pulso (continuação)

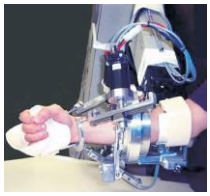
Autor, ano e imagem	Descrição
Hesse et al., 2003	Treinador de braço assistido por robô para a prática passiva e ativa de movimentos bilaterais do antebraço e do pulso em indivíduos hemiparéticos. Com este dispositivo, os autores pretenderam verificar se a espasticidade diminuiu e se o controlo motor do braço melhorou. O dispositivo oferece um grau de liberdade relativo ao movimento de pronação-supinação do antebraço. Para além deste, também se pode observar o movimento de flexão-extensão do pulso. Porém, este movimento não ocorre na direção do movimento do dispositivo, resultando da combinação de movimentos. Este dispositivo tem a capacidade de promover uma prática bimanual precoce, intensiva e ajustada individualmente. Consiste num sistema estacionário, cujo campo de aplicação é a terapia física. Os ensaios foram realizados em pacientes hemiparéticos crónicos que sofreram AVC há seis meses, no mínimo. O dispositivo permitiu a prática bilateral passiva e ativa do movimento de pronação-supinação do antebraço, bem como da flexão e extensão do pulso. Além disso, o controlo da impedância possibilitou um movimento suave. Com os ensaios realizados foi possível avaliar vários parâmetros, embora não se abordem todos aqui. Os resultados obtidos demonstraram que os pacientes revelaram impressões favoráveis e sentiram a extremidade do corpo mais viva. Alguns, também notaram uma redução da espasticidade, uma maior facilidade na higienização das mãos e alívio da dor. O treinador de braço possibilitou o treino bilateral intenso do cotovelo e do pulso de pacientes que sofreram AVC.
CRAMER, Spencer et al., 2008	Dispositivo de terapia robótica desenvolvido com o objetivo de auxiliar pessoas debilitadas no pulso e antebraço. O seu funcionamento baseia-se numa terapia de reabilitação na qual os pacientes jogam jogos de exercícios baseados no computador. Este robô foi designado por *CRAMER* (*Closed-chain Robot for Assisting in Manual Exercise and Rehabilitation*) e possui três graus de liberdade, responsáveis pelos movimentos de flexão-extensão e desvio radial-cubital do pulso e pronação-supinação do antebraço. O controlo remoto da *Wii* da Nintendo foi integrado na alça do robô, de forma a permitir que os pacientes joguem e interpretem os jogos baseados em movimento de alta qualidade e acessíveis que foram desenvolvidos para a *Wii*. Devido às características que possui é considerado um sistema estacionário (robô paralelo) em que o principal sistema de controlo da entrada são as acelerações das mãos (consola Nintendo *Wii*). Este robô possui quatro servomotores digitais. Os autores desenvolveram uma estrutura para planeamento de trajetórias articulares do robô (estrutura de planeamento do movimento), que tem a capacidade para gerar medições de acelerómetro desejadas usadas pelos jogos *Wii*. O campo de aplicação do robô é a terapia física e encontra-se na fase de protótipo. Os resultados obtidos demonstraram que é viável jogar *Wii* usando movimentos do pulso assistidos por robô. Contudo, é necessária ainda uma melhor comunicação de *software* com a *Wii*. A amplitude permitida pelo *CRAMER* (em certas condições) é 90° de flexão, 70° de extensão, 10° de desvio radial, 15° de desvio cubital, 90° de pronação e 85° de supinação.
Krebs et al., 2007	Robô de reabilitação do pulso capaz de fornecer três graus de liberdade rotacionais. Assim, este permite o movimento de desvio radial-cubital do pulso e a pronação-supinação do antebraço. Para além destes, também se pode observar o movimento de flexão-extensão do pulso, porém, este movimento não ocorre na direção do movimento do dispositivo, resultando da combinação de movimentos. O objetivo deste robô passa por funcionar como um auxílio robótico na neuro-reabilitação de movimentos, frequentemente afetados por AVC. Este dispositivo é capaz de fornecer movimento passivo contínuo, força e treino sensório-motor ao pulso. O principal sistema de controlo da entrada são os ângulos articulares. O seu campo de aplicação é a terapia física e a sua fase de desenvolvimento corresponde a um sistema comercial. Este robô pode oferecer informações sobre o controlo motor e aprendizagem humanas. Além disso, também pode oferecer potencial para uma terapia personalizável, adaptável e quantificável. Os resultados obtidos foram promissores, tendo-se observado uma melhoria de 10%.
RiceWrist, Gupta et al., 2008 	Dispositivo exosqueleto háptico que se destina a fornecer *feedback* cinestésico durante o treino de habilidades motoras ou à reabilitação de movimentos de alcance. Este destina-se a pacientes que sofreram lesões neurológicas, como é o caso do AVC. O *RiceWrist* é um robô que fornece três graus de liberdade, nomeadamente, desvio radial-cubital do pulso e pronação-supinação do antebraço. O movimento de flexão-extensão do pulso também é verificado. No entanto, este movimento não ocorre na direção do movimento do dispositivo, resultando da combinação de movimentos. Do sistema de controlo da entrada fazem parte os ângulos articulares e as forças. O *RiceWrist* é um dispositivo que apresenta uma configuração com um mecanismo paralelo compacto, de baixa fricção, alta rigidez, sem folga e de elevada capacidade de manipulação no espaço de trabalho de interesse. Além disso, permite movimentos de braços humanos sem restrições num grande espaço de trabalho e fornece uma medição fácil dos ângulos articulares do antebraço e do pulso. O dispositivo é capaz de simular superfícies virtuais suficientemente rígidas. No entanto, a qualidade da superfície é limitada pela saída de binário máximo do robô. É uma ortótese do tipo usável indicada para terapia física, encontrando-se na fase de protótipo.

Tabela 48 - Desenvolvimentos em dispositivos de reabilitação do pulso (continuação)

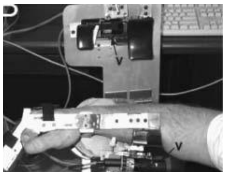
Autor, ano e imagem	Descrição
SUE, Allington et al., 2011	O *Supinator Extender* (*SUE*) é um robô que adiciona a funcionalidade relativa à reabilitação do antebraço e do pulso a um robô exosqueleto designado por *UCI BONES* e ao dispositivo de reabilitação denominado por *ArmeoSpring*. O *SUE* tem capacidade de fornecer dois graus de liberdade, nomeadamente, flexão-extensão do pulso e pronação-supinação do antebraço. Cada grau de liberdade tem uma amplitude de 90° e um binário nominal de 2 ft-lbs. Caracteriza-se por ser um robô leve (0,56 kg) e compacto, no qual os ângulos articulares e as forças fazem parte do sistema de controlo da entrada. Este dispositivo é considerado uma ortótese usável direcionada para a terapia física. A atuação é do tipo pneumático, pois pode gerar grandes forças compatíveis sem adicionar peso excessivo. Este dispositivo tem a capacidade de medir e cancelar/compensar o tom passivo do antebraço/pulso (forças de retenção do antebraço e do pulso devido a AVC), melhorando o alcance do movimento ativo dessas mesmas pessoas. O eixo de rotação utilizado para a pronação-supinação é um pequeno rolamento que se situa logo abaixo do pulso do paciente. Por sua vez, o movimento de flexão-extensão é atuado por um cilindro pneumático, o que permite que a palma da mão permaneça aberta. Neste estudo foi verificado que o *SUE* foi capaz de aumentar a flexão-extensão do pulso em 15,3° e a pronação-supinação do antebraço em 10,0°.
Takaiwa e Noritsugu, 2005	Dispositivo mecânico que visa ajudar ou substituir a ação de um fisioterapeuta no que diz respeito à reabilitação da articulação do pulso. Este fornece três graus de liberdade, nomeadamente, flexão-extensão e desvio radial-cubital do pulso e pronação-supinação do antebraço. O dispositivo apresenta um manipulador pneumático paralelo de vários graus de liberdade, sendo adequado para o movimento complexo do pulso. Além disso, conduz de volta através da compressibilidade do ar, que é uma característica de segurança. O manipulador possui um sistema de controle de impedância para implementar vários exercícios (modos) de reabilitação, através do ajuste dos parâmetros de impedância adequadamente. O dispositivo inclui 6 atuadores pneumáticos, sendo o principal sistema de controlo da entrada do mesmo o binário. Consiste num sistema estacionário (robô paralelo) direcionado para a terapia física que se encontra na fase de protótipo.
AMES, Cordo et al., 2009 	O *AMES* (*Assisted Movement with Enhanced Sensation*) consiste num dispositivo que visa a diminuição da paresia em pacientes com insuficiência motora após AVC. Assim, oferece uma nova abordagem terapêutica, baseada no movimento assistido com sensação melhorada, de modo a reduzir a paresia e espasticidade e melhorar a função motora. O dispositivo é capaz de fornecer um grau de liberdade, permitindo o movimento do pulso e da articulação metacarpofalangeal dos quatro dedos (acoplados). O principal sistema de controlo da entrada é constituído pelo binário de flexão-extensão e pela EMG de superfície, sendo esta última de carácter opcional. Na sua constituição apresenta um motor elétrico e dois vibradores para os tendões flexor e extensor. Consiste num sistema estacionário, direcionado para terapia física em casa que foi submetido a um ensaio clínico de fase I de dispositivos médicos. Os dois vibradores que possui aplicam um estímulo de 60 pps em simultâneo aos tendões dos músculos alongados. Este estímulo alternava de flexores para extensores, à medida que ocorre a rotação articular reversa de extensão para flexão, respetivamente. Assim, este dispositivo robótico roda o tornozelo ou pulso e dedos, ao mesmo tempo que vibra os tendões dos músculos flexor e extensor correspondente. O *feedback* do binário ativo é exibido num monitor. Os resultados obtidos demonstraram que o dispositivo apresenta risco mínimo e que pode melhorar a função motora em pacientes com AVC crónico com baixo funcionamento. O dispositivo precisa ainda de ser reformulado para poder ser usado em clinicas, pois, para esta finalidade necessita de ser ajustado de forma fácil e rápida a uma vasta gama de tamanhos de braços e pernas.
Mentor™, Koeneman et al., 2004	O *Mentor™* foi desenvolvido pensando especialmente em pessoas que sofreram AVC e que necessitam de terapia contínua e intensa. Trata-se de um dispositivo de terapia de mão com movimentação muscular pneumática, que reforça a necessidade de ativação volitiva do movimento articular. Oferece, em simultâneo, os resultados relativos à amplitude e resistência do movimento e à atividade muscular. O dispositivo foi projetado para poder fornecer várias modalidades de tratamento, como é o caso da prática repetitiva, do *biofeedback* de EMG e do *biofeedback* de força. Permite um grau de liberdade, com movimento relativo à extensão do pulso e dos quatro dedos (com exceção do polegar). O sistema de controlo da entrada é constituído pelo ângulo do pulso e pelo binário de flexão. O dispositivo inclui um atuador pneumático, mais concretamente um músculo artificial pneumático. Consiste numa ortótese do tipo usável aplicável em terapia física. Trata-se de um sistema comercial que foi submetido a estudos que demonstraram que foi bem tolerado e apreciado favoravelmente por pacientes e terapeutas. A utilização de movimentação pneumática muscular é vantajosa na medida em que possibilita uma baixa rigidez, um baixo custo, ser leve e ter um baixo ruído de operação.

Tabela 48 - Desenvolvimentos em dispositivos de reabilitação do pulso (continuação)

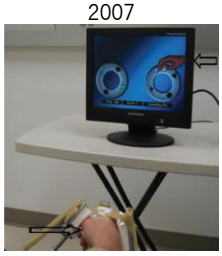
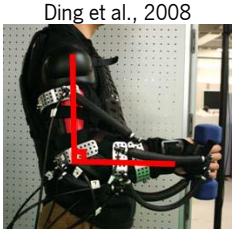
Autor, ano e imagem	Descrição
HWARD, Takahashi et al., 2007 	O *HWARD* (*Hand Wrist Assistive Rehabilitation Device*) é um dispositivo acionado pneumaticamente que auxilia a mão nos movimentos de aperto e libertação, promovendo assim uma terapia motora de mão baseada em robô após AVC. Com este dispositivo, os autores pretenderam verificar se existe uma melhoria na função motora dos pacientes, bem como avaliar a especificidade dos efeitos terapêuticos na reorganização cerebral. É um dispositivo de três graus de liberdade, graus esses que correspondem à flexão-extensão dos quatro dedos juntos sobre a articulação metacarpofalangeal, flexão-extensão do polegar na articulação metacarpofalangeal e flexão-extensão do pulso. Do sistema de controlo da entrada deste dispositivo de reabilitação de assistência de pulso e de mão fazem parte os ângulos articulares e os binários. O dispositivo possui 3 atuadores pneumáticos. Trata-se de um sistema estacionário, direcionado para a terapia física. Para a terapia de reabilitação com este robô, o paciente fica sentado em frente a um monitor de computador e a sua mão é segura ao mecanismo do robô através de três tiras. O antebraço fica protegido dentro de uma tala acolchoada, montada na superfície de uma plataforma. Uma vez que a palma da mão fica desobstruída, pode agarrar objetos. Uma *interface* de *software* baseada no Windows permite que o examinador tenha acesso a um outro monitor, que permite uma maior facilidade de uso e controlo do robô. Este dispositivo possui sensores de ângulos articulares que permitem uma medição do movimento dos membros do paciente através da movimentação das articulações do robô. Assim, é possível uma realidade virtual em tempo real dos movimentos da mão, sendo a mão do paciente a controlar a mão virtual no monitor. Este dispositivo possibilita, ainda, que os pacientes realizem movimentos dirigidos livremente quando o mesmo não está em assistência ativa. Foi realizado um estudo em pacientes com AVC crónico, que se focou na repetição intensa do movimento ativo, na atenção, velocidade, força, precisão e tempo. A terapia inclui jogos de realidade virtual. De realçar que o robô oferece a possibilidade de completar os movimentos quando necessário. Os resultados sugerem maiores ganhos para os sujeitos que recebem assistência robótica em todas as sessões, em comparação com aqueles que recebem assistência robótica em metade das sessões. O movimento de aperto, quando realizado durante a ressonância magnética funcional, mostrou aumento da ativação do córtex sensório-motor durante o período de terapia. Quanto à função motora das mãos, esta recebeu melhorias. No que diz respeito à reorganização cerebral, foi verificada uma reorganização específica de mapas motores da tarefa.
Ding et al., 2008 	Novo algoritmo de controlo de força muscular, desenvolvido com o objetivo de controlar a carga de músculos selecionados. Para tal, utiliza um dispositivo auxiliar de energia. É indicado para situações onde é necessário suporte de movimento preciso, reabilitação e treino desportivo do membro superior direito humano. É um dispositivo que permite quatro graus de liberdade, nomeadamente, flexão-extensão e desvio radial-cubital do pulso, pronação-supinação do antebraço e flexão-extensão do cotovelo. Os ângulos articulares são o principal sistema de controlo da entrada, sendo usado um sistema de captura do movimento. Este dispositivo inclui-se na categoria das ortóteses usáveis, indicado em situações onde é necessário a assistência de força para os músculos. Possui um sistema de controlo, com uma *interface* gráfica para o usuário, que permite estabelecer as forças desejadas para os músculos alvo. Trata-se de um dispositivo não portátil que na sua constituição apresenta 8 atuadores pneumáticos. A validade do método foi confirmada pela medição de sinais de EMG de superfície para posturas estáticas durante a assistência de energia para os músculos alvo.
MAHI, Gupta e O'Malley, 2006 	Este dispositivo foi desenvolvido com o objetivo de auxiliar o processo de reabilitação de pacientes com lesões neurológicas. É um exosqueleto de braço háptico, utilizado tanto para treino como para reabilitação em ambientes virtuais, sendo capaz de fornecer *feedback* cinestésico às articulações do braço inferior e do pulso. Os ângulos articulares são o principal sistema de controlo da entrada. O *MAHI* tem a capacidade para fornecer movimentos como: desvio radial-cubital do pulso, pronação-supinação do antebraço e flexão-extensão do cotovelo. O movimento de flexão-extensão do pulso também é verificado, no entanto, este movimento não ocorre na direção do movimento do dispositivo, resultando da combinação de movimentos. Consiste numa ortótese do tipo usável, mais concretamente um exosqueleto de *feedback* de força, sendo o seu campo de aplicação a terapia física. O sistema apresenta características de segurança, quer mecânicas, quer de *software*. A forma como foi projetado não compromete os movimentos naturais dos braços. Além disso, o facto de existir alinhamento dos eixos humano e do robô permite uma medição fácil dos ângulos articulares do braço humano e um maior controlo sobre o *feedback* independente para articulações individuais do braço humano. O dispositivo também permite que seja fornecido um *feedback* personalizado para as articulações individuais. Encontra-se na fase de protótipo.

Tabela 48 - Desenvolvimentos em dispositivos de reabilitação do pulso (continuação)

Autor, ano e imagem	Descrição
WOTAS, Rocon et al., 2007 	*WOTAS* (*Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression*) é um exosqueleto robótico direcionado para a supressão do tremor ortográfico, que para além de permitir a sua monitorização e diagnóstico, também descreve duas estratégias de controlo do mesmo. Este permite três graus de liberdade, nomeadamente, flexão-extensão do pulso, pronação-supinação do antebraço e flexão-extensão do cotovelo. Convém ressalvar que tanto os graus de liberdade, como os movimentos proporcionados são passivos, ou seja, apenas é exercida força resistiva. O exoesqueleto robótico é equipado com sensores cinemáticos e cinéticos para a medição e cálculo do deslocamento angular articular, velocidade e aceleração, bem como de forças de interação entre o membro e a ortótese. É um dispositivo portátil, não invasivo e com capacidade para fornecer informações diretas de cada articulação do membro superior. O sistema de controlo da entrada é constituído pela velocidade angular e pelos binários. Este tipo de ortótese usável inclui 3 motores DC. O *WOTAS* pode aplicar força dinâmica às articulações do membro superior. No estudo realizado ambas as estratégias propostas produziram uma redução significativa da amplitude do tremor.
Haptic Knob, Lambercy et al., 2007 	Interface robótica desenvolvida para o treino de funções básicas da mão, como a abertura e o fecho da mesma, coordenação entre agarrar e rotação do pulso e manipulação do botão, direcionada para pacientes que sofreram AVC e que necessitem de recuperação motora. Neste sentido, o *Haptic Knob* oferece uma terapia de dois graus de liberdade, que se traduzem na flexão-extensão do pulso e no aperto-libertação dos dedos. Além destes, observa-se o movimento de pronação-supinação do antebraço, porém, este movimento não ocorre na direção do movimento do dispositivo, resultando da combinação de movimentos. A posição e o binário constituem o sistema de controlo da entrada. O *Haptic Knob* consiste num sistema estacionário, baseado em duas estruturas de paralelogramo, que possui um botão (háptico) trocável. Desta forma, vários botões podem ser montados na *interface*. A *interface* apresenta a característica de ser ajustável a vários tamanhos de mão e orientação de dedos, bem como a destros ou esquerdinos. Esta *interface* possui quatro sensores que têm a capacidade de medição da regulação da força no polegar e nos dedos opostos, bem como da coordenação do aperto com a força de carga na manipulação de objetos. Assim, é possível inferir dados fisiológicos acerca dos pacientes e examinar o controlo neuro-mecânico da mão. Codificadores de posição também são usados para medir a interação com o paciente. O campo de aplicação do *Haptic Knob* é a terapia física.
Hasegawa et al., 2008 	Mão de assistência de exosqueleto de cinco dedos que se destina ao apoio de atividades da mão e do pulso. O potencial bioelétrico do usuário é usado para controlar o movimento do exosqueleto. É constituída por um controlador do sistema no antebraço do usuário, um exoesqueleto para o dedo na mão e nos dedos do usuário e um mecanismo de ligação paralela para atividades de pulso, entre o controlador e o exosqueleto. O exosqueleto possui três articulações ativas para um dedo indicador, três articulações ativas para combinação de um dedo médio, um dedo anelar e um dedo mínimo e duas articulações ativas para um polegar. Entre a parte do dedo indicador e a parte combinada dos três dedos existem duas juntas passivas. Desta forma, permite onze graus de liberdade, nomeadamente, flexão-extensão e desvio radial-cubital do pulso, pronação-supinação do antebraço, flexão-extensão do polegar (×2), flexão-extensão do dedo indicador (×3) e flexão-extensão de outros dedos juntos (×3). Possui um mecanismo de movimentação do tendão poli-articular que simula conformidade mecânica de um dedo humano para que o exoesqueleto possa agarrar de forma confortável e estável. Com o objetivo de que o exosqueleto possa sincronizar as atividades da mão do usuário sem o auxílio de sensores de força, os autores propõem um novo mecanismo (sistema de deteção dupla) e um novo algoritmo de controlo (controlo de comutação baseado em potencial bioelétrico). O primeiro, juntamente com um mecanismo orientado por tendão, permite que os dedos do usuário se movam livremente quando precisam de assistência técnica com controlo de posição preciso ou controlo de força. O segundo permite que o exosqueleto aumente a força de agarrar apenas quando a gerada pelos dedos do usuário seja relativamente grande. O principal sistema de controlo da entrada é a EMG de superfície. Algumas considerações importantes são: o sistema suporta uma força de aperto proporcional à humana, sendo esta última estimada pelo potencial bioelétrico medido; o sistema não perturba o movimento do dedo humano ao sincronizar o movimento destes quando o suporte de energia não é necessário, de tal modo que o dedo humano possa mover-se como se não usasse nada nele; o sistema de assistência simula a conformidade variável do dedo humano para que a estabilidade e a destreza do aperto possam ser conservadas. O dispositivo inclui 11 motores DC. Consiste numa ortótese usável, cujo campo de aplicação é a assistência de aperto. Os resultados obtidos demonstraram que o usuário recebe suporte de energia do sistema durante as atividades de agarrar e de pulso. Este sistema de suporte ao movimento é capaz de proporcionar 30° de flexão, 20° de extensão, 30° de desvio cubital, 20° de pronação e 20° de supinação.

Tabela 48 - Desenvolvimentos em dispositivos de reabilitação do pulso (continuação)

Autor, ano e imagem	Descrição
Kawasaki et al., 2007	Robô de assistência ao movimento da mão com 18 graus de liberdade. Este fornece uma terapia de reabilitação autocontrolada por pacientes, ou seja, é permitido que a mão debilitada de um paciente seja conduzida pela sua mão saudável no lado oposto, tentando assim que a mão debilitada recupere a capacidade para o nível da mão funcional. Deste modo, o robô suporta o movimento combinado da mão e do pulso, ou seja, os movimentos de flexão-extensão do pulso e de pronação-supinação do antebraço. Além destes, o robô também intervém ao nível dos dedos, incluindo o polegar e a sua oposição. Assim, isto traduz-se na flexão-extensão (ocorre para duas articulações de cada um dos quatro dedos) e adução-abdução de outros dedos e flexão-extensão (ocorre para três articulações) e adução-abdução do polegar. O principal sistema de controlo da entrada são os ângulos articulares da mão saudável. O dispositivo inclui 22 servomotores. Trata-se de um sistema estacionário baseado em exosqueleto, direcionado para a terapia física. Os resultados obtidos demonstraram que o robô possui elevado potencial para proporcionar terapia de reabilitação da mão pelo controlo de auto-movimento. Para realizar a terapia de reabilitação da mão pelos próprios pacientes, será adicionado um sistema de exibição de realidade virtual melhorada. Este dispositivo permite 90° de flexão e 70° de extensão à articulação do pulso. Além disso, permite 90° de pronação e 90° de supinação.
Bartlett et al., 2015	Novo tipo de ortótese vestível, suave, portátil, leve e assistida pneumaticamente, destinada ao fornecimento de assistência dos movimentos do pulso e do antebraço para reabilitação de pacientes hemiparéticos que sofreram AVC. Os autores projetaram esta ortótese para ser usada em casa e para possibilitar a totalidade de graus de liberdade do pulso e do antebraço, ou seja, três graus. A ortótese é constituída por uma luva, uma manga de cotovelo e um mecanismo atuador de tensionamento. Para se obter um movimento, um par de atuadores deve ser ativado, e a *interface* têxtil é responsável por transmitir o movimento dos atuadores ao utilizador. O estado de cada atuador é monitorizado por um sensor de pressão, de modo a que possa ser regulada a pressão de cada atuador. Deste modo, podem ser programados diferentes níveis de assistência nos movimentos de acordo com a capacidade do paciente. Os resultados obtidos demonstraram que o dispositivo auxilia na flexão-extensão e no desvio radial-cubital do pulso e na pronação-supinação do antebraço, bem como na assistência destes mesmos movimentos. Assim, demonstraram a capacidade para fornecer assistência ao movimento em 91° de flexão-extensão, 32° de desvio radial-cubital e 78° de pronação-supinação.
Rashedi et al., 2009	Dispositivo robótico para reabilitação da mão de pacientes que sofreram AVC, que permite dois graus de liberdade, correspondentes aos movimentos de pronação-supinação do antebraço e de flexão-extensão do pulso. Este dispositivo pode operar em três modos distintos, nomeadamente: passivo, bimanual ativo e ativo. O modo passivo permite um ajuste da velocidade e da amplitude do movimento de forma individual. O modo bimanual ativo permite que o membro mais funcional ajude o membro mais debilitado na realização dos movimentos, através de exercícios simétricos. O modo ativo permite a realização de movimentos de forma independente, com a presença de uma resistência ajustável. Cada pega foi conectada através de um eixo a um motor elétrico DC, passando por dois rolamentos, por um acoplamento e por um sensor de binário. Este dispositivo foi submetido a testes clínicos preliminares, os quais demonstraram uma avaliação quantitativa do nível de paresia, bem como da incapacidade dos pacientes.
Aabdallah et al., 2016	Robô inteligente para reabilitação do pulso baseado num mecanismo de *biofeedback*. Este robô é capaz de apoiar movimentos de flexão-extensão e desvio radial-cubital do pulso, possuindo assim dois graus de liberdade. Através do sinal de EMG, este dispositivo é capaz de detetar o grau de dor do paciente. Para tal, é necessário um controlador de lógica difusa na *interface* homem-máquina baseado em *LabVIEW*. Este é usado para determinar o ângulo desejado e, também, a velocidade em tempo real. Este robô tem a capacidade de armazenamento tanto de parâmetros como de resultados de cada exercício, aspeto importante para uma posterior análise da evolução do paciente. Os resultados obtidos mostraram eficácia no processo de tratamento e, também, uma melhoria do tempo de evolução.
Wang et al., 2015	Robô para reabilitação do pulso e dos dedos (função de agarrar) em pacientes com hemiplegia. Este dispositivo é constituído por uma unidade para reabilitação do pulso e outra para reabilitação da mão. Através deste robô, é possível aperfeiçoar o movimento de aperto da mão, com exceção do polegar, e de dois movimentos de rotação do pulso. Os autores projetaram unidades de sensores de binário, capazes de detetar esse mesmo movimento, sendo um aspeto inovador do trabalho.

Tabela 48 - Desenvolvimentos em dispositivos de reabilitação do pulso (continuação)

Autor, ano e imagem	Descrição
HandRehab; Matera et al., 2016	Consiste numa aplicação para *smartphone* denominada *HandRehab*, a qual permite a realização de movimentos de reabilitação do pulso, em qualquer lugar, através do acelerómetro e do GPS do *smartphone*, possibilitando a deteção e medição dos movimentos da mão e do pulso. Ao *smartphone* é acoplada uma tala adaptável aos vários tipos de *smartphone* e confecionada de acordo com a anatomia da mão do paciente. Os dados são armazenados e permitem que o terapeuta observe a evolução do paciente. Os autores verificaram uma alta satisfação por parte dos pacientes submetidos ao ensaio e uma adesão de 90,42%. Além disso, foram avaliados os movimentos obtidos, comparativamente com um programa de reabilitação alternativa, obtendo-se melhorias significativas em todos os planos de movimentos do pulso. Assim, foi obtida uma melhoria de 34,55° para 68,65° na flexão, 30,40° para 63,15° na extensão, 19,30° para 21,15° no desvio radial, 21,30° para 24,30° no desvio cubital, 88,20° para 88,25° na pronação e 81,35° para 88,00° na supinação. Esta alternativa de telereabilitação foi considerada relativamente segura e de fácil rastreio da sua adesão. Relativamente à facilidade de uso, foi obtida uma classificação de >8/10, sendo este também o valor médio obtido para outros parâmetros.
Tsoupikova et al., 2015	Sistema de realidade virtual direcionado para a terapia da extremidade superior (mão e braço) de pessoas que sofreram AVC. Este sistema incentiva a realização de tarefas repetitivas, possuindo uma luva de apoio para ajudar nesse processo. Assim, as tarefas virtuais incentivam a realização de um conjunto de movimentos, tendo como resultado uma melhor execução dos mesmos e a evolução do processo de recuperação do paciente. Os resultados obtidos demonstraram reduções significativas no tempo necessário para realizar os exercícios. Além disso, os pacientes consideraram os exercícios desafiadores.
BloBo Bluetooth Ball; Hsieh et al., 2016	A *BloBo Bluetooth Ball* é um novo sistema para reabilitação do pulso, interativo e diversificado, baseado num jogo animado e numa bola de *Bluetooth BloBo,* pretendendo colmatar o serviço tradicional de reabilitação que na maior parte dos casos se torna repetitivo, chato e monótono e não permite a análise automática do progresso do paciente. A esfera da *BloBo* possui um sensor de pressão, um giroscópio eletrónico e um sensor-G. Com a manipulação da *BloBo Bluetooth Ball* é possível a realização de movimentos de flexão-extensão e desvio radial-cubital do pulso. Permite, ainda, o fortalecimento do aperto através do aperto da *BloBo Bluetooth Ball*. Este é um dispositivo sem fios, que se encontra ligado a um computador através do *Bluetooth*. Como tal, para iniciar o sistema, a bola deve ser atirada ao ar ou deve-se realizar o movimento de sacudir, iniciando a conexão ao computador, sendo os movimentos detetados pelos três sensores mencionados. Este dispositivo recorre ao uso de um jogo de computador ou de uma música, que o paciente deve acompanhar na realização dos seus exercícios de reabilitação. Este sistema permite, então, treinar e avaliar o progresso efetuado na reabilitação, através da recolha automática dos dados do desempenho do paciente, incluindo mesmo as datas em que foram realizados os treinos, bem como o período de tempo. Os dados acerca da recuperação do paciente são armazenados num banco de dados, de modo a permitir uma posterior análise. É possível a seleção do nível pretendido entre fácil, médio ou difícil e também a escolha da mão que se pretende exercitar. O dispositivo tem a capacidade de calcular o aumento no nível de dificuldade, que se traduz num aumento do tempo da música durante o treino. Os participantes indicaram melhorias na reabilitação do pulso ao nível da amplitude de movimentos, pelo que o dispositivo foi considerado ter efeitos positivos, devendo, no entanto, ser alvo de um estudo mais aprofundado. Mais concretamente, a terapia permitiu melhorias de 8-13° na flexão, 7-10° na extensão, 4-5° no desvio radial e 1-3° no desvio cubital.
ExoGlove; Yap et al., 2015	A *ExoGlove* é um tipo de exosqueleto vestível e suave que usa atuadores pneumáticos de rigidez variável, oferecendo a possibilidade de acoplamento a uma luva, destinando-se a exercícios de reabilitação. Os atuadores pneumáticos de rigidez variável, que se encontram acoplados ao lado dorsal da luva consoante os exercícios pretendidos, possibilitam a adaptação a diferentes tipos de mão e permitem atingir diferentes perfis de flexão em diferentes locais. Os resultados obtidos demonstraram que o dispositivo é capaz de guiar os dedos e de criar movimentos na mão, tais como agarrar e beliscar. Os autores utilizaram um sistema de captura do movimento e sensores de força, de forma a caracterizar a força e a amplitude do movimento. Verificou-se um intervalo de movimento aceitável e de força suficiente que permite a realização de diferentes tarefas. Este dipositivo foi projetado para uma conceção com velcro, de modo a possibilitar a sua colocação e retiro.
Polygerinos et al., 2015	Luva robótica de desenho de palma aberta para reabilitação da mão de indivíduos com patologias de aperto funcionais, através de atuadores hidráulicos no lado dorsal da mão. Esta inclui atuadores suaves, os quais consistem em câmaras de elastómeros moldados com reforços de fibra, com capacidade para suportar a gama de movimentos dos dedos. Através da pressurização de fluidos é induzida uma determinada curvatura aos dedos, permitindo o controlo dos mesmos. Assim, quando são pressurizados têm a capacidade para gerar força. Por outro lado, quando não estão acionados caracterizam-se pela sua baixa impedância. A luva robótica caracteriza-se ainda pela incorporação de sensores de pressão fluídicos, com capacidade para medir a pressão interna dos atuadores e, assim, controlar a flexão e extensão dos dedos. Esta luva demonstrou que os atuadores suaves têm a capacidade para replicar os movimentos do dedo e do polegar.

Tabela 48 - Desenvolvimentos em dispositivos de reabilitação do pulso (continuação)

Autor, ano e imagem	Descrição
Chen et al., 2015	Estação de trabalho baseada em luvas cibernéticas e dispositivos de treino de força para reabilitação da disfunção da mão. De forma resumida, o médico digitaliza as informações do doente e estabelece o seu registo no banco de dados. Posteriormente, o paciente usa a luva de dedos de forma a testar a capacidade de movimento das articulações do dedo e a capacidade de preensão. De seguida, o médico faz a prescrição e grava na base de dados. Assim, o paciente pode fazer exercícios, os quais são monitorizados pelo *software*. Deste modo, o profissional de saúde pode avaliar a reabilitação do paciente e ajustar o plano, sendo que estes passos podem novamente ser repetidos. Findo o tratamento, procede-se ao armazenamento da informação clínica do paciente, que poderá ser relevante para pesquisas futuras. Esta estação de trabalho permite medir o traço do movimento das mãos, a força muscular e proporcionar treino às mãos. É permitido ao profissional de saúde avaliar o grau de incapacidade. Em suma, permite diagnosticar a disfunção da mão, avaliar a incapacidade e proporcionar o treino físico.
Polygerinos et al., 2013	Luva pneumática com desenho de palma aberta para reabilitação da mão, baseada em tecnologia robótica suave. Assim, possui atuadores suaves integrados, constituídos por materiais elastoméricos com canais integrados. Estes apresentam a característica de funcionarem como redes pneumáticas. Esta luva foi proposta com o objetivo de proporcionar movimentos de flexão semelhantes aos movimentos de flexão dos dedos humanos. Os resultados experimentais demonstraram que os atuadores são capazes de enrolar mais do que 320°. Além disso, fornecem forças suficientemente elevadas para auxiliar passivamente os dedos humanos a fecharem.
Seabra et al., 2013	A *ControlledBioBall* é um novo tipo de *Powerball*® que tem como objetivo melhorar a efetividade dos processos de reabilitação do pulso em pacientes que sofreram fratura do mesmo, combatendo assim as limitações da *Powerball*® existente no mercado. Este dispositivo permite o ajuste da velocidade através de um motor elétrico que se encontra no interior da esfera. Neste sentido, este dispositivo, ao invés da *Powerball*®, não necessita de ser iniciado manualmente, nem requer um binário mínimo para manter a rotação da massa dentro do dispositivo. A *ControlledBioBall* é um sistema mecatrónico que possui sensores, uma placa de aquisição de dados e uma *interface* homem-máquina. Este dispositivo permite que a reabilitação seja totalmente controlada.
Oblak et al., 2009	Dispositivo háptico universal que permite a reabilitação do braço e do pulso em dois graus de liberdade, direcionado para pacientes com AVC crónico. Assim, a reabilitação do braço ou do pulso depende do modo de configuração em que se encontra o dispositivo, que necessita do bloqueio e desbloqueio de uma junta universal passiva. O desempenho do dispositivo foi avaliado em termos dos limites superior e inferior alcançáveis da faixa de impedância viável. Para tal, foi necessária uma escolha adequada do movimento sinusoidal em oito direções do movimento planar para o modo braço e oito direções do movimento combinado de flexão-extensão do pulso e de pronação-supinação do antebraço para o modo pulso. Os resultados obtidos demonstraram que este é um dispositivo confiável. Assim, pode ser usado repetitivamente, tanto para o pulso como para o braço, nas direções mencionadas. No entanto, os pacientes não conseguiram alcançar as excursões máximas necessárias em qualquer das direções testadas. Deste modo, verificaram-se amplitudes inferiores a 25°, tanto nos movimentos do pulso como do antebraço. Em termos aproximados, a flexão inicial foi 23° e a final de 22,5°. A extensão inicial foi de 6,5° e a final de 12,5°. Por sua vez, o desvio radial inicial foi de 22° e o final de 24°. O desvio cubital inicial foi de 18,5° e o final 19,5°. Quanto à pronação, inicialmente foi de 21,5° e no final teve um ligeiro aumento que não foi significativo. Por último, a supinação inicial foi de 5° e a final de 11,5°.
D'Auria et al., 2016	Novo sistema de baixo custo, baseado numa *interface* háptica, denominada por *Novint Falcon*, e apoiado por uma luva sensorizada no pulso para reabilitação desta articulação. Durante o processo de reabilitação, este dispositivo é capaz de identificar a orientação do pulso, projetando diferentes objetivos de complexidade crescente. Para tal, encontra-se apoiado por uma tecnologia de realidade virtual que proporciona a realização de movimentos essenciais para o paciente, sendo então baseado numa interação humano-computador.

ANEXO II – DADOS ANTROPOMÉTRICOS

Tabela 49 - Características dos participantes envolvidos no estudo antropométrico da mão humana portuguesa (Umami, 2016, p. 61)

	Sexo feminino			Sexo masculino		
	Intervalo	**Média**	**Desvio padrão**	**Intervalo**	**Média**	**Desvio padrão**
Idade (anos)	18.0-29.0	21.8	3.1	18.0-34.0	23.1	4.1
Peso corporal (kg)	45.0-82.0	57.4	8.3	55.9-117.3	72.9	10.5
Estatura (mm)	1500.0-1800.0	1630.0	56.0	1631.0-1930.0	1770.0	66.0

Tabela 50 - Média, desvio padrão e valores de percentis das dimensões da mão esquerda em mulheres portuguesas - em mm (Umami, 2016, p. 62)

Dimensão	**Média**	**Desvio padrão**	**Percentil 5%**	**Percentil 50%**	**Percentil 95%**
1. Comprimento da mão	169.1	8.0	156.4	168.4	180.9
2. Largura máxima da mão	92.3	4.4	86.5	92.0	98.6
3. Profundidade máxima da mão	42.5	3.0	37.7	42.7	48.8
4. Largura das juntas	77.1	3.8	70.9	76.6	83.4
5. Profundidade das juntas	27.4	2.2	24.2	27.3	30.9
6. Circunferência das juntas	180.4	8.6	168.0	180.0	194.0
7. Terceiro dígito para a base do polegar	117.4	7.0	106.2	117.3	128.6
8. Ponta do dedo para a raiz do polegar	58.7	4.5	53.4	57.6	67.6
9. Articulação para a raiz do polegar	29.4	3.5	25.2	28.9	35.1
10. Ponta do dedo para a raiz do dígito 2	67.1	4.3	60.6	66.7	74.8
11. Primeira articulação para a raiz do dígito 2	43.6	3.7	38.1	43.3	49.5
12. Segunda articulação para a raiz do dígito 2	21.9	2.1	19.0	21.7	25.6
13. Ponta do dedo para a raiz do dígito 3	73.7	4.6	66.3	74.3	80.7
14. Primeira articulação para a raiz do dígito 3	49.4	3.8	43.2	49.6	55.1
15. Segunda articulação para a raiz do dígito 3	24.1	2.0	20.6	24.0	27.2
16. Ponta do dedo até à raiz do dígito 5	56.6	4.0	50.4	56.5	62.7
17. Primeira articulação até à raiz do dígito 5	34.1	3.3	29.1	33.7	39.6
18. Segunda articulação até à raiz do dígito 5	16.9	2.0	14.1	17.0	20.1
19. Largura na ponta do polegar	15.9	1.6	13.9	15.6	18.9
20. Largura na articulação do polegar	19.5	1.5	17.7	19.7	21.5
21. Largura na ponta do dígito 2	13.2	1.2	11.6	13.1	15.0
22. Largura na primeira articulação do dígito 2	16.0	1.3	14.4	15.9	18.0
23. Largura na segunda articulação do dígito 2	18.6	1.4	16.6	18.5	20.5
24. Largura na ponta do dedo 3	14.0	1.1	12.6	14.0	15.6
25. Largura na primeira articulação do dedo 3	15.6	1.1	14.0	15.8	17.1
26. Largura na segunda articulação do dedo 3	18.4	1.3	16.7	18.4	20.3
27. Largura na ponta do dígito 5	12.0	1.1	10.7	11.9	13.5
28. Largura na primeira articulação do dígito 5	14.1	1.0	12.6	13.8	15.7
29. Largura na segunda articulação do dígito 5	15.8	1.2	13.9	16.0	17.5
30. Profundidade na ponta do polegar	12.6	5.6	10.0	12.0	14.0
31. Profundidade na articulação do polegar	18.4	1.5	16.5	18.4	20.3
32. Profundidade na ponta do dígito 2	10.4	0.8	9.1	10.3	11.7
33. Profundidade na primeira articulação do dígito 2	13.7	0.9	12.5	13.8	15.0
34. Profundidade na segunda articulação do dígito 2	17.9	1.1	16.2	17.9	20.4
35. Profundidade na ponta do dígito 3	11.9	0.9	10.4	11.9	13.2
36. Profundidade na primeira articulação do dígito 3	13.9	1.0	12.4	13.9	15.5
37. Profundidade na segunda articulação do dígito 3	18.0	1.3	16.1	18.1	19.9
38. Profundidade na ponta do dígito 5	10.8	0.8	9.6	10.7	12.3
39. Profundidade da primeira articulação do dígito 5	13.3	1.1	11.8	13.4	15.4
40. Profundidade da segunda articulação do dígito 5	16.6	1.4	14.5	16.3	18.8

Tabela 51 - Média, desvio padrão e valores de percentis das dimensões da mão direita em mulheres portuguesas - em mm (Umami, 2016, p. 63)

Dimensão	Média	Desvio padrão	Percentil 5%	Percentil 50%	Percentil 95%
1. Comprimento da mão	168.1	8.3	155.4	167.2	179.3
2. Largura máxima da mão	93.3	5.0	85.2	92.8	100.7
3. Profundidade máxima da mão	43.3	3.0	38.9	43.4	47.9
4. Largura das juntas	78.4	4.0	72.7	78.7	85.0
5. Profundidade das juntas	27.8	2.1	24.5	27.8	30.9
6. Circunferência das juntas	183.5	9.0	171.4	182.0	197.6
7. Terceiro dígito para a base do polegar	119.2	6.2	109.8	119.4	128.2
8. Ponta do dedo para a raiz do polegar	59.7	4.3	53.4	59.1	68.1
9. Articulação para a raiz do polegar	30.4	3.5	25.6	30.1	37.2
10. Ponta do dedo para a raiz do dígito 2	67.5	4.2	61.3	67.5	74.7
11. Primeira articulação para a raiz do dígito 2	43.8	3.5	38.4	43.8	49.3
12. Segunda articulação para a raiz do dígito 2	22.0	1.9	19.0	22.0	25.3
13. Ponta do dedo para a raiz do dígito 3	74.1	4.5	66.9	74.3	81.3
14. Primeira articulação para a raiz do dígito 3	49.6	3.8	43.8	49.5	55.3
15. Segunda articulação para a raiz do dígito 3	24.6	2.2	20.6	24.4	28.1
16. Ponta do dedo até à raiz do dígito 5	56.6	4.0	50.3	56.3	63.7
17. Primeira articulação até à raiz do dígito 5	34.0	3.3	29.3	33.7	40.7
18. Segunda articulação até à raiz do dígito 5	17.2	1.9	14.5	17.0	20.6
19. Largura na ponta do polegar	16.2	1.5	13.8	15.9	19.0
20. Largura na articulação do polegar	19.9	1.2	18.0	19.8	21.8
21. Largura na ponta do dígito 2	13.3	0.9	11.7	13.4	14.5
22. Largura na primeira articulação do dígito 2	16.1	1.0	14.6	16.0	17.7
23. Largura na segunda articulação do dígito 2	18.7	1.2	17.0	18.5	20.8
24. Largura na ponta do dedo 3	14.2	0.9	12.8	14.1	15.7
25. Largura na primeira articulação do dedo 3	16.0	1.0	14.6	15.8	17.8
26. Largura na segunda articulação do dedo 3	18.7	1.1	17.2	18.7	20.6
27. Largura na ponta do dígito 5	12.3	0.9	10.9	12.3	13.8
28. Largura na primeira articulação do dígito 5	14.5	1.0	13.0	14.4	16.0
29. Largura na segunda articulação do dígito 5	16.0	1.1	14.4	16.0	17.7
30. Profundidade na ponta do polegar	12.6	1.2	10.9	12.5	14.4
31. Profundidade na articulação do polegar	18.9	1.1	17.2	18.9	20.5
32. Profundidade na ponta do dígito 2	10.7	0.8	9.3	10.7	12.0
33. Profundidade na primeira articulação do dígito 2	13.8	0.9	12.3	13.7	15.0
34. Profundidade na segunda articulação do dígito 2	18.1	1.2	16.0	17.9	20.3
35. Profundidade na ponta do dígito 3	11.9	0.9	10.6	11.9	13.3
36. Profundidade na primeira articulação do dígito 3	14.1	1.0	12.7	14.1	15.8
37. Profundidade na segunda articulação do dígito 3	18.5	1.1	16.8	18.3	20.2
38. Profundidade na ponta do dígito 5	11.1	0.8	9.9	11.1	12.4
39. Profundidade da primeira articulação do dígito 5	13.5	0.9	12.1	13.4	15.1
40. Profundidade da segunda articulação do dígito 5	16.9	1.3	14.9	17.0	19.0

Tabela 52 - Média, desvio padrão e valores de percentis das dimensões da mão esquerda em homens portugueses - em mm (Umami, 2016, p. 64)

Dimensão	Média	Desvio padrão	Percentil 5%	Percentil 50%	Percentil 95%
1. Comprimento da mão	187.6	7.9	174.3	187.7	200.3
2. Largura máxima da mão	104.8	4.1	98.2	104.9	111.1
3. Profundidade máxima da mão	48.6	4.0	43.3	48.7	53.8
4. Largura das juntas	86.8	3.7	80.9	86.9	92.7
5. Profundidade das juntas	31.1	3.1	28.1	30.8	35.3
6. Circunferência das juntas	203.6	7.4	192.1	204.0	215.0
7. Terceiro dígito para a base do polegar	129.3	0.0	117.0	128.4	140.4
8. Ponta do dedo para a raiz do polegar	64.5	6.9	59.6	65.5	71.9
9. Articulação para a raiz do polegar	31.3	3.4	26.0	31.4	36.2
10. Ponta do dedo para a raiz do dígito 2	73.9	4.0	67.7	74.1	80.7

Tabela 52 - Média, desvio padrão e valores de percentis das dimensões da mão esquerda em homens portugueses - em mm (Umami, 2016, p. 64 – continuação)

Dimensão	Média	Desvio padrão	Percentil 5%	Percentil 50%	Percentil 95%
11. Primeira articulação para a raiz do dígito 2	47.1	3.5	40.9	46.8	52.4
12. Segunda articulação para a raiz do dígito 2	23.3	2.3	20.0	23.2	26.7
13. Ponta do dedo para a raiz do dígito 3	81.9	4.0	75.3	81.8	88.7
14. Primeira articulação para a raiz do dígito 3	54.0	3.1	48.7	54.4	59.5
15. Segunda articulação para a raiz do dígito 3	26.4	2.2	22.5	26.5	29.9
16. Ponta do dedo até à raiz do dígito 5	63.5	3.8	58.1	63.4	71.3
17. Primeira articulação até à raiz do dígito 5	37.9	3.0	33.4	37.7	43.1
18. Segunda articulação até à raiz do dígito 5	18.6	1.9	15.6	18.6	22.0
19. Largura na ponta do polegar	18.2	1.6	15.8	18.0	20.9
20. Largura na articulação do polegar	22.4	1.3	20.6	22.4	24.5
21. Largura na ponta do dígito 2	15.2	1.0	13.6	15.1	16.9
22. Largura na primeira articulação do dígito 2	18.3	1.1	16.7	18.3	20.2
23. Largura na segunda articulação do dígito 2	21.5	1.1	19.7	21.6	23.1
24. Largura na ponta do dedo 3	16.1	1.0	14.3	16.2	17.4
25. Largura na primeira articulação do dedo 3	18.0	1.0	16.3	18.0	19.5
26. Largura na segunda articulação do dedo 3	21.2	1.2	19.0	21.2	23.1
27. Largura na ponta do dígito 5	13.8	1.0	12.4	13.8	15.6
28. Largura na primeira articulação do dígito 5	16.4	1.0	14.8	16.4	17.9
29. Largura na segunda articulação do dígito 5	18.0	1.1	16.4	18.0	19.7
30. Profundidade na ponta do polegar	13.1	1.2	11.5	13.1	15.2
31. Profundidade na articulação do polegar	20.8	1.5	18.3	20.8	23.2
32. Profundidade na ponta do dígito 2	11.7	1.1	10.3	11.6	13.3
33. Profundidade na primeira articulação do dígito 2	15.2	1.1	13.7	15.2	16.7
34. Profundidade na segunda articulação do dígito 2	19.7	1.9	18.2	19.8	21.6
35. Profundidade na ponta do dígito 3	13.1	1.0	11.5	13.0	14.7
36. Profundidade na primeira articulação do dígito 3	15.6	1.1	13.6	15.8	17.3
37. Profundidade na segunda articulação do dígito 3	20.0	1.4	17.8	20.2	22.1
38. Profundidade na ponta do dígito 5	12.2	0.9	10.6	12.3	13.4
39. Profundidade da primeira articulação do dígito 5	15.0	1.1	13.3	14.9	16.7
40. Profundidade da segunda articulação do dígito 5	19.1	1.4	17.0	19.2	21.4

Tabela 53 - Média, desvio padrão e valores de percentis das dimensões da mão direita em homens portugueses - em mm (Umami, 2016, p. 65)

Dimensão	Média	Desvio padrão	Percentil 5%	Percentil 50%	Percentil 95%
1. Comprimento da mão	186.9	7.7	173.7	186.5	199.8
2. Largura máxima da mão	106.1	3.8	101.1	105.8	112.5
3. Profundidade máxima da mão	49.8	3.6	44.7	49.4	56.1
4. Largura das juntas	88.1	3.2	83.1	87.9	93.0
5. Profundidade das juntas	31.3	1.8	28.4	31.4	34.5
6. Circunferência das juntas	205.7	7.1	194.4	205.0	217.3
7. Terceiro dígito para a base do polegar	130.8	6.3	121.4	130.7	141.9
8. Ponta do dedo para a raiz do polegar	65.6	3.5	59.1	65.8	70.7
9. Articulação para a raiz do polegar	31.7	3.2	26.2	32.3	36.3
10. Ponta do dedo para a raiz do dígito 2	73.7	4.0	67.3	73.8	80.0
11. Primeira articulação para a raiz do dígito 2	47.0	3.5	42.2	46.6	53.1
12. Segunda articulação para a raiz do dígito 2	23.0	2.0	20.2	22.8	26.4
13. Ponta do dedo para a raiz do dígito 3	81.7	3.9	75.5	81.6	88.6
14. Primeira articulação para a raiz do dígito 3	54.0	3.1	49.0	53.7	58.9
15. Segunda articulação para a raiz do dígito 3	26.5	2.2	22.8	27.0	29.9
16. Ponta do dedo até à raiz do dígito 5	63.7	3.9	57.6	63.9	71.1
17. Primeira articulação até à raiz do dígito 5	37.9	3.0	33.3	37.7	43.2
18. Segunda articulação até à raiz do dígito 5	19.0	1.8	16.4	19.0	22.0
19. Largura na ponta do polegar	18.5	1.7	16.0	18.5	21.0
20. Largura na articulação do polegar	22.5	1.2	20.6	22.4	24.6

Tabela 53 - Média, desvio padrão e valores de percentis das dimensões da mão direita em homens portugueses - em mm (Umami, 2016, p. 65 – continuação)

Dimensão	Média	Desvio padrão	Percentil 5%	Percentil 50%	Percentil 95%
21. Largura na ponta do dígito 2	15.1	1.0	13.5	15.2	16.6
22. Largura na primeira articulação do dígito 2	18.3	1.1	16.8	18.3	19.8
23. Largura na segunda articulação do dígito 2	21.4	1.1	19.6	21.4	23.1
24. Largura na ponta do dedo 3	16.3	1.1	14.6	16.3	18.0
25. Largura na primeira articulação do dedo 3	18.4	1.1	16.7	18.2	20.1
26. Largura na segunda articulação do dedo 3	21.6	1.1	19.7	21.8	23.3
27. Largura na ponta do dígito 5	14.2	0.9	12.7	14.2	15.5
28. Largura na primeira articulação do dígito 5	16.7	1.0	15.4	16.7	18.3
29. Largura na segunda articulação do dígito 5	18.5	1.0	16.8	18.5	19.8
30. Profundidade na ponta do polegar	13.6	1.6	11.6	13.8	15.2
31. Profundidade na articulação do polegar	21.5	1.2	19.7	21.4	23.8
32. Profundidade na ponta do dígito 2	11.8	09	10.4	11.8	13.1
33. Profundidade na primeira articulação do dígito 2	15.4	0.9	14.0	15.5	16.7
34. Profundidade na segunda articulação do dígito 2	20.2	1.1	18.4	20.1	21.8
35. Profundidade na ponta do dígito 3	13.1	1.0	11.7	13.1	14.7
36. Profundidade na primeira articulação do dígito 3	15.9	1.1	14.2	15.8	17.7
37. Profundidade na segunda articulação do dígito 3	20.6	1.2	18.5	20.6	22.4
38. Profundidade na ponta do dígito 5	12.3	0.9	11.1	12.2	13.8
39. Profundidade da primeira articulação do dígito 5	15.3	1.0	13.6	15.3	16.8
40. Profundidade da segunda articulação do dígito 5	19.0	1.3	16.7	18.9	21.1

Tabela 54 - Dimensões do pulso, da mão e do antebraço (Tilley, 1993)

	Sexo masculino			Sexo feminino		
	Percentil 1% (mm)	Percentil 50% (mm)	Percentil 99% (mm)	Percentil 1% (mm)	Percentil 50% (mm)	Percentil 99% (mm)
A. circunferência do pulso	152.40	175.26	198.12	134.62	149.86	167.64
B. largura do pulso	58.42	68.58	76.20	50.80	58.42	66.04
C. espessura do pulso	38.10	43.18	50.80	30.48	38.10	43.18
D. comprimento do dorso	66.04	76.20	86.36	63.50	73.66	83.82
E. comprimento da mão	167.64	190.50	213.36	152.40	175.26	198.12
F. largura da mão	78.74	88.90	99.06	68.58	76.20	83.82
G. espessura da mão	27.94	33.02	38.10	23.62	27.69	31.75
H. dobra distal do pulso ao centro do movimento	66.04	76.20	86.36	63.50	73.66	83.82
I. comprimento do aperto	96.52	119.38	142.24	96.52	109.22	121.92
J. largura do aperto	86.36	93.98	104.14	76.20	83.82	91.44
K. diâmetro ótimo do pulso	31.75-38.10	31.75-38.10	31.75-38.10	31.75-38.10	31.75-38.10	31.75-38.10
L. comprimento do antebraço	233.68	256.54	274.32	210.82	233.68	246.38
	Percentil 5% (mm)		**Percentil 95% (mm)**	**Percentil 5% (mm)**		**Percentil 95% (mm)**
M. circunferência do antebraço superior	60.96		81.28	60.96		81.28

ANEXO III – ENTREVISTAS INICIAIS

Informações:

Nome:

Função:

Anos de experiência:

Contacto:

Local de trabalho:

Data da entrevista:

Duração da entrevista:

Questões a abordar:

1. Quais são os tipos de patologias que afetam com mais frequência o pulso?
2. Quando o pulso é lesionado, qual é o processo de imobilização e reabilitação que se segue?
3. Quais as funcionalidades mais importantes? Se o processo de reabilitação for dividido em 3 fases (inicial, intermédia e final) que tipos de exercícios devem ser realizados em cada fase?
4. Após quanto tempo o processo de reabilitação pode ser iniciado?
5. Quais são os primeiros exercícios que se devem proporcionar ao pulso?
6. Qual o tipo de terapia/movimento/exercício mais tolerado e do agrado dos pacientes?
7. Quais os dispositivos com formas mais ergonómicas/ mais confortáveis para os pacientes?
8. Ao fim de quanto tempo o paciente apresenta uma mobilidade do pulso satisfatória?
9. Em média, quanto tempo demora o processo de reabilitação?
10. Quais são as maiores limitações que os pacientes encontram?
11. Quais são os dispositivos que usam para a reabilitação do pulso? E que movimentos proporcionam? E em que gama de preços se encontram?
12. Quais são as maiores limitações dos dispositivos existentes? Que tipo de dispositivo/funcionalidade considera que está em falta e que deveria ser desenvolvido? (Melhorias incrementais aos dispositivos existentes – otimização de funcionalidades)
13. O paciente pode fazer a reabilitação do seu pulso em casa (através de um dispositivo médico para o efeito) sem supervisão?
14. Quanto tempo dura cada sessão de fisioterapia?
15. Que custos acarreta a reabilitação do pulso de um paciente para a clínica e para o próprio?
16. Que valor monetário considera que um novo dispositivo deva possuir, de modo a ser introduzido nas clínicas de reabilitação?
17. Considera pertinente o desenvolvimento de um dispositivo que numa fase inicial proporciona uma vibração ao pulso de modo a fortalecer os músculos envolventes e também permita movimentos de flexão, extensão, desvio radial, desvio cubital, pronação e supinação? E que

numa fase posterior possibilita a realização de movimentos de pronação, supinação e de preensão com resistência, e que para além disso permite ainda os movimentos de flexão, extensão, desvio radial e desvio cubital? Acha que terá aceitação por parte dos pacientes? Quais são os benefícios deste tipo de vibração?

18. Haverá algum aspeto que gostaria de mencionar e não foi focado na entrevista?

ANEXO VII – QUESTIONÁRIO DOS TERAPEUTAS

Informações:

Nome:

Função:

Anos de experiência:

Contacto:

Local de trabalho:

Data do questionário:

Após o teste que realizou com os dispositivos, por favor responda às seguintes questões para cada um deles:

1. Considera que a vibração utilizada é contraindicada?
2. Em que casos indicaria a utilização do dispositivo?
3. Em que fase pode ser utilizado o dispositivo?
4. Durante quanto tempo deve ser realizada a terapia (por dia)?
5. Que modificações implementaria no dispositivo?
6. Como classifica a facilidade de operar do dispositivo?
7. Considera que o dispositivo acrescenta algo a dispositivos já existentes?
8. Considera o dispositivo benéfico para a reabilitação do pulso? Em que aspetos?
9. Globalmente como avalia o dispositivo?
10. Considera as dimensões do dispositivo apropriadas?
11. Considera a aparência (forma) do dispositivo atrativa?
12. Haverá algum aspeto que gostasse de focar?

Globalmente, qual dos dispositivos considera mais benéfico e apropriado para a reabilitação do pulso? Porquê?

ANEXO VIII – QUESTIONÁRIO DOS PACIENTES

Informações:

Nome:

Idade:

Patologia:

Lado:

Cirurgia:

Sessões de fisioterapia até ao momento:

Dor:

Antecedentes:

Amplitude dos movimentos antes da terapia:

Flexão:

Extensão:

Desvio radial:

Desvio cubital:

Pronação:

Supinação:

Duração da terapia:

Questionário

Após a terapia com o dispositivo vibratório, por favor avalie os seguintes parâmetros, numa escala de 1 a 5, sendo 1: inadequado, 2: pouco satisfatório, 3: satisfatório, 4: bom, 5: excelente e NS/NR: não sabe/não responde.

1. **Tamanho adequado**

1	2	3	4	5	NS/NR

2. **Aparência atrativa**

1	2	3	4	5	NS/NR

3. **Conceção ergonómica**

1 2 3 4 5 NS/NR

4. Facilidade de uso

1 2 3 4 5 NS/NR

5. Conforto

1 2 3 4 5 NS/NR

6. Alívio da dor

1 2 3 4 5 NS/NR

7. Ausência de dor durante a utilização

1 2 3 4 5 NS/NR

8. Ausência de suor

1 2 3 4 5 NS/NR

9. Bem-estar na utilização

1 2 3 4 5 NS/NR

10. Relaxamento muscular

1 2 3 4 5 NS/NR

11. Melhorias nas amplitudes dos movimentos

1 2 3 4 5 NS/NR

12. Melhoria da sensibilidade e propriocetividade

1 2 3 4 5 NS/NR

13. Melhoria do movimento de preensão/agarrar

1 2 3 4 5 NS/NR

14. Melhoria da força

1	2	3	4	5	NS/NR

15. Melhorias globais

1	2	3	4	5	NS/NR

16. Recomendaria a alguém

1	2	3	4	5	NS/NR

17. Apreciação global do dispositivo / avaliação da terapia

1	2	3	4	5	NS/NR

Amplitudes dos movimentos após a terapia:

Flexão:

Extensão:

Desvio radial:

Desvio cubital:

Pronação:

Supinação:

Outras informações:

ANEXO IX – RESULTADOS EM PACIENTES

Tabela 65 – Amplitudes articulares do paciente 1 antes e após a terapia com cada um dos protótipos

	Paciente 1			
	Protótipo 2		**Protótipo 1**	
	Antes	**Depois**	**Antes**	**Depois**
Flexão	45°	69°	66°	78°
Extensão	49°	59°	52°	65°
Desvio radial	10°	15°	11°	15°
Desvio cubital	17°	24°	23°	30°
Pronação	80°	84°	84°	85°
Supinação	75°	87°	85°	90°

Tabela 66 - Amplitudes articulares do paciente 2 antes e após a terapia com cada um dos protótipos

	Paciente 2			
	Protótipo 2		**Protótipo 1**	
	Antes	**Depois**	**Antes**	**Depois**
Flexão	62°	68°	68°	74°
Extensão	66°	69°	68°	77°
Desvio radial	9°	12°	12°	15°
Desvio cubital	19°	28°	27°	29°
Pronação	85°	85°	85°	85°
Supinação	78°	87°	83°	90°

Tabela 67 - Amplitudes articulares do paciente 3 antes e após a terapia com cada um dos protótipos

	Paciente 3			
	Protótipo 2		**Protótipo 1**	
	Antes	**Depois**	**Antes**	**Depois**
Flexão	68°	80°	79°	84°
Extensão	69°	74°	74°	81°
Desvio radial	12°	15°	13°	15°
Desvio cubital	23°	30°	27°	30°
Pronação	85°	85°	85°	85°
Supinação	90°	90°	90°	90°

Tabela 68 - Amplitudes articulares do paciente 4 antes e após a terapia com cada um dos protótipos

	Paciente 4			
	Protótipo 1		**Protótipo 2**	
	Antes	**Depois**	**Antes**	**Depois**
Flexão	58°	67°	59°	69°
Extensão	60°	65°	61°	66°
Desvio radial	10°	13°	11°	15°
Desvio cubital	20°	28°	26°	30°
Pronação	85°	85°	85°	85°
Supinação	90°	90°	90°	90°

Tabela 69 - Amplitudes articulares do paciente 5 antes e após a terapia com cada um dos protótipos

	Paciente 5			
	Protótipo 1		Protótipo 2	
	Antes	Depois	Antes	Depois
Flexão	30°	38°	38°	58°
Extensão	44°	48°	48°	67°
Desvio radial	8°	12°	12°	15°
Desvio cubital	16°	21°	18°	29°
Pronação	85°	85°	85°	85°
Supinação	90°	90°	90°	90°

Tabela 70 - Amplitudes articulares do paciente 6 antes e após a terapia com cada um dos protótipos

	Paciente 6			
	Protótipo 1		Protótipo 2	
	Antes	Depois	Antes	Depois
Flexão	58°	62°	59°	66°
Extensão	60°	66°	64°	71°
Desvio radial	15°	15°	15°	15°
Desvio cubital	23°	27°	26°	30°
Pronação	85°	85°	85°	85°
Supinação	88°	88°	88°	90°

Tabela 71 - Amplitudes articulares do paciente 7 antes e após a terapia com cada um dos protótipos

	Paciente 7			
	Protótipo 1		Protótipo 2	
	Antes	Depois	Antes	Depois
Flexão	60°	64°	61°	65°
Extensão	60°	64°	63°	68°
Desvio radial	12°	15°	12°	15°
Desvio cubital	21°	24°	21°	28°
Pronação	85°	85°	85°	85°
Supinação	90°	90°	90°	90°

Tabela 72 - Amplitudes articulares do paciente 8 antes e após a terapia com cada um dos protótipos

	Paciente 8			
	Protótipo 2		Protótipo 1	
	Antes	Depois	Antes	Depois
Flexão	30°	30°	30°	46°
Extensão	30°	34°	32°	42°
Desvio radial	8°	9°	9°	11°
Desvio cubital	20°	23°	21°	25°
Pronação	85°	85°	85°	85°
Supinação	87°	87°	87°	89°

Tabela 73 - Amplitudes articulares do paciente 9 antes e após a terapia com cada um dos protótipos

	Paciente 9			
	Protótipo 1		Protótipo 2	
	Antes	Depois	Antes	Depois
Flexão	35º	48º	48º	54º
Extensão	23º	47º	41º	60º
Desvio radial	6º	14º	10º	15º
Desvio cubital	19º	23º	20º	28º
Pronação	25º	47º	47º	75º
Supinação	10º	27º	27º	46º

Tabela 74 - Pontuações obtidas para cada parâmetro consoante os pacientes (P1 a P9) e respetiva média para o protótipo 1

	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
1	5	5	5	4	5	3	4	4	5
2	3	3	2	4	4	2	4	3	3
3	5	5	5	4	5	4	3	4	5
4	5	5	5	5	5	5	5	5	5
5	5	5	5	5	5	4	5	5	5
6	4	5	4	4	5	4	4	4	5
7	5	5	5	5	5	4	4	5	5
8	5	5	5	3	4	5	5	4	5
9	5	5	5	5	5	4	4	5	5
10	5	4	4	5	5	3	3	NS/NR	4
11	4	5	4	4	5	3	4	4	4
12	4	4	5	4	NS/NR	2	2	3	4
13	5	4	4	5	5	4	4	4	5
14	4	3	3	4	NS/NR	2	3	3	NS/NR
15	4	4	4	4	4	4	4	4	4
16	4	5	5	5	5	5	4	5	5
17	4	5	4	5	5	5	4	4	5

Tabela 75 – Pontuações obtidas para cada parâmetro consoante os pacientes (P1 a P9) e respetiva média para o protótipo 2

	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
1	5	5	5	5	5	3	4	4	5
2	4	4	3	5	5	2	5	4	4
3	5	5	5	5	5	4	3	4	5
4	5	5	5	5	5	5	5	5	5
5	5	5	4	5	5	3	4	4	5
6	4	5	4	4	4	3	3	4	4
7	5	5	5	4	5	3	3	4	NS/NR
8	5	5	5	5	5	5	5	5	5
9	5	5	5	5	5	3	4	4	5
10	5	4	4	5	4	3	3	4	4
11	4	5	4	5	4	2	4	4	4
12	NS/NR	3	5	5	4	2	3	3	4
13	5	5	5	5	4	4	4	5	4
14	5	4	4	4	4	2	3	NS/NR	4
15	4	5	4	4	4	4	4	4	NS/NR
16	5	5	5	5	5	5	4	5	5
17	4	5	4	5	5	5	4	4	5

ANEXO X – ACELERAÇÕES

Tabela 76 - Especificações técnicas do sensor 353B32 (Piezotronics, 2017a)

Item	Especificação
Sensibilidade	(±5%) 50 mV/g (5.10 mV/(m/s²))
Faixa de medição	±100 g pk (±981 m/s² pk)
Resolução de banda larga	0.001 g rms (0.01 m/s² rms)
Faixa de frequência	(±5%) 1 a 5000 Hz
Elemento de deteção	Quartzo

Tabela 77 - Especificações técnicas do condicionador de sinal 482A22 (Piezotronics, 2017b)

Item	Especificação
Estilo	Baixo ruído, alimentação AC E DC
Canais	4
Excitação do sensor	26 V, 2 a 20 mA
Ganho	Unidade
Resposta de baixa frequência (-5%)	<0.1 Hz
Resposta de alta frequência (-5%)	>1 MHz
Ruído de banda larga (no ganho unitário)	<3.25 µV rms
Potência requerida	36 V DC, 120 mA

Tabela 78 - Especificações técnicas do condutor NI PCI-6251 (Instruments, 2017b)

Item	Especificação
Canais de terminação única da entrada analógica	16
Resolução	16 bits
Faixa máxima de tensão	-10 V-10 V
Linhas com *clock*	8
Taxa máxima de *clock*	10 MHz

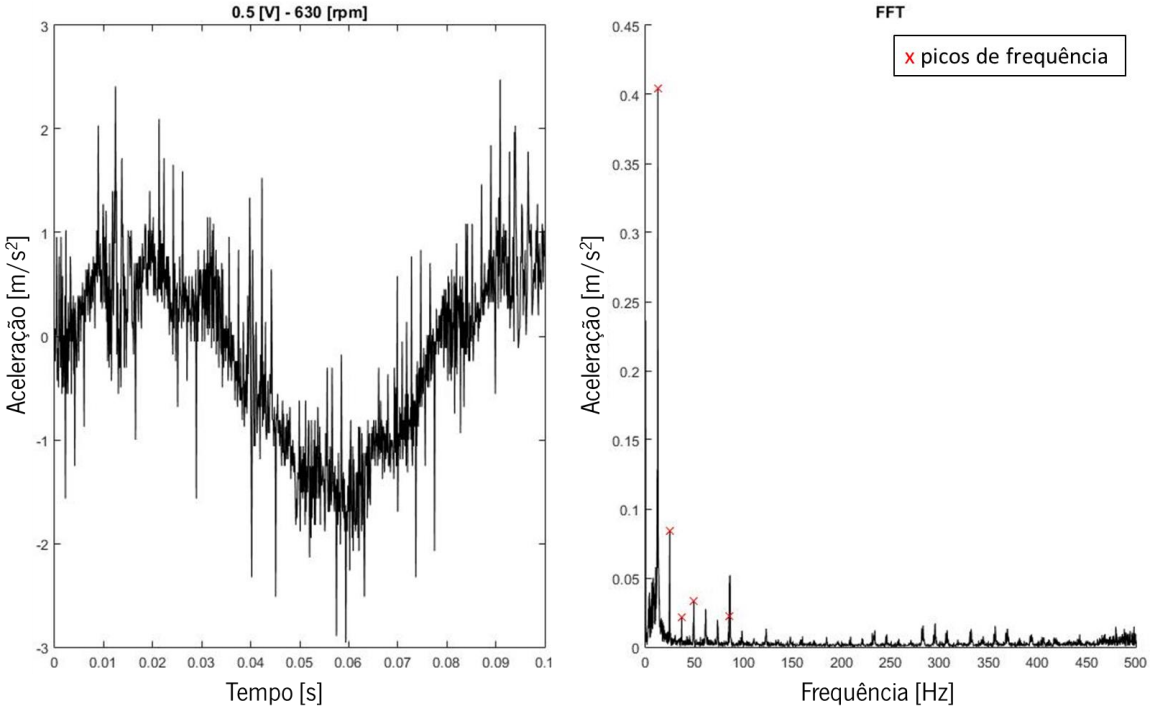


Figura 79 - Resultados obtidos para o protótipo 1 a uma tensão de 0.5 V na mão feminina.

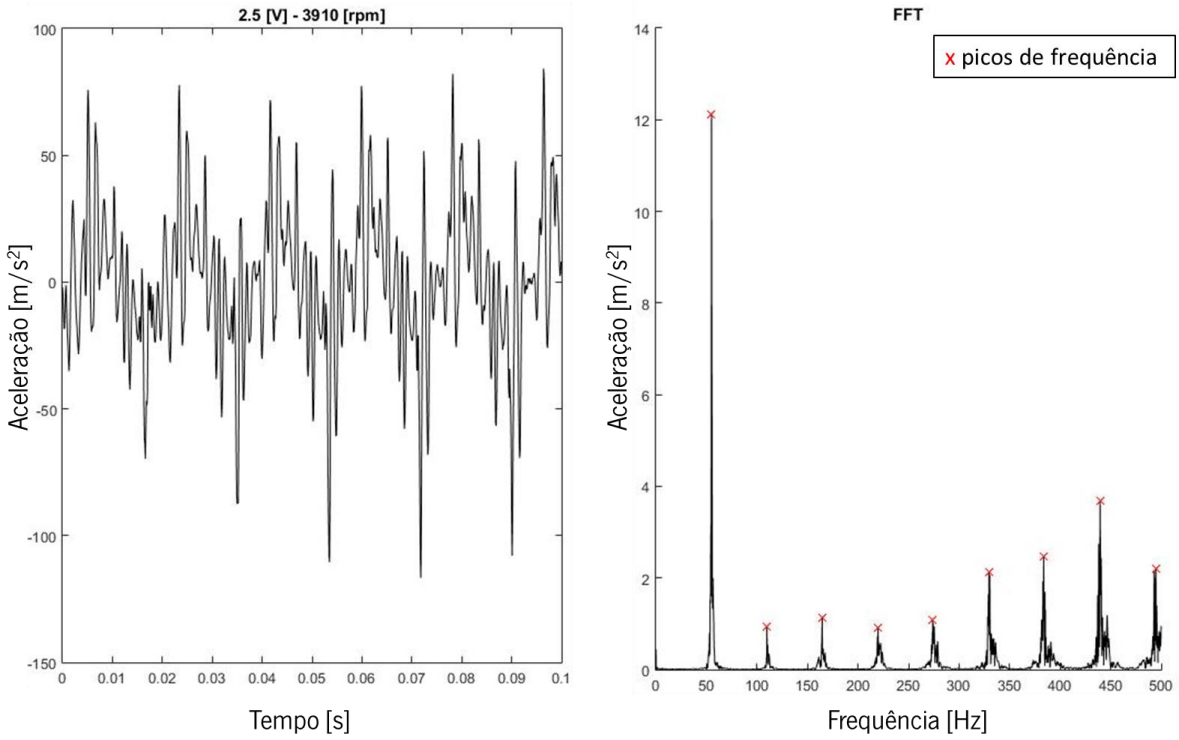


Figura 80 - Resultados obtidos para o protótipo 1 a uma tensão de 2.5 V na mão feminina.

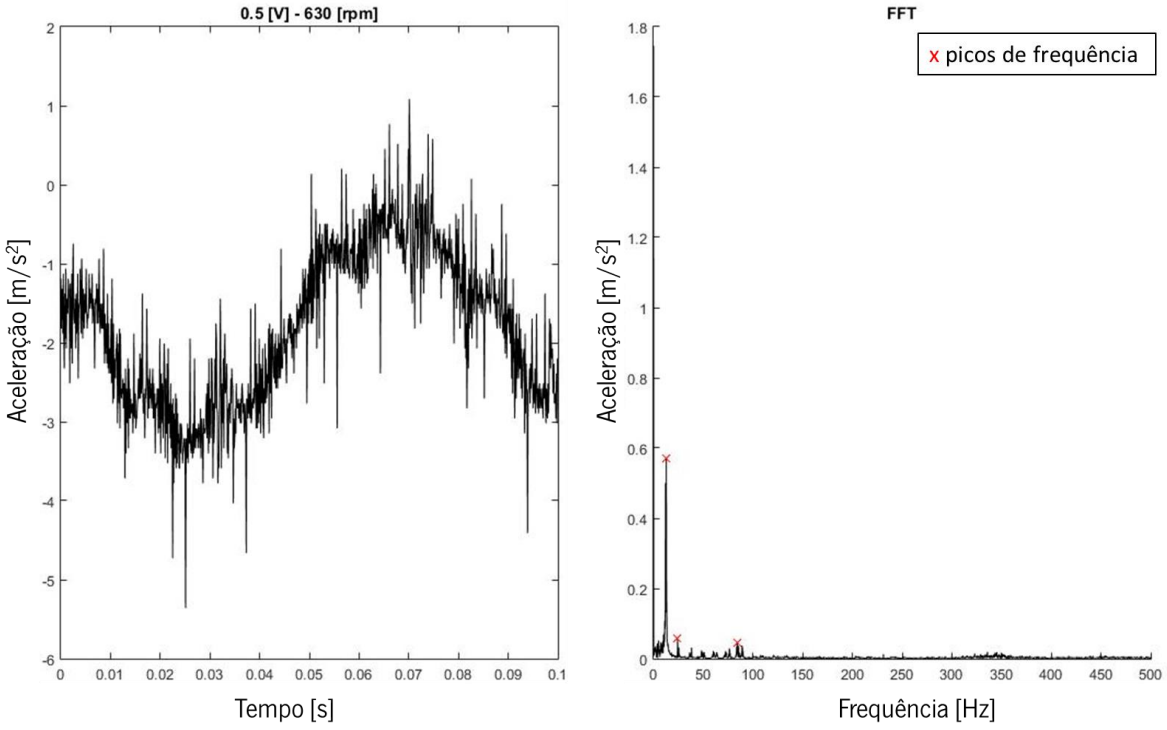


Figura 81 - Resultados obtidos para o protótipo 1 a uma tensão de 0.5 V na mão masculina.

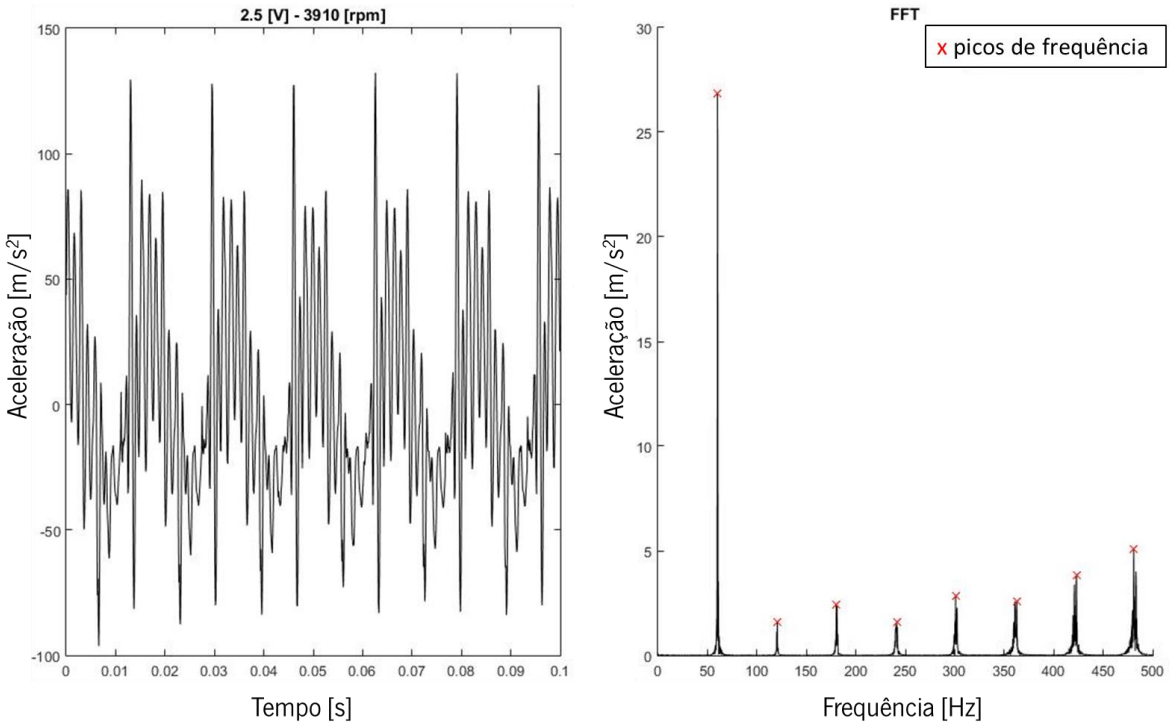


Figura 82 - Resultados obtidos para o protótipo 1 a uma tensão de 2.5 V na mão masculina.

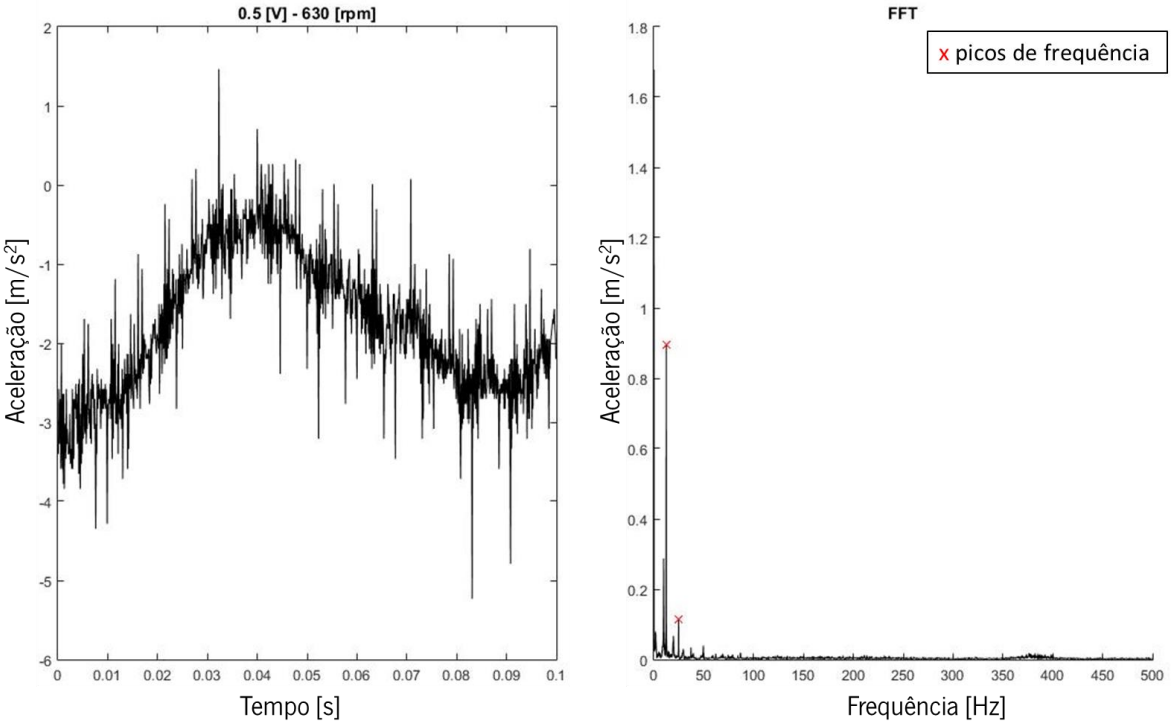


Figura 83 - Resultados obtidos para o eixo x do protótipo 2 a uma tensão de 0.5 V na mão feminina.

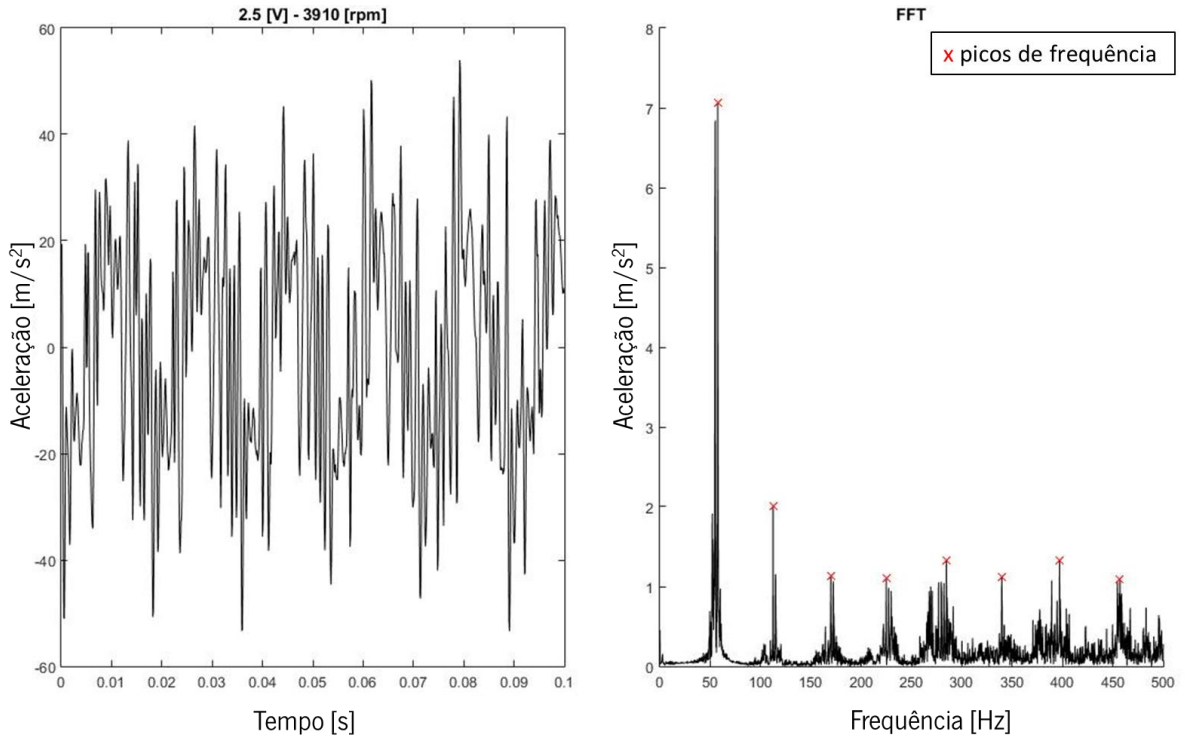


Figura 84 - Resultados obtidos para o eixo x do protótipo 2 a uma tensão de 2.5 V na mão feminina.

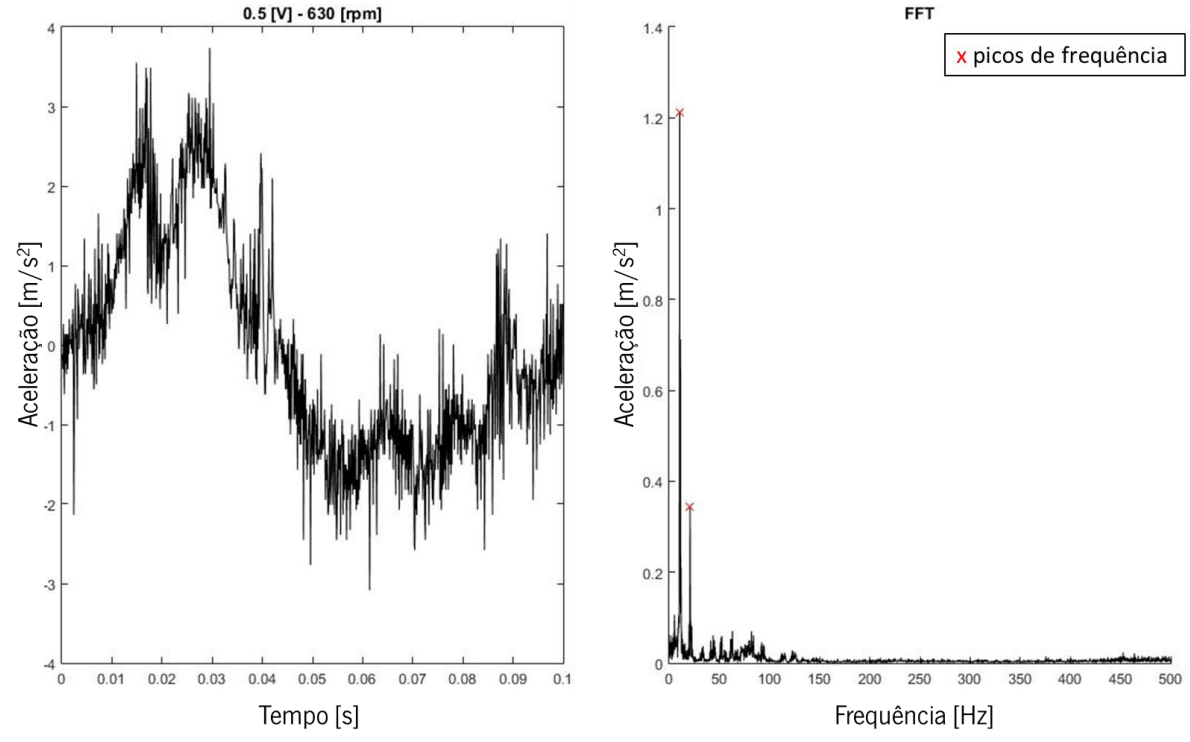


Figura 85 - Resultados obtidos para o eixo y do protótipo 2 a uma tensão de 0.5 V na mão feminina.

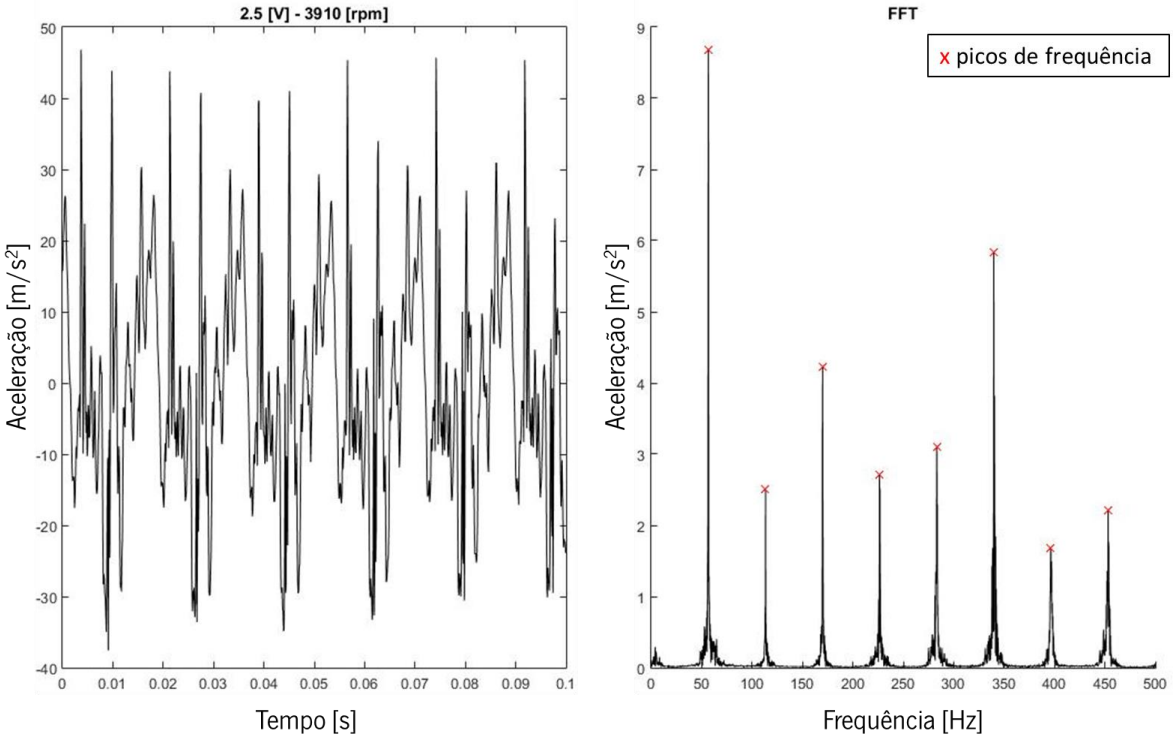


Figura 86 - Resultados obtidos para o eixo y do protótipo 2 a uma tensão de 2.5 V na mão feminina.

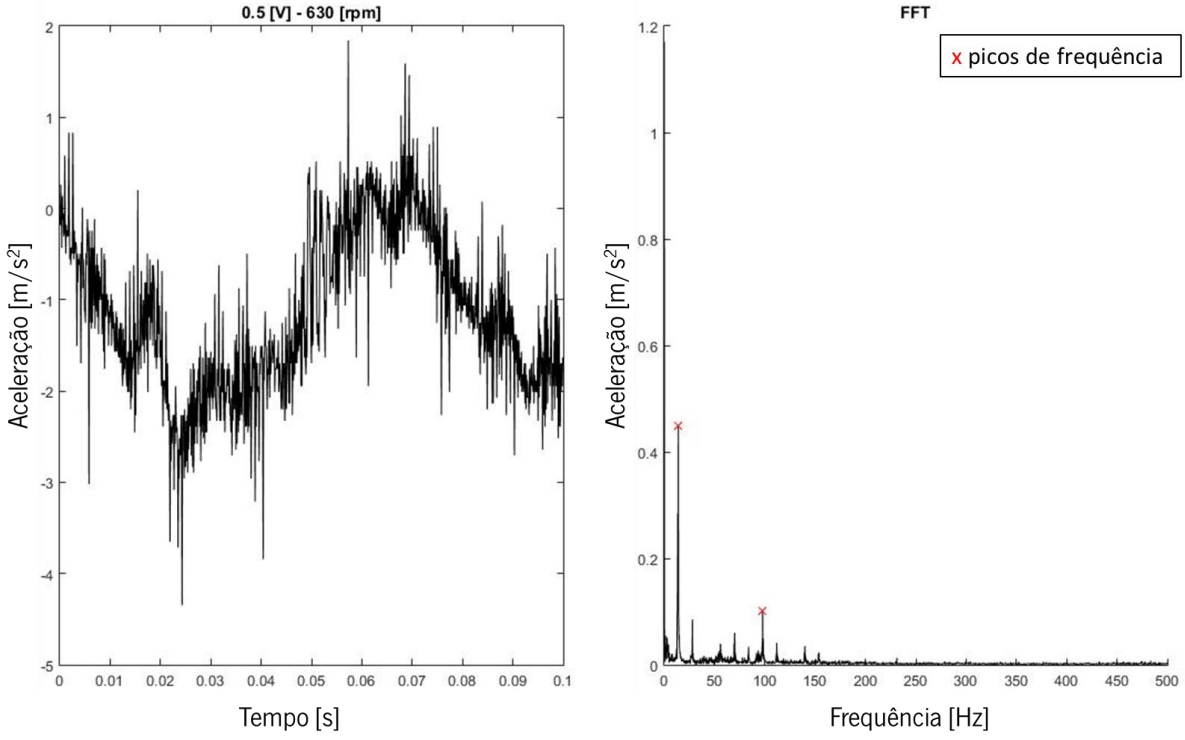


Figura 87 - Resultados obtidos para o eixo z do protótipo 2 a uma tensão de 0.5 V na mão feminina.

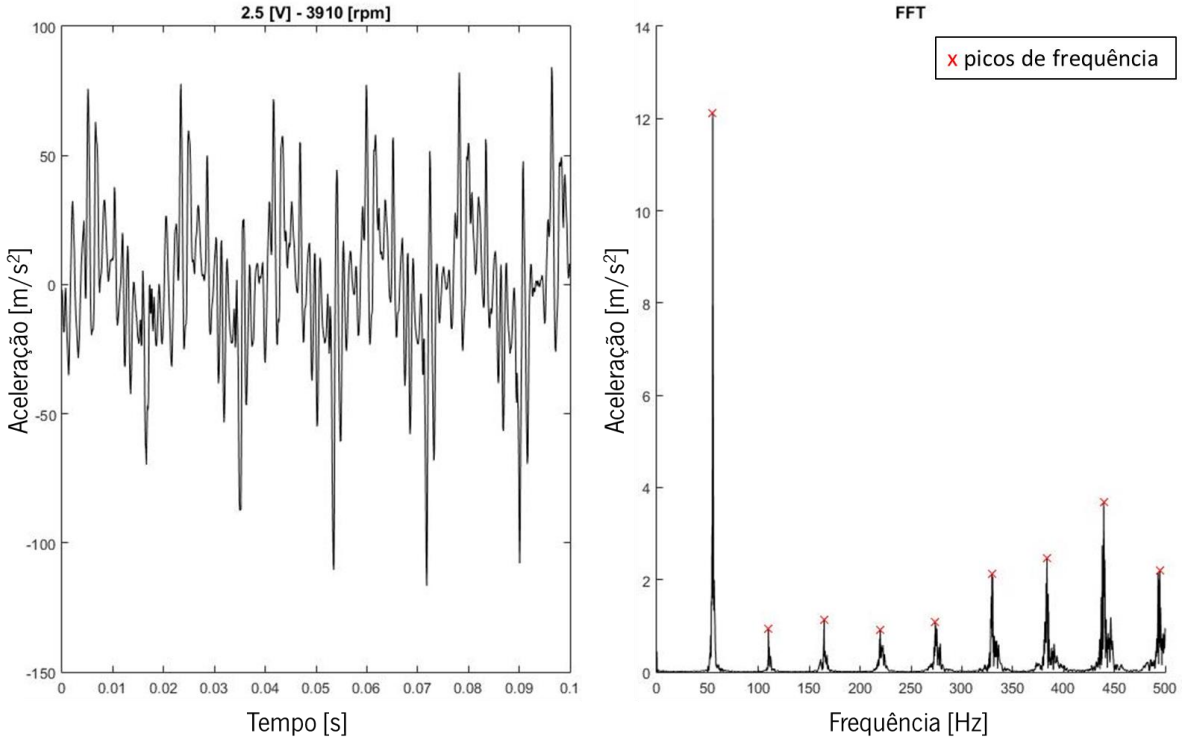


Figura 88 - Resultados obtidos para o eixo z do protótipo 2 a uma tensão de 2.5 V na mão feminina.

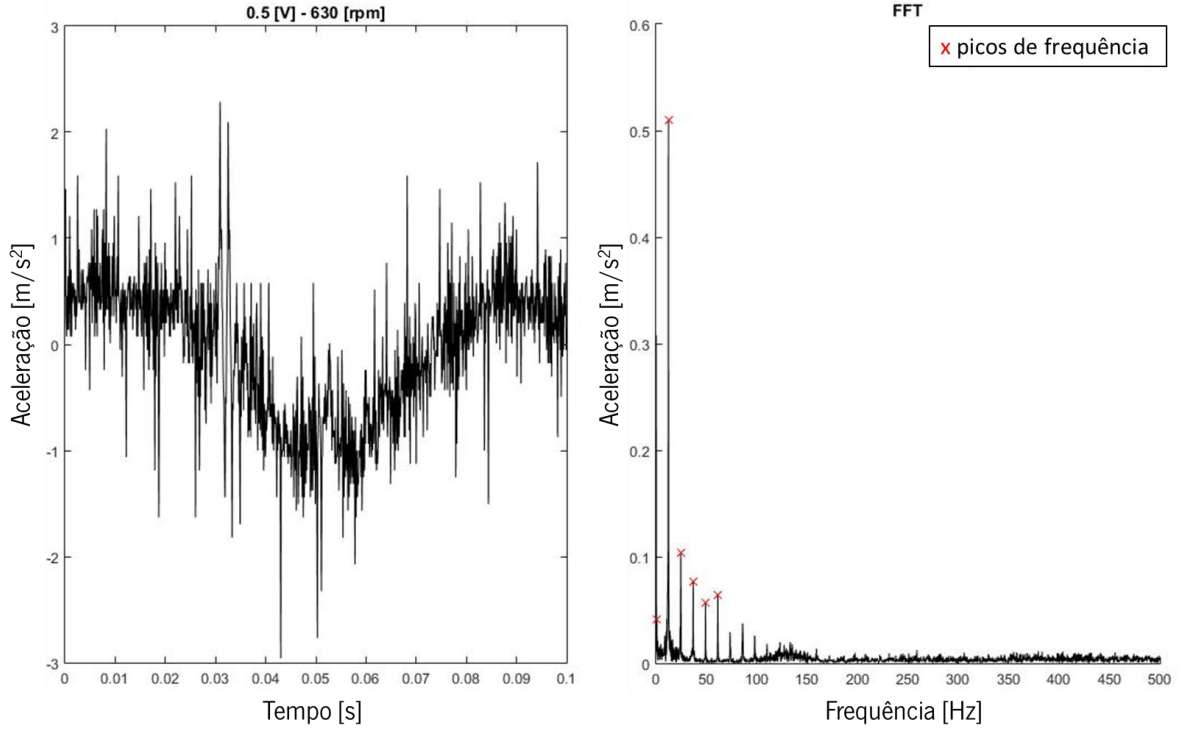


Figura 89 - Resultados obtidos para o eixo x do protótipo 2 a uma tensão de 0.5 V na mão masculina.

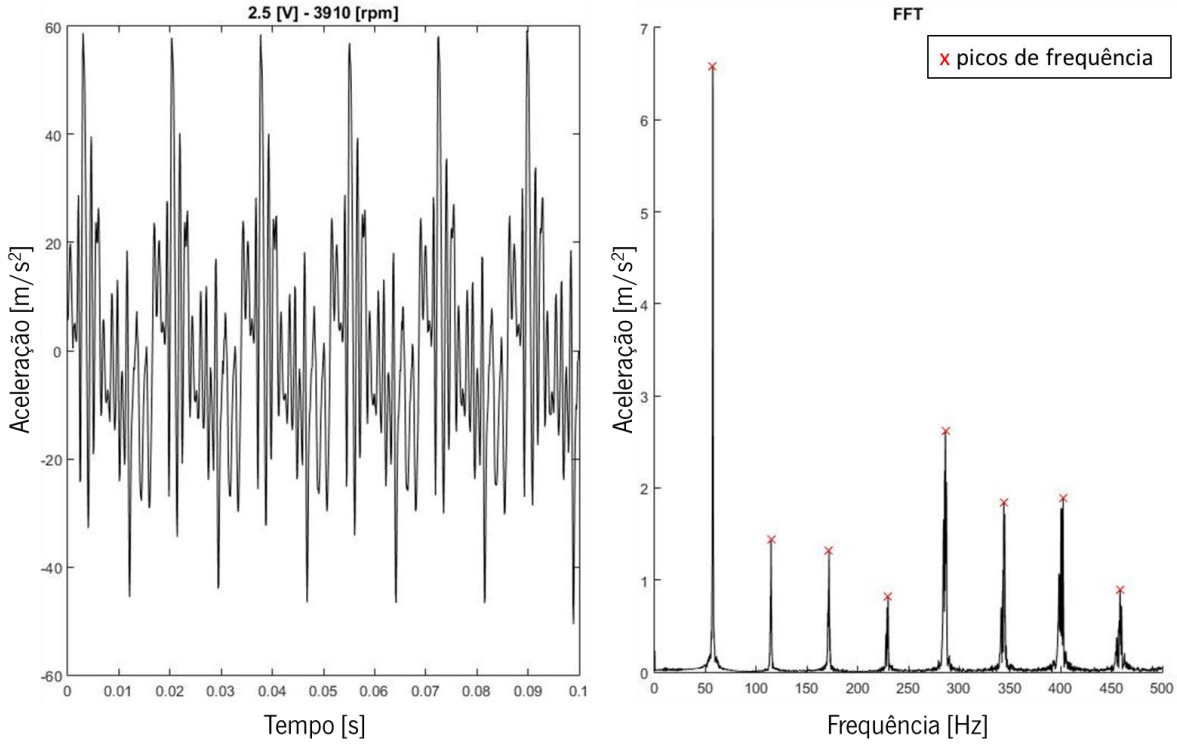


Figura 90 - Resultados obtidos para o eixo x do protótipo 2 a uma tensão de 2.5 V na mão masculina.

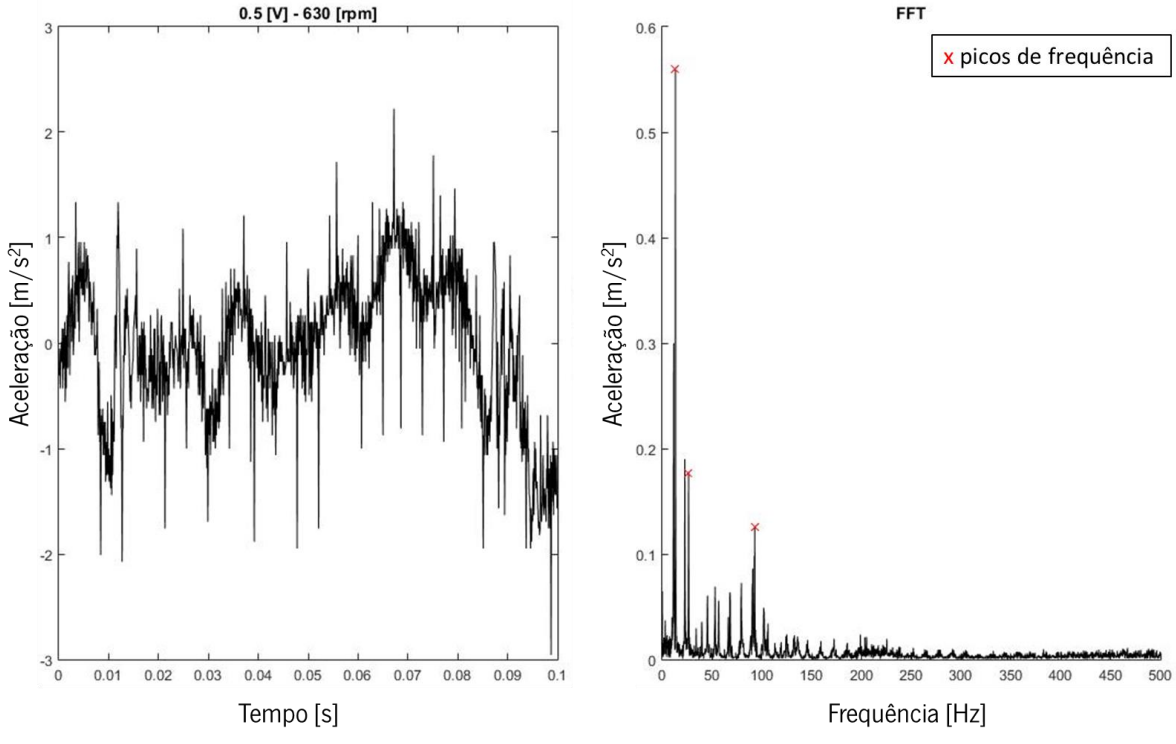


Figura 91 - Resultados obtidos para o eixo y do protótipo 2 a uma tensão de 0.5 V na mão masculina.

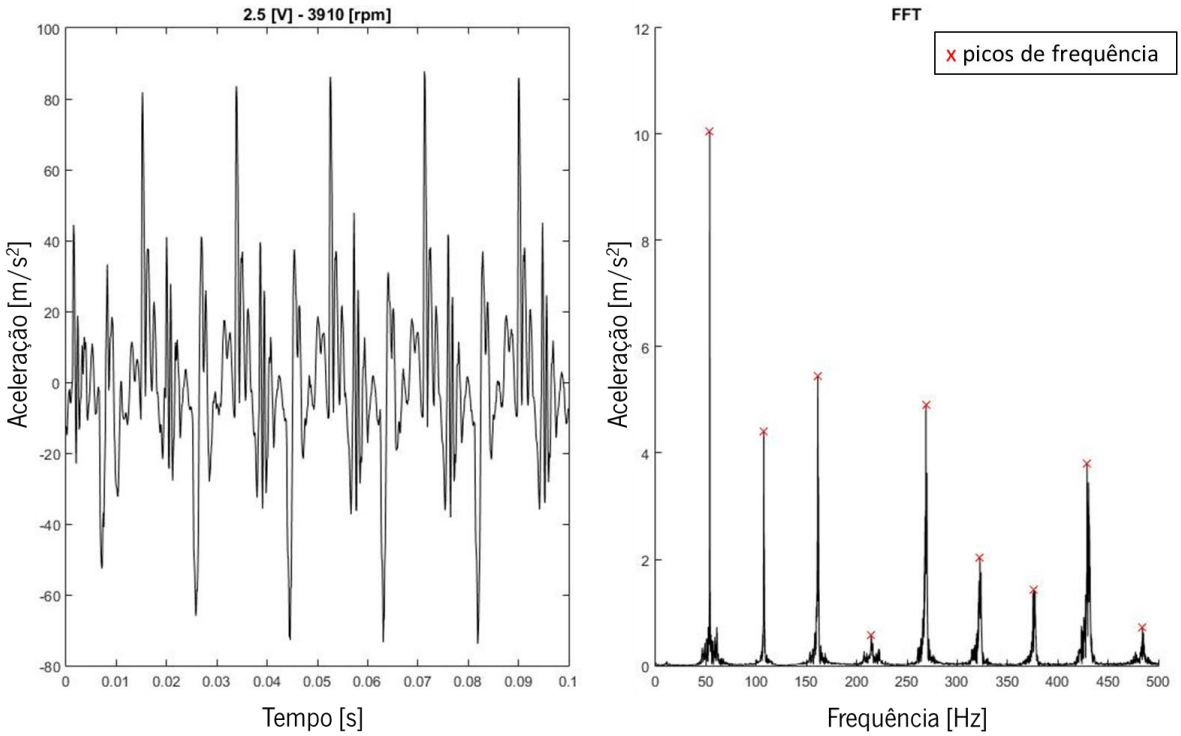


Figura 92 - Resultados obtidos para o eixo y do protótipo 2 a uma tensão de 2.5 V na mão masculina.

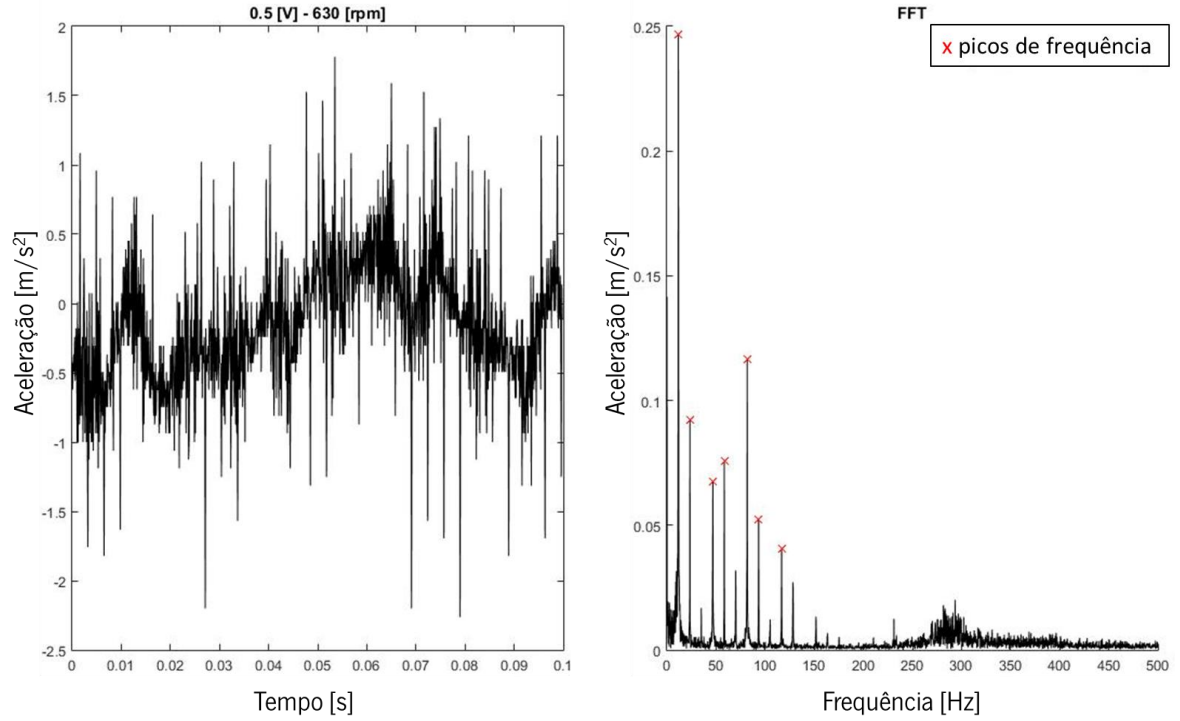


Figura 93 - Resultados obtidos para o eixo z do protótipo 2 a uma tensão de 0.5 V na mão masculina.

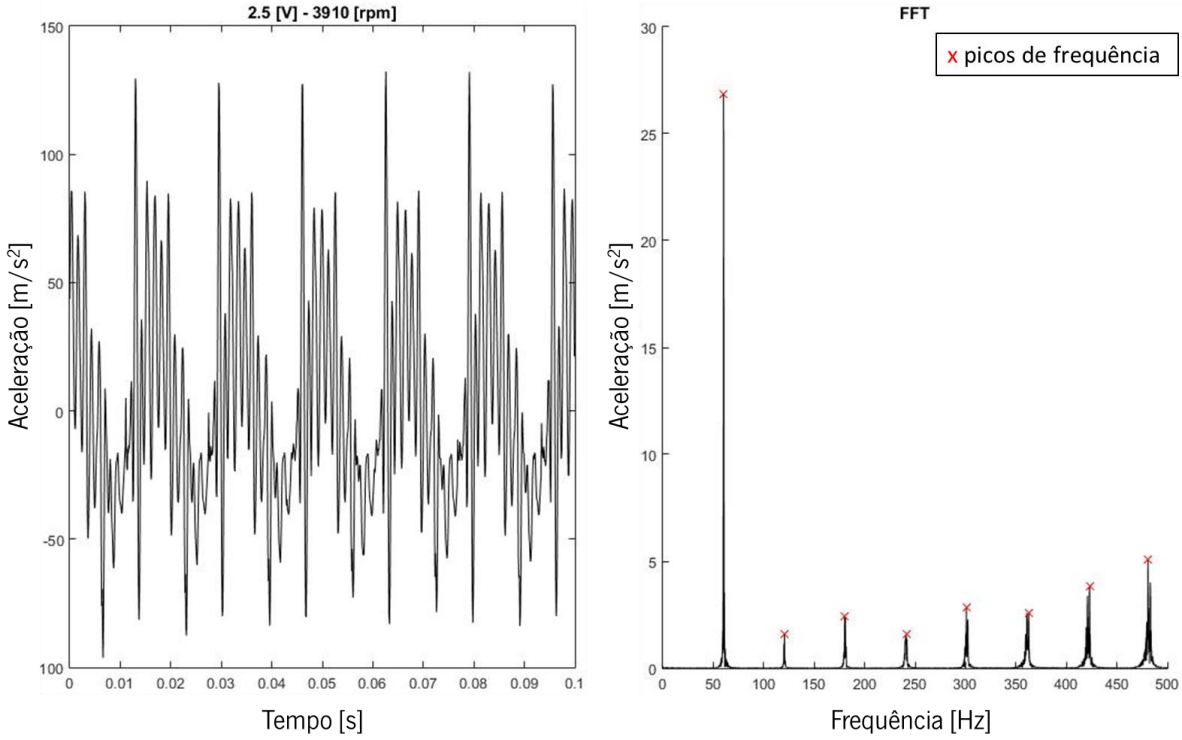


Figura 94 - Resultados obtidos para o eixo z do protótipo 2 a uma tensão de 2.5 V na mão masculina.