



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Bárbara Maria Freitas Silva

**Avaliação do desempenho do dispositivo
BioBall para a reabilitação da amplitude de
movimento do punho em adultos e jovens
adultos do sexo feminino**

Dissertação de Mestrado

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Trabalho efetuado sob a orientação de

Professor Doutor Eurico Augusto Rodrigues Seabra

Professor Doutor Luís Fernando de Sousa Ferreira da Silva

Professor Doutor Rui Alberto Fernandes Antunes Viana

Novembro de 2019

DIREITOS DE AUTOR E CONDIÇÕES DE UTILIZAÇÃO DO TRABALHO POR TERCEIROS

Este é um trabalho académico que pode ser utilizado por terceiros desde que respeitadas as regras e boas práticas internacionalmente aceites, no que concerne aos direitos de autor e direitos conexos.

Assim, o presente trabalho pode ser utilizado nos termos previstos na licença abaixo indicada.

Caso o utilizador necessite de permissão para poder fazer um uso do trabalho em condições não previstas no licenciamento indicado, deverá contactar o autor, através do RepositóriUM da Universidade do Minho.



Atribuição-NãoComercial-SemDerivações
CC BY-NC-ND

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

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha família por todo o apoio, pelas palavras de incentivo e de encorajamento e por todas as condições que proporcionaram ao longo deste percurso académico. Sem eles não teria tido a oportunidade de lutar pelos meus sonhos e objetivos.

Aos meus orientadores, Professor Eurico Seabra e Professor Luís Ferreira da Silva, um enorme agradecimento pela disponibilidade, ensinamentos, palavras de incentivo constantes e dedicação incondicional.

Agradeço ao Professor Rui Viana por nos ter recebido nas Clínicas Pedagógicas da Universidade Fernando Pessoa, por toda a orientação durante a realização dos testes do dispositivo em pessoas, assim como, pelo conhecimento transmitido e sugestões facultadas ao longo deste projeto.

Um especial agradecimento à Professora Ana Cristina Braga por todas as sugestões e orientações ao nível da análise estatística dos dados. Foi um valioso contributo na elaboração desta dissertação.

Ao meu namorado, Jorge Silva, a minha profunda gratidão por todo o carinho, companheirismo, encorajamento e por sempre acreditar nas minhas capacidades. Foi uma das pessoas que mais me apoiou ao longo de todo o percurso académico.

Aos meus amigos, um grande agradecimento por todo o carinho, incentivo e amizade. Um especial agradecimento à minha amiga e parceira Rita Amorim, pela sua imprescindível colaboração neste projeto, por me acompanhar e apoiar ao longo deste último ano, quer no Erasmus quer no projeto de dissertação, pela partilha de experiências inesquecíveis e pelo crescimento académico em conjunto.

Por último, à Universidade do Minho e a todos os professores que, de uma forma ou de outra, contribuíram para a minha formação académica e crescimento pessoal, um grande obrigada.

DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Declaro ter atuado com integridade na elaboração do presente trabalho académico e confirmo que não recorri à prática de plágio nem a qualquer forma de utilização indevida ou falsificação de informações ou resultados em nenhuma das etapas conducente à sua elaboração.

Mais declaro que conheço e que respeitei o Código de Conduta Ética da Universidade do Minho.

RESUMO

O dispositivo BioBall foi desenvolvido especificamente para a reabilitação da função do punho e permite executar movimentos com um maior nível de controlo, quer no modo passivo quer no modo ativo. Este permite ainda a realização de exercícios de relaxamento e propriocepção. Foi também adicionado um componente que tornou possível a leitura da amplitude de movimento do punho dos pacientes. Deste modo, este projeto surgiu com o objetivo de avaliar o desempenho e a adequabilidade do dispositivo BioBall para a reabilitação da função do punho.

Para tal, foi realizada uma avaliação técnica com o intuito de verificar a consistência e exatidão do BioBall. Os testes técnicos consistiram em leituras de amplitude efetuadas pelo dispositivo, quer no modo automático quer no modo manual, “Exercício Passivo” e “Exercício Físico” respetivamente. Estes testes serviram para calibrar o sistema antes da realização prática de testes em pacientes. A partir dos resultados obtidos na análise técnica concluiu-se que o dispositivo BioBall, além de funcionar corretamente, é capaz de recolher os dados angulares com consistência, tornando-se adequado para acompanhar a evolução da reabilitação de um paciente.

Com o intuito de avaliar se o dispositivo BioBall realiza medições reprodutíveis e repetíveis de amplitudes de movimento, realizaram-se testes em indivíduos saudáveis que consistiram num teste e num reteste. O objetivo era perceber se o dispositivo tinha o mesmo desempenho em ambos os testes. O teste-reteste teve o espaçamento de uma semana e em cada sessão mediu-se a amplitude de cada um dos movimentos do punho dos participantes. Os resultados da análise estatística entre o teste e o reteste mostraram que, embora exista alguma variação nas amplitudes obtidas entre o teste e o reteste, existe elevada fiabilidade do dispositivo na medição das amplitudes de movimento do punho. Assim, concluiu-se que o BioBall realiza medições reprodutíveis e repetíveis, sendo uma ótima ferramenta para avaliar a evolução dos pacientes durante as sessões de reabilitação.

PALAVRAS-CHAVE

Dispositivo BioBall, Movimento, Punho, Reabilitação

ABSTRACT

The BioBall device was specifically developed for wrist function rehabilitation and it allows the execution of movements with a greater level of control in passive and active modes. It also allows the performance of relaxation and proprioception exercises. A component was also added to make it possible to read the range of motion of the patient's wrist. Thus, this project came up intending to evaluate the performance and suitability of the BioBall device for wrist function rehabilitation.

To this end, a technical evaluation was performed in order to verify the consistency and accuracy of BioBall. Technical tests consisted of amplitude readings taken by the device, either in automatic or manual mode, "Passive Exercise" and "Physical Exercise" respectively. These tests were useful to calibrate the system before conducting tests in patients. From the results obtained in the technical analysis it was concluded that the BioBall device, besides functioning correctly, can collect the angular data with consistency and it is suitable to follow the evolution of a patient's rehabilitation.

In order to evaluate whether the BioBall device performs reproducible and repeatable range of motion measurements, tests were performed on healthy subjects consisting of one test and one retest. The purpose was to understand if the device performs the same on both tests. The test-retest had the spacing of one week and at each session, the amplitude of each wrist movement of the participants was measured. The results of the statistical analysis between the test and retest showed that, although there is some variation in the amplitudes obtained between the test and retest, there is high reliability of the device in measuring the wrist range of motion. At last, it was concluded that BioBall performs reproducible and repeatable measurements, being a great tool to assess the evolution of patients during rehabilitation sessions.

KEYWORDS

BioBall device, Movement, Rehabilitation, Wrist

ÍNDICE

Agradecimentos.....	iii
Declaração de Integridade	iv
Resumo.....	v
Abstract.....	vi
Índice.....	vii
Lista de Figuras.....	x
Lista de Tabelas	xiv
Lista de Abreviaturas, Siglas e Acrónimos	xvi
1. Introdução	1
1.1 Enquadramento	2
1.2 Motivações.....	2
1.3 Objetivos do projeto.....	3
1.4 Estrutura da dissertação.....	3
2. O punho	5
2.1 Anatomia do punho	5
2.2 Movimentos e biomecânica do punho.....	8
2.3 Lesões e patologias.....	13
3. Procedimentos e Dispositivos de Reabilitação.....	19
3.1 Procedimentos de reabilitação.....	20
3.2 Dispositivos de reabilitação.....	24
3.3 Propriocepção e relaxamento muscular	27
4. O dispositivo de reabilitação BioBall	31
4.1 Sistema para a reabilitação dos movimentos do punho	32
4.2 Sistema para relaxamento e propriocepção.....	33
4.3 Modos de operação.....	35
4.4 Programas desenvolvidos	37
5. Alterações introduzidas no dispositivo.....	41
5.1 Inclusão de um <i>encoder</i> no sistema	41

5.2	Programa Misto.....	47
5.3	Sistema de fixação do antebraço	47
5.3.1	Estudo antropométrico para a realização do sistema de fixação.....	48
5.3.2	Conceção do sistema de fixação	49
5.3.3	Construção do sistema de fixação.....	51
5.4	União rígida	53
6.	Análise técnica do dispositivo BioBall	55
6.1	Teste “Exercício Passivo”	55
6.2	Teste “Exercício Físico”	56
6.3	Resultados	58
6.4	Discussão dos resultados	58
7.	Análise da reprodutibilidade e repetibilidade	61
7.1	Metodologia do teste-reteste	62
7.1.1	Seleção da amostra e interpretação dos questionários.....	62
7.1.2	Precauções a ter na realização dos testes	64
7.2	Análise estatística.....	65
7.3	Resultados	68
7.3.1	Caracterização da amostra	68
7.3.2	Teste-reteste.....	69
7.3.3	Comportamento das variáveis na amostra feminina.....	72
7.4	Discussão dos resultados	75
7.4.1	Teste-reteste.....	76
7.4.2	Comportamento das variáveis na amostra feminina.....	79
8.	Conclusões, limitações e trabalhos futuros	81
8.1	Sumário e Conclusões.....	81
8.2	Limitações e trabalhos futuros.....	83
8.3	Breves notas finais	85
	Bibliografia	87
	Anexos	97

Anexo I – Questionário realizado nas clínicas de fisioterapia	99
Anexo II – Manual de utilização do dispositivo BioBall.....	100
Anexo III – Análise técnica do dispositivo – <i>encoder</i> 1	104
Anexo IV – Ficha de especificações do <i>encoder</i> rotativo incremental.....	108
Anexo V – Desenho técnico da união rígida	113
Anexo VI – Aprovação dos Conselhos de Ética para a realização do teste-reteste.....	114
Anexo VII – Consentimento Informado, Livre e Esclarecido para participação em investigação	116
Anexo VIII – Questionário apresentado aos participantes para a realização do teste-reteste	118
Anexo IX – Análise à normalidade	121
Anexo X – Certificado da publicação e apresentação de um artigo no ICEUBI 2019	122
Anexo XI – Panfleto desenvolvido para o congresso O NORTE DA ANESTESIA.....	123
Anexo XII – Poster desenvolvido para o congresso O NORTE DA ANESTESIA com informação geral sobre o dispositivo BIOBALL.....	124
Anexo XIII – Poster desenvolvido para o congresso O NORTE DA ANESTESIA com informação acerca dos modos de operação do dispositivo e programas desenvolvidos	125

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Vista anterior do complexo punho-mão onde estão identificados os oito ossos constituintes do punho [3].	5
Figura 2 - Articulações que constituem o complexo articular do punho [4,6].	6
Figura 3 - Articulação radiocárpica vista anteriormente (a) e vista posteriormente (b): 1 - Fascículo radiocárpico do ligamento radiocárpico palmar; 2 - Fascículo cubitocárpico do ligamento radiocárpico palmar; 3 - Ligamento colateral cubital; 4 - Ligamento radiocárpico dorsal; 5 - Ligamento colateral radial. Adaptado de [2].	7
Figura 4 - Representação e constituição do CFCT. Adaptado de [8].	7
Figura 5 - Estrutura e constituição do túnel do carpo [9].	8
Figura 6 - Representação dos movimentos de FLEX-EXT, de DC-DR e respectivas posições neutras. Adaptado de [12].	9
Figura 7 - Representação esquemática da biomecânica das articulações do punho: (a) Articulação condilar entre o rádio e os ossos do carpo escafoide e semilunar; (b) Articulação em sela entre o trapézio e o metacarpo do polegar. Adaptado de [10].	10
Figura 8 - Representação do movimento de PRO-SUP e respetiva posição neutra. Adaptado de [14].	10
Figura 9 - Representação da colocação do rádio e do cúbito durante o movimento de PRO-SUP e o respetivo eixo de rotação.	11
Figura 10 - Músculos responsáveis pelo movimento de PRO-SUP. Adaptado de [17].	12
Figura 11 - Área inervada pelo nervo mediano representada a vermelho. Adaptado de [33].	16
Figura 12 - Representação de um cisto sinovial. Adaptado de [34].	17
Figura 13 - Equipamentos para reabilitação do punho observados durante as visitas às clínicas de fisioterapia: (a) Cicloergómetro de membros superiores; (b) Pega para reabilitação do punho.	22
Figura 14 - Exemplo de colocação dos elétrodos da TENS para alívio da dor associada à Síndrome do Túnel do Carpo. Adaptado de [49,50].	23
Figura 15 - Movimentos de reabilitação do exosqueleto desenvolvido. Adaptado de [60].	26
Figura 16 - Protótipo do WRist-T obtido por impressão 3D: (a) estrutura do dispositivo; (b) exemplo do movimento do punho num exercício de extensão. Adaptado de [61].	27
Figura 17 - Princípios das vias proprioceptivas do punho: DC – Coluna dorsal da medula espinal; IN – Interneurónio; SC - Via espinocerebelar. Adaptado de [62].	28
Figura 18 - Exemplo de uma Powerball® [70].	30

Figura 19 - Protótipo final do dispositivo BioBall: (a) vista frontal do dispositivo; (b) vista lateral do dispositivo; (c) bola acoplada ao manipulador para exercícios de relaxamento e propriocepção; (1) - Controlador; (2) - Barra excêntrica em forma de “S”; (3) - Bola; (4) - Sistema de barras de ajuste de posição; (5) - Sistema de suporte do tipo “grampo de aperto”; (6) - Manipulo.	31
Figura 20 - Acoplamento da bola à barra excêntrica em “S” e desta última ao eixo do motor.	32
Figura 21 - Diferentes vistas do controlador do BioBall: (1) - Botão <i>on/off</i> ; (2) - Entrada para alimentação; (3) - Entrada para sistema de vibração; (4) - Entrada USB; (5) - LCD; (6) - Botão de emergência, <i>play/pause</i> ; (7) - Ângulo A1; (8) - Ângulo A2; (9) - Controlador do tipo de programa; (10) - Controlador de velocidade; (11) - Controlador de frequência.	33
Figura 22 - Modelo em <i>SolidWorks</i> do suporte do motor projetado. Adaptado de [76].	34
Figura 23 - Excêntrico desenvolvido montado na bola. Adaptado de [76].	34
Figura 24 - Mecanismo de ajuste do dispositivo que permite um uso confortável por diferentes pacientes: (a) variação da altura do dispositivo; (b) variação da inclinação do dispositivo.	35
Figura 25 - Posicionamento do dispositivo, do antebraço e da mão do paciente no movimento de FLEX-EXT. A linha a tracejado indica como se deve colocar o punho alinhado com o eixo do motor.	36
Figura 26 - Posicionamento do dispositivo, do antebraço e da mão do paciente no movimento de DC-DR.	36
Figura 27 - Posicionamento do dispositivo, do antebraço e da mão do paciente no movimento de PRO-SUP. A linha a tracejado indica como se deve colocar o antebraço alinhado com o eixo do motor.	37
Figura 28 - Exemplo de apresentação do LCD durante a realização de um exercício no programa do “Exercício Passivo” em que se selecionou $A1 = 30^\circ$, $A2 = 40^\circ$ e $v = 3/100$	38
Figura 29 - Exemplo de apresentação do LCD durante a realização de um exercício no programa do “Exercício Ativo” em que se selecionou $v = 1/10$	38
Figura 30 - Apresentação do LCD durante a utilização do programa do “Exercício Físico”.	38
Figura 31 - Programa para relaxamento e propriocepção: (a) Exemplo de apresentação do LCD durante a utilização do programa de “Propriocepção”, em que se selecionou $f = 25$ Hz; (b) Exemplo de aplicação para relaxamento e massagem.	39
Figura 32 - Inclusão de um <i>encoder</i> no sistema: (a) representação esquemática do funcionamento de um <i>encoder</i> rotativo ótico (Adaptado de [78]); (b) colocação do <i>encoder</i>	42
Figura 33 - Inclusão de um segundo <i>encoder</i> no sistema: (a) <i>encoder</i> rotativo incremental selecionado; (b) - ligação do <i>encoder</i> ao motor de passo.	42

Figura 34 - Colocação do goniómetro na medição da ADM de FLEX-EXT do punho. Adaptado de [82].	43
Figura 35 - Comparação entre a colocação do dispositivo e do goniómetro na medição da ADM de EXT-FLEX.	44
Figura 36 - Comparação entre o dispositivo e o goniómetro na medição da flexão (a) e da extensão (b) do punho.....	44
Figura 37 - Determinação do ângulo α ($^{\circ}$) aproximado através do <i>software AutoCAD</i>	45
Figura 38 - Comparação entre a colocação do goniómetro e do dispositivo na medição da amplitude dos movimentos de DC-DR. Adaptado de [82].	46
Figura 39 - Comparação entre a colocação do goniómetro e do dispositivo na medição da ADM de PRO-SUP. Adaptado de [82].	46
Figura 40 - Exemplo de apresentação do LCD durante a realização de um exercício no programa do “Exercício Misto” em que se seleccionou $A1 = 30^{\circ}$, $A2 = 40^{\circ}$, $v = 3/100$ e $f = 25$ Hz.	47
Figura 41 - Representação da colocação mão e antebraço do paciente antes da colocação do sistema de suporte e fixação dos mesmos.	47
Figura 42 - Dimensões do punho e antebraço: A - Largura do punho; B - Largura da parte superior do antebraço; C - Comprimento do antebraço (entre os eixos do cotovelo e do punho) [20,83-86].	49
Figura 43 - Representação em <i>AutoCAD</i> da estrutura de suporte do antebraço projetada: (1) – Dispositivo; (2) – Estrutura almofadada; (3) – Base rígida; (4) - Mesa.	49
Figura 44 - Dimensões gerais do sistema de suporte do antebraço.	50
Figura 45 - Esquema final do sistema de fixação e suporte do antebraço, em que se integrou três fitas de velcro.	51
Figura 46 - Modos de utilização do dispositivo durante a realização dos movimentos de FLEX-EXT e DC-DR: (a) montagem para realização de exercícios com o braço direito; (b) montagem para realização de exercícios com o braço esquerdo.	51
Figura 47 - Esquema representativo do corte curvo efetuado para a construção da estrutura almofadada: (1) – placas de espuma; (2) – placa de madeira prensada.	52
Figura 48 - Estrutura de suporte final revestida com napa de cor preta.	53
Figura 49 - Sistema de fixação e de apoio do antebraço desenvolvido.	53
Figura 50 - Peça de alumínio construída para o acoplamento rígido e manípulo para acoplar ou desacoplar a barra excêntrica.	54
Figura 51 - Análise geométrica realizada ao longo do teste do “Exercício Passivo”.	56

Figura 52 - Realização do teste de “Exercício Físico” com o auxílio de marcações angulares definidas num papel milimétrico.....	56
Figura 53 - Representação esquemática da amplitude de movimento da barra. As zonas 1, 2, 3 e 4 definidas para a realização dos testes, estão representadas a amarelo, verde, laranja e azul, respetivamente. O registo dos ângulos foi efetuado no sentido apresentado pelas setas coloridas.	57
Figura 54 - Gráficos <i>Bland-Altman</i> para análise da estabilidade de médias de ADM obtidas no teste e no reteste para cada movimento do punho.	71
Figura 55 - Fotografia da exposição do dispositivo BioBall no <i>stand</i> do congresso O NORTE DA ANESTESIA.	86

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Intervalo de amplitude máxima esperado durante os movimentos do punho em humanos saudáveis [19,20].....	12
Tabela 2 - Fraturas do punho.....	14
Tabela 3 - Dispositivos para a reabilitação do punho comercialmente disponíveis	24
Tabela 4 - Materiais utilizados para a construção do sistema de fixação do antebraço.....	52
Tabela 5 - Marcações angulares (X) realizadas nas diferentes zonas de movimento da barra.....	57
Tabela 6 - Resultados experimentais da trajetória angular no programa do “Exercício Passivo” para a velocidade relativa de 3/100	58
Tabela 7 - Resultados experimentais obtidos no programa do “Exercício Físico” para as diferentes zonas de movimento da barra (as células preenchidas com ‘-‘ correspondem a zonas onde não se realizou essa amplitude devido à estrutura de suporte do dispositivo).....	58
Tabela 8 - Classificação do nível de atividade física IPAQ [96].....	64
Tabela 9 - Variáveis qualitativas que caracterizam a amostra.....	69
Tabela 10 - Variáveis quantitativas que caracterizam a amostra.....	69
Tabela 11 - Valores médios de ADM obtidos no teste e no reteste e respetivos EPM	70
Tabela 12 - Teste - t de amostras emparelhadas para a averiguação de diferenças entre as ADM obtidas no teste e as ADM obtidas no reteste	70
Tabela 13 - CCI determinados e respetivos intervalos de confiança (95%)	72
Tabela 14 - Teste - t de amostras independentes para a averiguação de diferenças entre as ADM dos homens e as ADM das mulheres	73
Tabela 15 - Teste - t de amostras independentes para a averiguação de relação entre as ADM das mulheres que não praticam desporto com as ADM das mulheres que praticam.....	73
Tabela 16 - Teste - t de amostras independentes para a averiguação de relação entre as ADM das mulheres que não tiveram lesão no punho e as ADM das mulheres que tiveram lesão.....	74
Tabela 17 - Resultados da correlação de <i>Pearson</i> entre o IMC e a ADM de cada movimento do punho	74
Tabela 18 - Resultados da ANOVA para comparação de médias entre os resultados IPAQ.....	75
Tabela 19 - Intervalos angulares introduzidos no dispositivo durante a realização do teste do “Exercício Passivo” à velocidade relativa de 3/100 para o <i>encoder</i> 1	104

Tabela 20 - Resultados experimentais da trajetória angular no programa do “Exercício Passivo” para a velocidade relativa de 3/100 usando o <i>encoder 1</i>	105
Tabela 21 - Comparação dos resultados experimentais da trajetória de 90° (A1=0° e A2=90°) para as velocidades relativas de 3/100 e 15/100 usando o <i>encoder 1</i>	105
Tabela 22 - Resultados experimentais obtidos no programa do “Exercício Físico” para as diferentes zonas de movimento da barra usando o <i>encoder 1</i>	106
Tabela 23 - Análise à normalidade com recurso ao teste <i>Kolmogorov–Smirnov</i>	121

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÓNIMOS

ADM – Amplitude de movimento
AM – Atividade física moderada
AV – Atividade física vigorosa
AVC – Acidente Vascular Cerebral
C – Atividades de caminhada
CCI – Coeficiente de correlação intraclasse
CFCT – Complexo de fibrocartilagem triangular
DC – Direct Current
DC-DR – Desvio Cubital - Desvio Radial
DP – Desvio padrão
EPM – Erro padrão da média
FLEX-EXT – Flexão - Extensão
IMC – Índice de massa corporal
IPAQ – International Physical Activity Questionnaire
LCD – Liquid Crystal Display
LED – Light Emitting Diode
NASA – National Aeronautics and Space Administration
NEMA – National Electrical Manufacturers Association
p – Significância
PRO-SUP – Pronação - Supinação
r – Coeficiente de correlação de *Pearson*
TENS – Estimulação elétrica nervosa transcutânea
UFP – Universidade Fernando Pessoa
UM – Universidade do Minho
USB – Universal Serial Bus

1. INTRODUÇÃO

O punho constitui um mecanismo articular de elevada complexidade, estando associado a uma grande gama de movimentos. Este tem uma função extremamente importante na realização de atividades diárias pois, para além de fornecer suporte e flexibilidade para manipular objetos, o punho permite a realização de tarefas cuja delicadeza e força variam muito. As lesões do punho e da mão são das mais frequentes em traumatologia. São várias as lesões ou patologias que afetam o punho e o tratamento das mesmas varia conforme o estado da perturbação e das características anátomo-fisiológicas dos pacientes. Na maioria dos casos, os pacientes são reencaminhados para fisioterapia após o tratamento.

Nas clínicas de reabilitação é comum verificar a aplicação de procedimentos e mecanismos de apoio à reabilitação que se baseiam essencialmente em procedimentos tradicionais, sem controlo, onde não é possível recolher informação exata acerca da evolução da reabilitação do paciente. No sentido de responder a estas limitações, têm-se desenvolvido, ao longo dos últimos anos, terapias tecnologicamente avançadas, como o uso de equipamentos robóticos, que têm vindo a revolucionar o campo da reabilitação. Relativamente à reabilitação da função do punho, uma vez que esta envolve movimentos bastante peculiares e complexos, há a necessidade de se desenvolver sistemas mecânicos que executem os movimentos passivos e ativos durante o processo de recuperação.

Embora existam atualmente alguns dispositivos que permitem ao paciente realizar exercícios de reabilitação com movimentos controlados, estes nem sempre abrangem todo o tipo de movimentos do punho ou são mais direcionados para a parte de fortalecimento muscular. Deste modo, desenvolveu-se no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho (UM) o dispositivo BioBall, projetado especificamente para a recuperação e reabilitação do punho. Este dispositivo integra uma versão melhorada de uma Powerball®, a qual foi adaptada para um contexto de reabilitação, dado que o produto na sua forma original é mais indicado para a área do exercício físico. O dispositivo BioBall demonstra ser uma tecnologia promissora para este tipo de reabilitação, pois permite, com o auxílio de atuadores elétricos, executar movimentos com um maior nível de controlo, quer no modo passivo quer no modo ativo. No seu desenvolvimento aproveitou-se o formato da PowerBall® e acrescentou-se um componente destinado ao relaxamento e propriocepção através de exercícios que envolvem a vibração. Além das vantagens a nível terapêutico, o BioBall é equipamento de baixo custo, versátil, intuitivo, portátil e que visa responder à escassez de equipamentos autónomos e controlados desenvolvidos para este fim.

1.1 Enquadramento

Este projeto surge da continuação de trabalhos iniciados em anos anteriores e tem como principal objetivo avaliar eficazmente o desempenho e a adequabilidade do dispositivo BioBall para a reabilitação da função do punho. Uma vez que se trata de um projeto de desenvolvimento contínuo, há a necessidade de se estudar todo o trabalho já elaborado e de se compreender o funcionamento do dispositivo.

De modo a acrescentar funcionalidades ao dispositivo, devem-se estudar equipamentos existentes no mercado e verificar aspetos que ainda não respondem às necessidades dos pacientes. A incorporação dessas funcionalidades deve ser acompanhada por demonstrações junto de terapeutas de modo a verificar possíveis falhas do projeto.

Após a incorporação de novos componentes e funcionalidades, há a necessidade de se realizar uma análise técnica ao dispositivo, o que exige a calibração de todo o sistema e a verificação da repetibilidade do mesmo. Esta análise é fundamental antes da realização de testes em pessoas.

Com o intuito de avaliar a adequabilidade do dispositivo à reabilitação do punho é necessário, numa primeira fase, realizar testes em indivíduos saudáveis para verificar a reprodutibilidade e repetibilidade do mesmo. Este teste deve ser acompanhado por um reteste, efetuados em momentos diferentes, com o intuito de perceber se o dispositivo tem o mesmo desempenho em ambos os testes.

Para além da avaliação do desempenho e da adequabilidade do dispositivo, pretende-se identificar os vários aspetos funcionais do dispositivo que podem vir a ser melhorados, de modo a permitir a sua evolução e/ou otimização.

1.2 Motivações

Apesar do avanço tecnológico, a reabilitação do punho continua a ser baseada em procedimentos rudimentares, que não permitem qualquer tipo de controlo ou acompanhamento da evolução dos pacientes. Embora existam alguns equipamentos com esta finalidade no mercado, é raro encontrar-se a presença dos mesmos em centros de reabilitação. Isto deve-se ao facto de estes dispositivos estarem associados a custos muito elevados e possuírem grandes dimensões. Para além disso, nem sempre são focados exclusivamente para a reabilitação do punho e a sua utilização necessita da orientação de pessoas formadas para tal.

Estas questões que se encontram ainda por responder e que podem, através da tecnologia, melhorar a qualidade de vida dos pacientes e auxiliar os profissionais de saúde, nomeadamente, os fisioterapeutas, foram as principais motivações para o desenvolvimento deste projeto. Para além destes

aspectos, teve-se como motivação o facto de se estar a contribuir para a validação de um dispositivo inovador e de, conseqüentemente, contribuir para o desenvolvimento de uma versão melhorada do mesmo.

1.3 Objetivos do projeto

Inicialmente os objetivos do projeto recaem numa pesquisa extensiva sobre o complexo articular do punho, as perturbações associadas, os processos de reabilitação e os equipamentos de reabilitação existentes no mercado. A pesquisa do atual estado da arte referente a este domínio da reabilitação tem como objetivo a verificação de aspetos positivos e negativos existentes nos dispositivos comercialmente disponíveis, de modo a melhorar o desempenho e as funções do produto em estudo.

Após esta recolha bibliográfica, tem-se como objetivo a familiarização com o equipamento desenvolvido no que diz respeito à sua constituição, ao seu princípio de funcionamento, ao programa utilizado e que permite o comando e o controlo do dispositivo. Segue-se o levantamento das vantagens que este tipo de terapia poderá ter relativamente às técnicas de reabilitação tradicionais.

Relativamente aos testes a efetuar os principais objetivos são, em primeiro lugar, a descrição dos protocolos de teste. No caso dos testes que envolvem pessoas (indivíduos adultos e jovens adultos saudáveis), para além da descrição dos protocolos de teste, pretende-se a preparação dos questionários a realizar às mesmas. Pretende-se também a familiarização com o centro clínico onde se irão realizar os testes, Clínicas Pedagógicas da Universidade Fernando Pessoa (UFP), Porto. O objetivo seguinte consiste na seleção e recolha de informação sobre os participantes em estudo, como o género, a idade, o nível de sedentarismo, o índice de massa corporal, entre vários outros aspetos que possam ser considerados relevantes para o estudo.

Na fase seguinte à realização dos testes, os objetivos são análise e discussão dos resultados obtidos no desempenho do dispositivo e na sua adequabilidade para a reabilitação do punho.

Por último, pretende-se perceber, tendo em contas os resultados obtidos, que aspetos do dispositivo podem ser melhorados e o que se pode evoluir.

1.4 Estrutura da dissertação

Esta dissertação encontra-se dividida em oito capítulos e neste tópico faz-se uma pequena descrição dos mesmos.

O primeiro capítulo corresponde à introdução do tema sendo mencionado o enquadramento deste, os objetivos delineados e as motivações para a sua realização.

No segundo capítulo apresenta-se um estudo aprofundado do complexo articular do punho, da sua biomecânica, das lesões e das patologias que lhe estão associadas. No terceiro capítulo apresenta-se a pesquisa do atual estado da arte, no que diz respeito aos procedimentos de reabilitação do punho e aos equipamentos desenvolvidos para esse fim. A ampla revisão da literatura apresentada nestes dois capítulos foi realizada com recurso às bases de dados *Pubmed* e *Web of Science*, e com recurso às plataformas e motores de busca *Research Gate*, *Science Direct*, *Scielo* e *PEDro*. Foram utilizadas as palavras-chave “wrist anatomy”, “biomechanics”, “pathologies”, “injuries”, “physiotherapy”, “hand therapy”, “wrist rehabilitation”, “rehabilitation devices”, “end-effector devices”, “exoskeletons”, “proprioception” e diferentes combinações entre elas. De modo a completar esta pesquisa, realizaram-se visitas a clínicas de reabilitação com o intuito de conhecer, junto de especialistas da área da reabilitação, as perturbações do punho que ocorrem mais frequentemente e os métodos utilizados na reabilitação do mesmo.

No quarto capítulo apresenta-se o dispositivo BioBall e faz-se uma breve descrição do trabalho anteriormente desenvolvido, referindo a constituição do dispositivo, o seu princípio de funcionamento, os modos de operação e os programas desenvolvidos.

O quinto capítulo é referente às alterações introduzidas no dispositivo com o objetivo de melhorar o seu desempenho e de adicionar funcionalidades ao mesmo. São apresentados todos os procedimentos e materiais necessários para a realização dessas alterações.

No sexto capítulo apresenta-se a análise técnica realizada com o intuito de calibrar o sistema e verificar o desempenho do mesmo. É apresentada a metodologia adotada na realização dos testes, os resultados obtidos e a discussão dos resultados.

O sétimo capítulo diz respeito à análise da reprodutibilidade e repetibilidade do dispositivo, ou seja, ao teste-reteste realizado em indivíduos adultos e jovens adultos saudáveis. Neste capítulo descreve-se a metodologia do teste, o que inclui a interpretação dos questionários e a descrição dos protocolos de teste. São apresentados os resultados obtidos, a análise estatística efetuada durante o tratamento de dados e a discussão dos resultados. É apresentada também uma análise estatística do comportamento de variáveis na amostra feminina.

No último capítulo faz-se uma análise ao trabalho realizado e respetivas conclusões. São também apresentadas propostas para futuras intervenções e otimização do dispositivo, tendo por base anomalias detetadas e com o objetivo de adicionar vantagens ou funcionalidades ao mesmo.

2. O PUNHO

O complexo articular alvo deste projeto é o punho. Diariamente, as mãos são utilizadas para inúmeras tarefas e é através dos ajustes ao nível do punho, estrutura mecanicamente complexa e minuciosamente organizada, que se torna possível realizar as mesmas. Um estudo aprofundado da constituição anatômica do punho, da sua biomecânica, dos seus movimentos e as patologias e/ou fraturas que lhe estão associadas é de extrema importância para o correto desenvolvimento do dispositivo em questão, bem como, para a realização dos primeiros testes do mesmo. Embora o punho não funcione isoladamente da mão, sendo por isso difícil separar a constituição e funções de ambos, tentou-se sempre centrar a pesquisa no punho de modo a simplificar e a tornar o estudo mais sintético e específico.

2.1 Anatomia do punho

A estrutura óssea do punho consiste em oito ossos do carpo, dispostos aproximadamente em duas fileiras, como se pode observar na Figura 1. A primeira fileira, que é também designada fileira proximal ou procarpo, situa-se mais próxima do antebraço e conecta proximalmente¹ o rádio. A segunda fileira, designada fileira distal ou mesocarpo, conecta-se distalmente² aos cinco metacarpos (I a V) da mão [1-3].

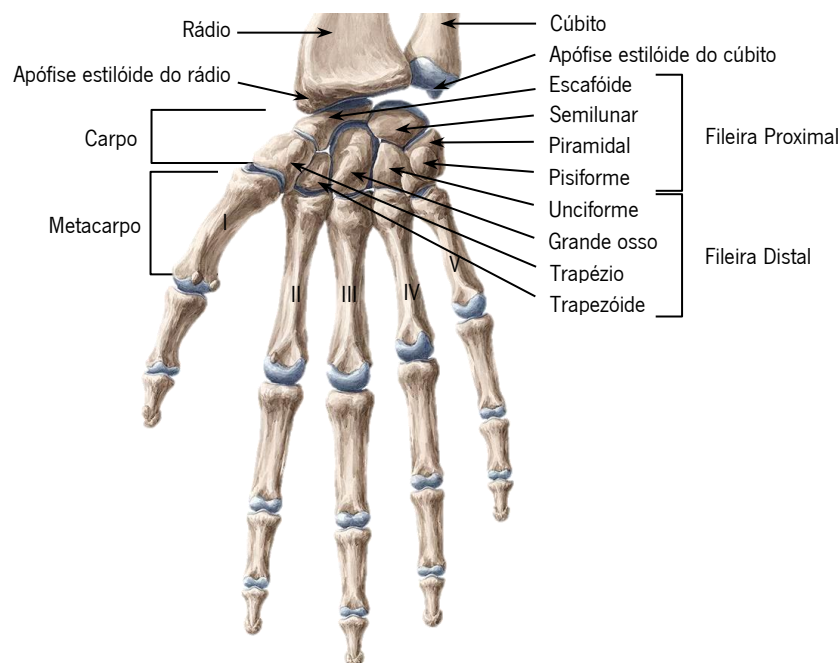


Figura 1 - Vista anterior do complexo punho-mão onde estão identificados os oito ossos constituintes do punho [3].

¹ Proximal – Na descrição anatômica, indica que a estrutura referida se situa mais próxima de um centro, articulação, tronco ou linha mediana.

² Distal – Oposto de proximal.

O complexo articular do punho é constituído por articulações sinoviais, em que as superfícies ósseas são recobertas por cartilagem articular, com lubrificação sinovial (fluido que lubrifica e nutre as articulações) e unidas por ligamentos revestidos por membrana sinovial. No estudo deste complexo podem-se considerar as articulações intercárpicas, carpometacárpicas e intermetacárpicas. No entanto, as que principalmente proporcionam os movimentos do punho são as articulações mediocárpica, radiocárpica e radiocubital distal [4]. Todas estas articulações estão representadas na Figura 2.

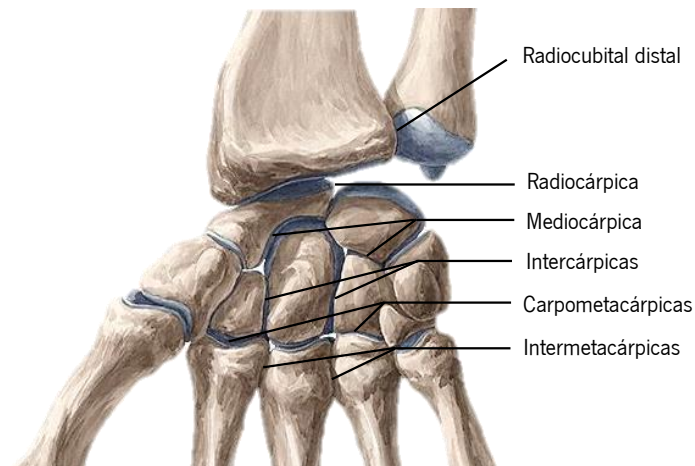


Figura 2 - Articulações que constituem o complexo articular do punho [4,6].

A articulação mediocárpica, está situada entre as duas fileiras de ossos do carpo. As superfícies distais do escafóide, semilunar e piramidal combinadas articulam-se com as superfícies proximais dos ossos da segunda fileira do carpo, isto é, trapézio, trapezóide, grande osso e unciforme. A articulação radiocárpica é limitada, por um lado, pela extremidade distal do rádio e, por outro lado, pelos ossos da fileira proximal do carpo, sendo que o osso pisiforme não participa nesta articulação. A articulação radiocubital distal situa-se entre a cabeça do cúbito e a incisura cubital da extremidade distal do rádio [5].

No punho, assim como em qualquer articulação, os ligamentos desempenham um papel extremamente importante na estabilização dos ossos e permitem, em simultâneo, obter a amplitude máxima do movimento para a articulação, evitando possíveis luxações.

Há vários tipos de ligamentos que servem como meios de união da articulação em estudo, como se pode observar na Figura 3. Para além destes ligamentos, há uma série de ligamentos que constituem a articulação da mão, unindo entre si os ossos do carpo, do metacarpo e dos dedos [2].

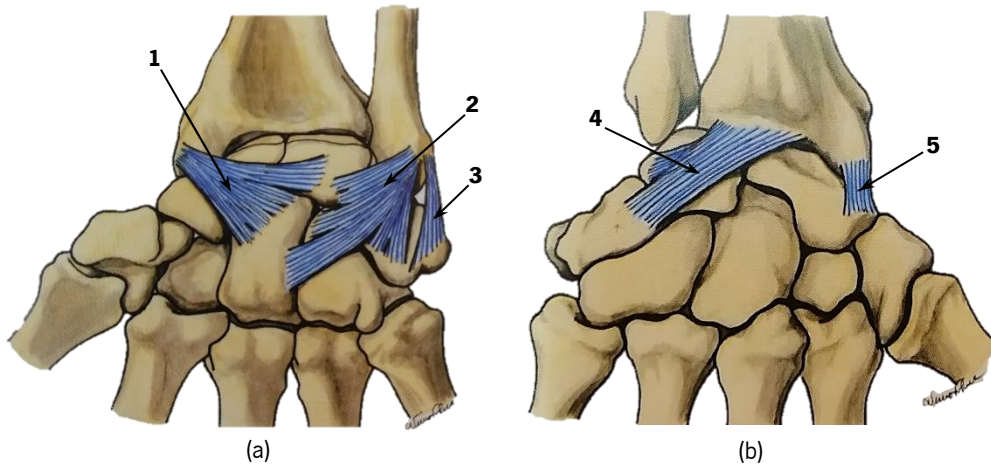


Figura 3 - Articulação radiocárpica vista anteriormente (a) e vista posteriormente (b): 1 - Fascículo radiocárpico do ligamento radiocárpico palmar; 2 - Fascículo cubitocárpico do ligamento radiocárpico palmar; 3 - Ligamento colateral cubital; 4 - Ligamento radiocárpico dorsal; 5 - Ligamento colateral radial. Adaptado de [2].

O cúbito não tem contato direto com nenhum dos ossos do carpo, no entanto, existe uma estrutura que faz a ponte entre estes e o cúbito distalmente. Esta estrutura é um elo tridimensional que abrange o raio, o cúbito e o carpo e designa-se por complexo da fibrocartilagem triangular (CFCT). É constituído por um disco articular (relativamente avascular) na zona central e por ligamentos nas suas margens: ligamento colateral cubital (representado pelo número 3 na Figura 3), ligamentos radiocubital dorsal e palmar (mais vascularizados), ligamento cúbito-semilunar e ligamento cúbito-piramidal (representados na Figura 4).

O CFCT tem como principais funções o amortecimento, a transmissão de carga e a estabilização do lado cubital das articulações radiocárpica e radiocubital distal. O rádio e o cúbito são unidos principalmente pelo CFCT, o que permite o movimento de rotação do rádio em torno do cúbito, sendo este complexo considerado o principal estabilizador da articulação radiocubital distal [5,7].

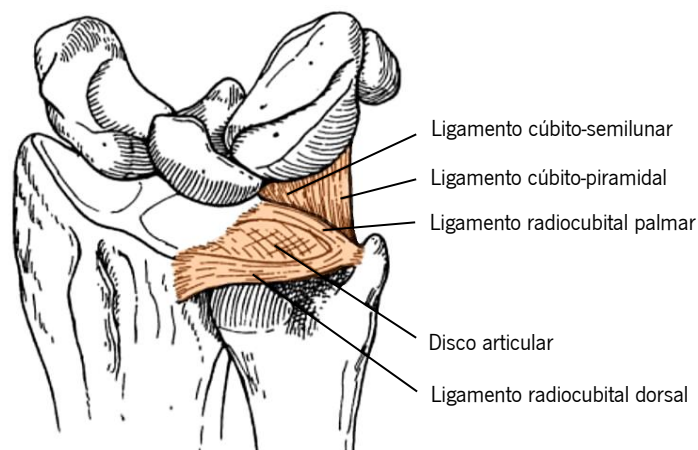


Figura 4 - Representação e constituição do CFCT. Adaptado de [8].

Relativamente à anatomia da locomoção ativa do punho, é importante referir estruturas como os retináculos. Um retináculo é qualquer região do corpo em que grupos de tendões de diferentes músculos passam sob uma faixa de tecido conectivo. Os retináculos do punho incluem o retináculo flexor e o retináculo extensor da mão. Essas estruturas retinaculares impedem que os tendões extensores do punho sejam arqueados durante o uso. Já os tendões flexores são impedidos de serem arqueados pelo ligamento transversal do carpo, passando num canal denominado túnel do carpo [2].

O túnel do carpo, representado na Figura 5, é uma estrutura de especial importância quando se estuda o punho e as lesões que lhe estão associadas. Este é encontrado na base da palma da mão e é limitado, por um lado, pelos oito ossos do carpo e, por outro lado, por um teto fibroso resistente designado por ligamento transversal do carpo. O túnel do carpo dá passagem ao nervo mediano, a oito tendões flexores digitais (dois para cada um dos quatro dedos mediais), ao tendão flexor do polegar e respectivas bainhas sinoviais flexoras (que servem para diminuir o atrito entre os tendões) [1,9].

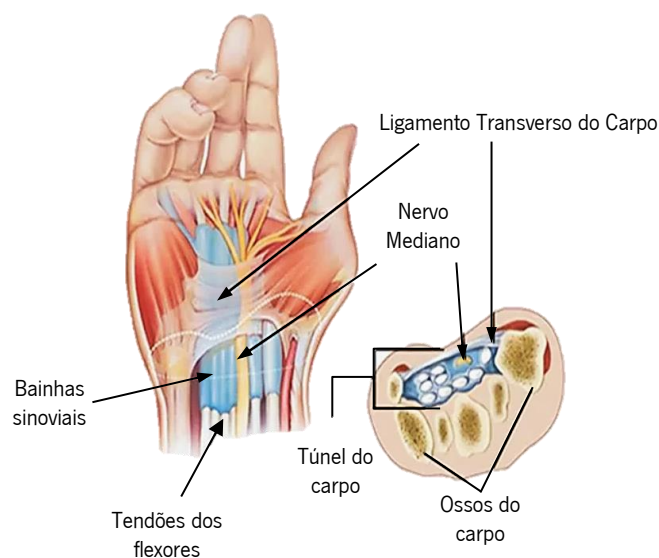


Figura 5 - Estrutura e constituição do túnel do carpo [9].

2.2 Movimentos e biomecânica do punho

O complexo articular do punho constitui uma articulação sinovial, tal como referido anteriormente. Dentro das articulações sinoviais, esta permite a realização de movimentos em torno de dois eixos (2 graus de liberdade) sendo por isso designada de articulação biaxial. Esses movimentos são os movimentos de flexão - extensão (FLEX-EXT) e de desvio cubital - desvio radial (DC-DR), representados

na Figura 6, além de circundação limitada (de notar que a circundação não é um movimento isolado) [10,11].

Os movimentos de extensão aproximam o dorso da mão da face posterior do antebraço. Por outro lado, os movimentos de flexão são movimentos que permitem a aproximação da palma da mão à face anterior do antebraço. O desvio radial (por vezes designado movimento de abdução) aproxima as bordas externas da mão e do antebraço. O desvio cubital (por vezes designado movimento de adução) aproxima as faces internas da mão e do antebraço. Os movimentos de circundação resultam da sucessão dos movimentos de flexão, desvio cubital, extensão e desvio radial [2].

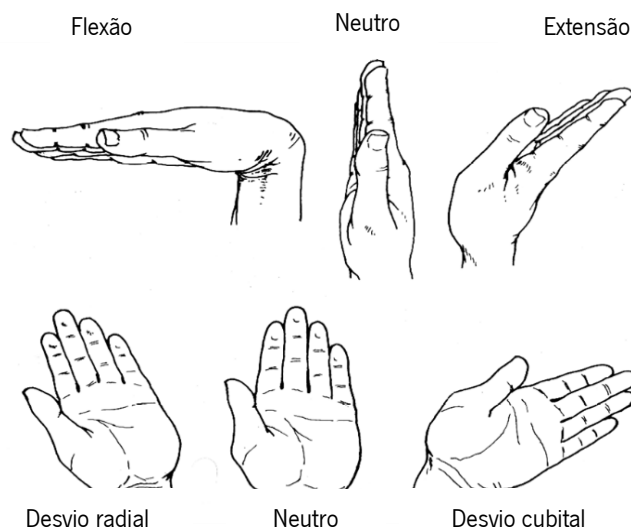


Figura 6 - Representação dos movimentos de FLEX-EXT, de DC-DR e respectivas posições neutras. Adaptado de [12].

Dentro das articulações biaxiais, a articulação radiocárpica do punho é considerada uma articulação condilar ou condilartrose, em que a projeção convexa em forma oval de um osso se encaixa na depressão ovalada de outro osso, permitindo assim os movimentos de FLEX-EXT, DC-DR e circundação. Na Figura 7 (a) apresenta-se um esquema representativo da biomecânica desta junta.

Para além da articulação condilar, os movimentos do punho são também possíveis devido a outro tipo de articulação biaxial designada articulação em sela. Este tipo de articulação permite a realização do mesmo tipo de movimentos que a articulação condilar, distinguindo-se desta última na forma de contacto entre as superfícies articulares. Na articulação em sela a superfície articular de um osso tem a forma de “sela” e a superfície articular do outro osso encaixa-se na “sela” [10]. Esta junta encontra-se na articulação entre o trapézio e o metacarpo do polegar, tal como representado na Figura 7 (b).

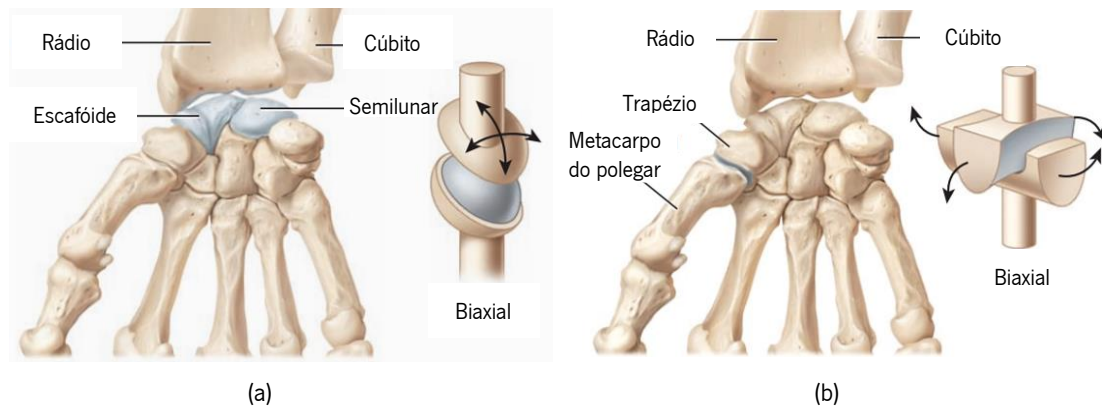


Figura 7 - Representação esquemática da biomecânica das articulações do punho: (a) Articulação condilar entre o rádio e os ossos do carpo escafoide e semilunar; (b) Articulação em sela entre o trapézio e o metacarpo do polegar. Adaptado de [10].

São vários os músculos que agem sobre o punho permitindo os movimentos de FLEX-EXT e DC-DR, com relações músculo-esqueléticas muito específicas. A extensão do punho é conseguida pela ação dos músculos extensor radial longo do carpo, extensor radial curto do carpo e extensor cubital do carpo. No caso da flexão, os músculos flexor radial do carpo, flexor cubital do carpo e palmar longo permitem a execução deste movimento. O desvio cubital é conseguido pela ação dos músculos flexor cubital do carpo e extensor cubital do carpo, enquanto que o desvio radial depende dos músculos flexor radial do carpo, extensor radial longo do carpo e extensor radial curto do carpo [13].

Há ainda outro tipo de movimento relacionado com o punho designado por pronação-supinação (PRO-SUP). Este consiste basicamente na rotação do antebraço tal como representado na Figura 8. Na verdade, o movimento de PRO-SUP é possível devido à articulação radiocubital distal, que é proximal à articulação do punho. A supinação é um movimento de rotação axial do antebraço, que permite ficar com a palma da mão virada para cima e o polegar situado lateralmente. A pronação é um movimento de rotação axial do antebraço, que permite ficar com a palma da mão virada para baixo e o polegar situado medialmente [2].

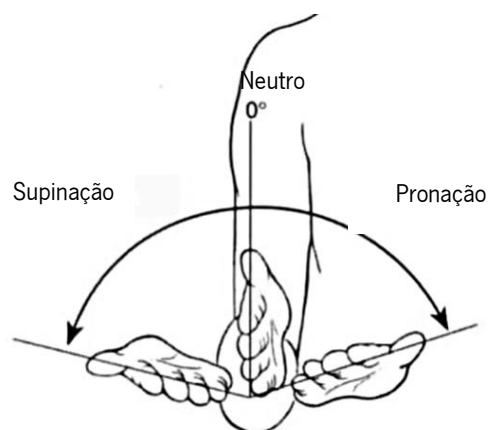


Figura 8 - Representação do movimento de PRO-SUP e respetiva posição neutra. Adaptado de [14].

Os músculos, ossos e articulações do antebraço humano são organizados especificamente para permitir este par de movimentos. A articulação radiocubital distal permite movimentos de PRO-SUP do antebraço, em combinação com o movimento na articulação radiocubital proximal. Este movimento ocorre em torno de um eixo longitudinal que vai desde o centro da cabeça do rádio ao centro da cabeça do cúbito. Enquanto que a cabeça do rádio gira em torno da extremidade proximal do eixo de rotação, a extremidade distal do rádio faz um movimento de deslizamento circunferencial ao redor e na frente da cabeça fixa do cúbito, isto é, gira em torno da extremidade distal do eixo de rotação [5]. A posição do rádio e do cúbito durante o movimento de PRO-SUP apresenta-se na Figura 9.

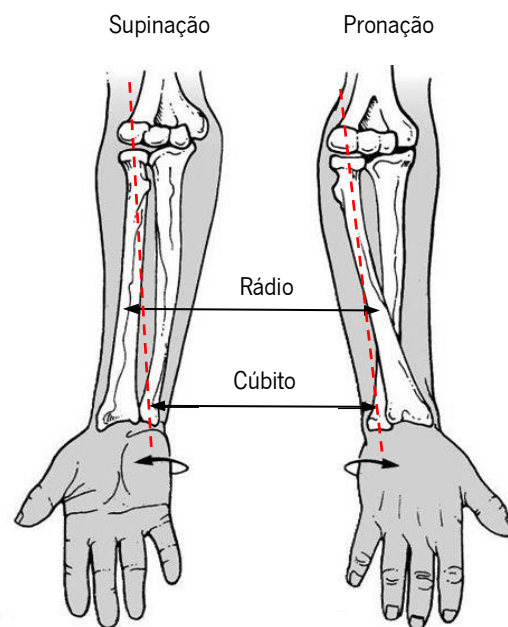


Figura 9 – Representação da colocação do rádio e do cúbito durante o movimento de PRO-SUP e o respetivo eixo de rotação. Adaptado de [15].

A obtenção destes movimentos deve-se muito aos músculos supinador e pronadores do antebraço, representados na Figura 10. O pronador redondo e o pronador quadrado, trabalham juntos para obter a pronação puxando o rádio. O músculo pronador redondo é um músculo curto que conecta as extremidades do úmero (osso do braço) e do cúbito ao rádio. O músculo pronador quadrado vai da extremidade distal do cúbito à extremidade distal do rádio, ajudando o pronador redondo a girar o antebraço em direção ao interior (pronação). O músculo supinador é um músculo curto do antebraço cujas fibras vão do cúbito e da extremidade lateral do úmero até ao rádio. Este permite girar o rádio na direção oposta aos músculos pronadores (supinação) [16].

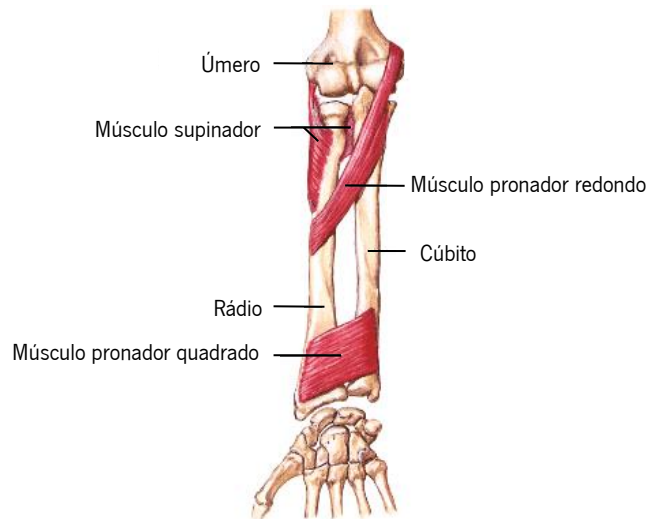


Figura 10 - Músculos responsáveis pelo movimento de PRO-SUP. Adaptado de [17].

No desenvolvimento de um dispositivo de reabilitação torna-se importante saber a amplitude limite para cada tipo de movimento. Sabendo que esses valores podem variar dependendo das características antropométricas dos pacientes, na Tabela 1 apresentam-se as amplitudes associadas a cada movimento que são de esperar num humano saudável. A amplitude de movimento (ADM) do punho é considerada funcional se estiverem presentes 10° de flexão e 35° de extensão, pois é esta a quantidade mínima de movimento que permite que o punho posicione a mão para a realização de atividades especializadas [3]. Não existe rotação ao nível do punho sobre ele mesmo mas apenas uma circundação, movimento cónico onde o punho seria o vértice [18].

Tabela 1 - Intervalo de amplitude máxima esperado durante os movimentos do punho em humanos saudáveis [19,20]

Movimento	Amplitude máxima
Flexão	60° - 85°
Extensão	50° - 80°
Desvio cubital	30° - 45°
Desvio radial	15° - 30°
Pronação	80° - 90°
Supinação	80° - 90°

A grande quantidade de estruturas que constituem o punho e as relações músculo-esqueléticas entre elas fazem deste um complexo mecanismo articular, permitindo a realização de vários tipos de movimentos. Além das estruturas previamente referidas, há ainda a ação dos nervos que têm como função garantir a comunicação entre o sistema nervoso central e os órgãos efetores e de sensibilidade, de modo a desencadear no punho os movimentos pretendidos [21].

2.3 Lesões e patologias

O conhecimento das lesões e patologias que normalmente afetam o complexo articular do punho é de grande importância para perceber em que medida atuam os procedimentos e/ou equipamentos de reabilitação. Várias podem ser as lesões ou patologias que afetam o punho. Estas têm uma elevada incidência na idade adulta, e ocorrem maioritariamente no sexo feminino, pois a osteoporose aumenta a fragilidade dos ossos, havendo maior suscetibilidade para fraturas ósseas. Relativamente à classe mais jovem, estas perturbações devem-se principalmente a lesões de carácter desportivo.

Durante a fase inicial do estudo do punho foram realizadas visitas a algumas clínicas de fisioterapia portuguesas, nas quais se fizeram questões a terapeutas acerca da reabilitação da função do punho. Em conversa com os mesmos, percebeu-se que os tipos de lesões/patologias que ocorrem mais frequentemente são a síndrome do túnel do carpo, fratura do rádio ou cúbito e artroses. O questionário apresentado nas clínicas de fisioterapia encontra-se no ANEXO I.

As lesões do punho e da mão são das mais frequentes em traumatologia. Embora sejam comuns, muitas pessoas não procuram tratamento, o que pode causar problemas a longo prazo. As lesões no punho necessitam de tratamento e este deve ser feito de uma forma rápida para se obterem os melhores resultados no menor tempo possível.

As causas das lesões no punho podem ser diversas, podendo se dever a eventos traumáticos isolados (lesões agudas) ou à realização de atividades repetitivas (lesões de sobreuso ou lesões crónicas). A maioria das lesões agudas ocorre no contexto de desportos de contacto ou no contato direto com ferramentas mecânicas ou pontiagudas. As lesões de sobreuso, no contexto das atividades relacionadas com trabalho, estão maioritariamente relacionadas com indústrias de serviços, de manufatura, montadoras, construtoras, de carpintaria, que tendem a desenvolver lesões relacionadas com o trabalho de membros superiores. No desporto é mais comum ocorrer em alguns desportos específicos, como desportos com raquete, golfe e ginástica [22]. As lesões do punho incluem as fraturas, lesões ligamentares e lesões de sobreuso do punho.

É considerada **fratura do punho** sempre que ocorre fratura em qualquer osso do carpo ou nas extremidades distais do rádio ou do cúbito. Na Tabela 2 apresentam-se várias fraturas do punho e uma pequena descrição das mesmas.

Tabela 2 - Fraturas do punho

Fraturas	Descrição
Fratura do Escafoide	- Queda com a mão e o punho em extensão. É das fraturas mais problemáticas no punho; - A osteonecrose é uma complicação comum e ocorre quando se interrompe o suprimento de sangue à porção proximal do escafoide. Mesmo havendo o cuidado inicial, esta pode causar deficiência e artrite degenerativa no punho [23,24].
Fratura do Piramidal	- Ocorre tipicamente por uma queda com o punho em desvio cubital; - Pode estar associada à fratura do rádio distal, da apófise estilóide do cúbito e a lesões ligamentares importantes [8,25].
Fratura do Unciforme	- Fratura do corpo do unciforme: pode ocorrer por trauma e está geralmente associada a fraturas da base do 4° e 5° metacarpícos [23]; - Fratura do gancho: traumatismo direto, associado a uma força de cisalhamento aplicada pelos tendões flexores do 4° e 5° dedos, ou por exemplo, pela compressão repetitiva do gancho com um objeto [26].
Fratura do Semilunar	- As fraturas agudas isoladas do semilunar são raras. Contudo, existe a Doença de <i>Kienböck</i> , ou necrose avascular do semilunar, que se presume ser devido a trauma, sem se conhecer o evento traumático [8].
Fratura do Pisiforme	- Pode ocorrer devido a um traumatismo direto, como uma queda com o punho em extensão; - Pode também sofrer alterações condrais (que dizem respeito à cartilagem) devido ao sobreuso, causando artrose piso-piramidal [23,25].
Fratura do Grande Osso	- Resultam geralmente de traumas de elevada energia ao nível do punho. Está geralmente associada a lesões ligamentares severas [26].
Fratura do Rádio Distal	- Esta lesão ocorre tipicamente por queda com a mão em extensão, apoiada no chão, sendo designada por fratura de <i>Colles</i> ; - Menos frequentemente, o rádio distal é fraturado devido a uma queda com a mão em flexão, sendo designada por fratura de <i>Smith</i> [8,24,25].

As **lesões ligamentares** podem ser várias como a instabilidade mediocárpica, instabilidade da articulação radiocubital distal, a lesão do ligamento escafolunar, a lesão do ligamento lunopiramidal, e a lesão do CFCT. Estas podem ocorrer no contexto de trauma ou por sobreuso.

A instabilidade do punho corresponde ao distúrbio do equilíbrio estático e dinâmico entre as articulações sob cargas fisiológicas e movimentos. Esta está relacionada com lesões ósseas (como a fratura do rádio e do escafoide) e/ou lesões ligamentares, resultando numa incapacidade de manter as relações anatómicas e articulares e levando a um défice do desempenho, dor e colapso do punho. Pode ainda estar associada a doenças como a osteonecrose, doenças inflamatórias crónicas (artrite reumatóide), algumas doenças neurológicas e malformações congénitas específicas. Um exemplo é a instabilidade da articulação radiocubital distal (articulação localizada entre o rádio distal e a cabeça do

cúbito) que pode apresentar-se agudamente na forma de luxação, ou por dor na região cubital do punho, devido à instabilidade [27,28].

As lesões do ligamento escafolunar e do ligamento lunopiramidal resultam na perda do suporte ligamentar na fileira proximal do carpo e são classificadas como lesões de instabilidade dissociativa do carpo [29]. Já a instabilidade mediocárpica é uma forma de instabilidade do carpo não dissociativa, ou seja, a relação entre os ossos de cada fileira do carpo permanece intacta e a lesão ocorre entre as duas fileiras ou entre a fileira proximal e o rádio [30].

A lesão do CFCT é uma das lesões mais comuns. Surge normalmente por carga repetitiva na região cubital do punho ou por um traumatismo axial agudo, geralmente devido à queda com o punho em hiperextensão. Esta lesão causa dor no punho, este tende a ficar inchado, instável e fraco, sendo incapaz de realizar movimentos delicados [27]. O disco articular do CFCT separa o cúbito do carpo, sendo nele aplicada aproximadamente 20% da carga axial do punho. Uma vez que o disco articular é pouco vascularizado, a cicatrização das lesões nesta zona fica condicionada [8].

Alguns estudos mostraram que a rutura do CFCT está associada a resultados insatisfatórios de tratamentos anteriores, à instabilidade da articulação radiocubital distal e a artrite nesta articulação. O CFCT apresenta enervação por vários nervos e pensa-se que, uma vez que os reflexos mecanorreceptores são transmitidos através desses nervos, pode haver alterações a nível da propriocepção de um punho com esta lesão. Assim, vários estudos têm sido feitos a este respeito [7,31].

Relativamente às **lesões de sobreuso** do punho as mais comuns são a Tenossinovite de *De Quervain*, a Síndrome do Túnel do Carpo e os cistos sinoviais.

A Tenossinovite de *De Quervain* é a perturbação mais comum relacionada com o excesso de uso do punho. Uma tenossinovite é uma inflamação de um tendão, ou tendinite, associada à inflamação da bainha protetora que cobre o mesmo. O ato de segurar algo na mão implica a utilização de dois tendões que envolvem o punho e o polegar (abdutor longo do polegar e extensor curto do polegar), que deslizam dentro dessas bainhas. Se esse gesto for repetido com muita frequência, pode ocorrer irritação da bainha, causando um espessamento que restringe o seu movimento.

É uma patologia muito frequente em pessoas que usam a mão fazendo uma pega firme associada a um desvio para o lado do cúbito, como acontece no ténis. Atividades que requerem o uso repetitivo do polegar também podem causar esta lesão. É particularmente frequente em mulheres que amamentam, devido ao movimento de levantar e segurar o bebé [8, 22]. Se este problema não for tratado, a dor pode progredir para o antebraço e pode ocorrer uma progressiva limitação dos movimentos pela incapacidade dos tendões deslizarem [27].

A Síndrome do Túnel do Carpo é o resultado de uma irritação, compressão ou alongamento do nervo mediano ao passar pelo túnel do carpo. É por isso considerada uma neuropatia pois ocorre o bloqueio da transmissão nervosa, mantendo-se os elementos nervosos intactos. Qualquer alteração que cause uma diminuição do espaço dentro do túnel do carpo pode levar à compressão do nervo mediano causando os sintomas típicos desta síndrome. Na maioria das vezes essa compressão do nervo mediano dá-se por inflamação e inchaço das estruturas no interior do túnel do carpo, como os tendões. O acúmulo de substâncias como proteínas ou sangue também causam o aumento da pressão dentro do túnel.

Esta patologia está associada muito frequentemente a pessoas que realizam atividades que requerem movimentos repetitivos do punho e dos dedos, como digitação, amamentação e limpeza. Na Figura 11 é possível observar a área inervada pelo nervo mediano onde, devido a esta síndrome, pode-se sentir dor, sensação de formiguelo ou dormência [8,32,33].

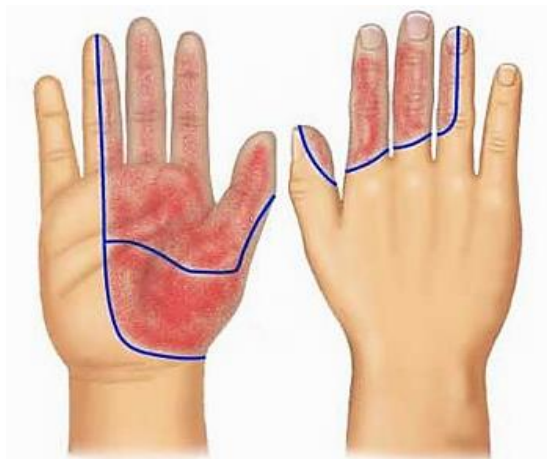


Figura 11 - Área inervada pelo nervo mediano representada a vermelho. Adaptado de [33].

Os cistos sinoviais desenvolvem-se quando um líquido espesso e límpido é libertado através da ruptura da cápsula articular ou da bainha de um tendão, formando uma bolsa de líquido. Assim, aparecem frequentemente ao longo dos tendões ou sobre articulações da mão e punho. Os mais frequentes são no dorso do punho, sendo também comum o aparecimento destes na face palmar do mesmo. São geralmente arredondados e normalmente não ultrapassam os 2,5 cm. Alguns são tão pequenos que não é possível identificá-los sem a realização de exames, como a ecografia ou ressonância magnética. Na Figura 12 apresenta-se um exemplo de um cisto sinovial no punho. Há alguns fatores que podem potenciar o risco de aparecimento de um cisto sinovial no punho. Por exemplo, quando os tendões ou articulações sofreram lesões no passado há maior probabilidade de desenvolver cisto [8,35].

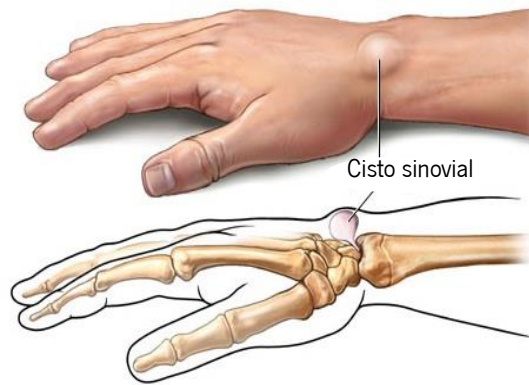


Figura 12 - Representação de um cisto sinovial. Adaptado de [34].

Por fim, as artroses são outro tipo de perturbações muito frequentes no punho. Consistem numa perda progressiva da função e da estrutura da cartilagem. É uma doença de natureza degenerativa que envolve toda a articulação, incluindo o osso, a cápsula articular, a sinovial e a cartilagem.

A cartilagem articular é nutrida pelo líquido sinovial e este contribui para lubrificar as articulações, facilitando os seus movimentos. Nas articulações saudáveis as cartilagens deslizam umas sobre as outras sem atrito, devido à lubrificação do líquido sinovial. Quando essa lubrificação é comprometida, há um elevado desgaste da cartilagem podendo levar à perda total da mesma. Isso provoca o atrito direto entre os ossos, causando dor e limitação da mobilidade articular.

A artrose pode surgir no contexto de um evento traumático específico ou por sobreuso. Os fatores de risco podem ser sistémicos ou biomecânicos. Entre os sistémicos encontram-se a idade, o género, a densidade óssea, fatores hormonais, a nutrição e os antecedentes genéticos dos pacientes. Os fatores biomecânicos podem ser lesões articulares prévias, alinhamento articular, profissão, atividade física e desportiva, fraqueza muscular e biomecânica articular anormal.

Esta perturbação não é sinónimo de envelhecimento articular, no entanto, ocorre com maior frequência em indivíduos idosos pois, naturalmente, foram desgastando as articulações ao longo dos anos e porque as suas articulações têm maior dificuldade em se adaptarem e se regenerarem [36-38].

3. PROCEDIMENTOS E DISPOSITIVOS DE REABILITAÇÃO

Os tratamentos das lesões e patologias referidas no capítulo anterior podem ser muito variados, dependendo do estado das mesmas e das condições anátomo-fisiológicas dos pacientes. Pode variar desde o tratamento por medicação, à imobilização ou, em certos casos, à cirurgia. Em grande parte dos casos, os pacientes são encaminhados para a fisioterapia após o tratamento.

Durante as visitas às clínicas de fisioterapia, colocou-se algumas questões relativamente aos tipos de procedimentos de reabilitação do punho frequentemente utilizados em Portugal. A partir destas visitas percebeu-se que, de facto, nas clínicas portuguesas a prática fisioterapêutica baseia-se em equipamentos e procedimentos tradicionais.

O objeto que se costuma utilizar para medir a ADM do punho é o goniómetro, sendo este método pouco preciso, pois a incorreta colocação do goniómetro em linha com o punho pode levar a uma medição errada. Dependendo do tipo de lesão ou patologia no punho, o procedimento terapêutico pode variar bastante, sendo que os mais frequentes em Portugal são: as massagens terapêuticas; os exercícios com bolas e molas, entre outros objetos; o recurso à hidroterapia; ultrassom; ionizações; mobilizações e correntes de estimulação elétrica. Estas modalidades são descritas ao longo deste capítulo, bem como, outros procedimentos que têm vindo a ser desenvolvidos e podem ser usados para este fim.

A reabilitação de um membro pode ser passiva ou ativa. Na reabilitação passiva os movimentos são induzidos no paciente sem que este tenha que realizar qualquer esforço muscular. Estes movimentos podem ser induzidos pelo fisioterapeuta ou por um equipamento específico. A reabilitação ativa visa eliminar a distrofia muscular reforçando os músculos de um certo membro, sendo normalmente realizada numa etapa mais avançada do processo de reabilitação [39].

A pesquisa passou também por uma recolha de informação acerca de dispositivos desenvolvidos para a recuperação da função do punho. O estudo de mercado é importante quando se está a desenvolver um novo produto, de modo a perceber que características se pode incluir para acrescentar valor ao produto a desenvolver. Assim, é possível alcançar um produto final otimizado, com características que o difere dos restantes.

Um elemento proprioceptivo, em qualquer programa de reabilitação, é importante pelo facto de restaurar a sensibilidade proprioceptiva e melhorar o funcionamento da articulação, diminuindo o risco de ocorrência de novas lesões. Deste modo, tornou-se também importante o estudo das modalidades e equipamentos desenvolvidos para melhorar a capacidade proprioceptiva do complexo punho-mão. No sentido da recuperação da sensibilidade, as modalidades que envolvem a vibração têm mostrado

resultados bastante satisfatórios, não só na recuperação da articulação, como também no alívio da dor e relaxamento muscular.

3.1 Procedimentos de reabilitação

As modalidades terapêuticas, quando aplicadas apropriadamente, podem ser extremamente úteis na reabilitação de um paciente lesionado. Estas devem ser aplicadas precocemente e necessitam da colaboração do doente. A prática de programas de reabilitação intensos, rápidos e dolorosos é desaconselhável. A reabilitação deve ser global e ter em vista a funcionalidade e a recuperação sensitiva através de exercícios terapêuticos.

Podem considerar-se cinco fases de reabilitação: cicatrização inicial do tecido; recuperação do movimento e flexibilidade; recuperação da força; recuperação da resistência e retorno às atividades diárias. O objetivo de qualquer programa de reabilitação é fornecer uma tensão incremental controlada para promover o deslizamento diferencial dos tendões e controlar a deposição precoce de colagénio. Isto facilita o fortalecimento do local a reparar, evita a formação de aderências e a rutura das zonas reparadas. Permite também evitar a rigidez nos movimentos da mão e dedos [40,41].

O punho deve repousar depois de uma lesão, de uma cirurgia ou em estados irritativos. O uso de ortóteses é uma opção útil para estes casos, além de permitir a recuperação do movimento perdido e de melhorar a função geral do punho. As ortóteses para a mão e punho funcionam como um dispositivo médico mecânico e vestível, que serve para apoiar as partes fracas ou danificadas e para corrigir desajustes ortopédicos. Estas podem ser de mobilização ou imobilização e são geralmente personalizadas para atender mais especificamente às necessidades exclusivas de cada paciente [42,43]. A base teórica para a ortótese de imobilização é proporcionar descanso aos extensores do punho durante as atividades funcionais. De outro modo, as microruturas nos tendões não têm descanso suficiente para cicatrizarem. Assim, imobiliza a articulação e, ao mesmo tempo, estabiliza-a. As ortóteses presentes no mercado são muito variadas, oferecendo uma ampla diversidade de opções de posicionamento de punho e mão. Deve-se consultar sempre um especialista antes de as utilizar [44].

Existem muitas abordagens e ideias diferentes relacionadas com as modalidades terapêuticas na reabilitação da função do punho. Atualmente já existem alguns dispositivos que permitem ao paciente realizar exercícios de reabilitação com movimentos controlados, contudo é de interesse conhecer também as ferramentas mais tradicionais que ainda hoje se encontram na maioria dos hospitais e clínicas de reabilitação.

A termoterapia (calor), modalidade usualmente prescrita em fisioterapia, provoca efeito analgésico, antiespasmódico, sedativo e aumenta o metabolismo local [45]. Esta modalidade é benéfica para o processo de cicatrização inicial, sendo assim frequentemente utilizada antes de se praticar massagens ou exercícios. A termoterapia pode ser superficial, como o uso da parafina e hidromassagem, ou profunda, como a de ultrassons, infravermelhos, micro-ondas e diatermia por ondas curtas. As modalidades de calor profundo servem para aumentar a circulação para os tecidos mais profundos.

O ultrassom é clinicamente conhecido como uma das mais eficazes e amplamente utilizadas modalidades de tratamento de lesões de ossos e tecidos moles, como várias perturbações no punho. Trata-se de uma forma de energia acústica, definida como vibrações acústicas inaudíveis de alta frequência capazes de produzir efeitos fisiológicos térmicos e não-térmicos. As ondas de ultrassom são transmitidas através dos tecidos moles por difusão e vibração de moléculas e vão-se atenuando durante a passagem pelo tecido. É particularmente útil durante a cicatrização pois, ao permitir um aumento do fluxo sanguíneo e linfático, torna-se possível distribuir os nutrientes essenciais à área lesionada e remover os produtos residuais. Neste processo, o colagénio absorve grande percentagem da energia acústica disponível. A aplicação do ultrassom pode ser direta, envolvendo o contacto direto entre o aplicador e a pele, utilizando-se um meio de acoplamento entre eles, como um gel. Quando a área a tratar é inferior ao diâmetro do transdutor disponível, ou no caso de se tratar de uma área irregular com proeminências ósseas, é indicada a imersão em água. A imersão em água é uma técnica de exposição do ultrassom utilizada com alguma frequência na reabilitação do punho [46].

Tal como mencionado anteriormente, alguns procedimentos de reabilitação do punho baseiam-se na realização de exercícios com bolas com durezas variáveis, exercícios com molas ou com redes elásticas com diferentes resistências, entre outros objetos. Estes tipos de exercícios, embora sejam muito simples, permitem o fortalecimento dos músculos dos dedos, punho e antebraço, podendo também ajudar na recuperação do movimento de FLEX-EXT [47]. Por vezes, é utilizado um cicloergómetro de membros superiores para auxiliar a recuperação deste movimento. Embora o cicloergómetro, como o da Figura 13 (a), seja utilizado normalmente para a recuperação dos movimentos do cotovelo, a realização dos movimentos com este equipamento permite a recuperação do movimento de FLEX-EXT do punho, além de permitir a estimulação da circulação sanguínea. O fisioterapeuta pode variar a intensidade com que o paciente realiza os exercícios, dependendo do caso clínico.

Outro objeto usado na reabilitação do punho observado numa das clínicas de fisioterapia foi uma pega, semelhante a um puxador, fixa a uma parede como se pode observar na Figura 13 (b). Agarrando esta pega, o paciente pode realizar exercícios que envolvem o movimento de PRO-SUP, restabelecendo

assim a ADM e a força muscular. A resistência ao movimento pode ser ajustada pelo fisioterapeuta, tal como no cicloergómetro.

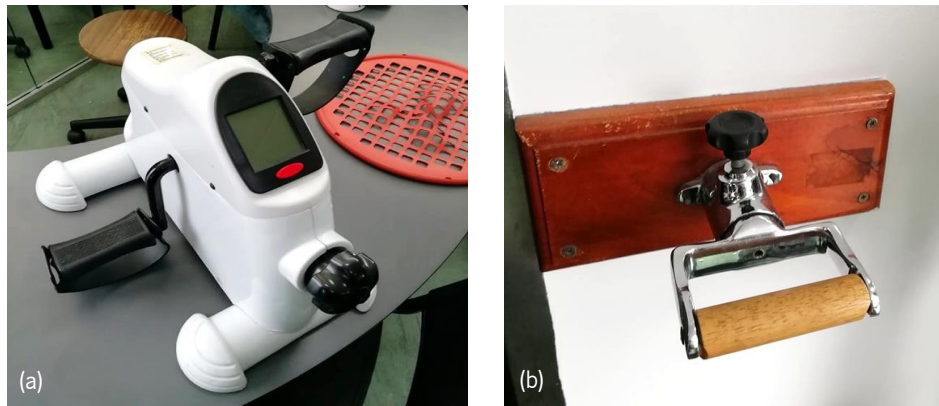


Figura 13 - Equipamentos para reabilitação do punho observados durante as visitas às clínicas de fisioterapia: (a) Cicloergómetro de membros superiores; (b) Pega para reabilitação do punho.

A hidroterapia é frequentemente utilizada na reabilitação do punho. Dentro das modalidades que envolvem a água, a mais comum e é o banho de turbilhão. Esta modalidade foi observada durante as visitas às clínicas de fisioterapia. Para o banho utiliza-se um recipiente especialmente fabricado para acomodar o braço, perna ou até o corpo todo, onde se coloca um turbilhão. No caso do punho, esta modalidade consiste em colocar a mão ou braço dentro do tanque de água onde se colocou o turbilhão e este provoca o movimento da água. Dependendo do que se pretende tratar, altera-se a temperatura da água e a pressão de turbilhonamento. Este procedimento terapêutico ajuda no tratamento de edemas, a ativar a circulação e a recuperar os movimentos de músculos e de articulações. Em simultâneo, podem ser utilizados objetos como bolas, pesos ou arcos, para intensificar os movimentos [45].

Por vezes, recorre-se a tratamentos baseados em correntes de estimulação elétrica para recuperar a função do punho. A eletricidade causa efeito em cada célula e tecido pelos quais flui. A resposta dos mesmos depende das suas naturezas e da natureza da corrente aplicada. Quando um sistema elétrico é aplicado ao músculo ou tecido nervoso, o resultado é a despolarização da membrana do tecido que se propaga ao longo dos mesmos.

Clinicamente, as correntes elétricas são usadas para os seguintes propósitos: Criação de contração muscular; Estimulação de nervos sensoriais ajudando no tratamento da dor; Criação de um campo elétrico nos tecidos biológicos a fim de estimular ou alterar o processo de cicatrização; Criação de um campo elétrico na superfície da pele a fim de levar os iões benéficos para o processo de

cicatrização da ou pela pele. Ao estimular-se eletricamente uma contração muscular pode-se obter vários ganhos terapêuticos como a reeducação muscular, fortalecimento muscular e aumento da amplitude de movimento.

Há vários aspetos que se podem alterar dependendo das respostas fisiológicas que se pretende obter, como, por exemplo, a densidade da corrente, a frequência da onda, intensidade e a duração. Os estimuladores de intensidade baixa, por exemplo, são estimuladores de baixa tensão e são úteis para criar efeitos analgésicos, cicatrização de fraturas, feridas, ligamentos e tendões. Dentro das modalidades que recorrem a correntes de estimulação elétrica, a mais comum em Portugal para a reabilitação do punho é a estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS), que tem mostrado ser útil em vários aspetos, principalmente no tratamento da dor [47,48]. Na Figura 14 apresenta-se um exemplo da aplicação da TENS na reabilitação do punho.

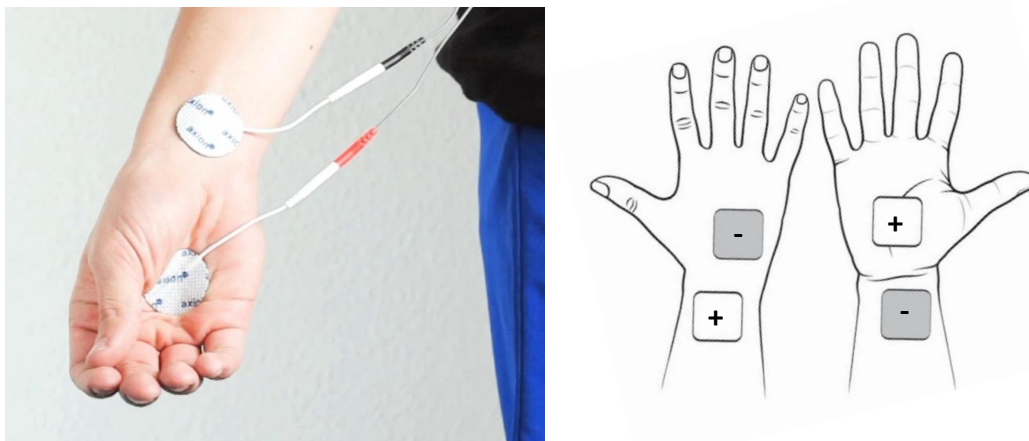


Figura 14 - Exemplo de colocação dos eléttodos da TENS para alívio da dor associada à Síndrome do Túnel do Carpo. Adaptado de [49,50].

A ionização ou iontoforese é uma modalidade terapêutica que envolve a introdução de iões dentro dos tecidos corporais através de uma corrente elétrica contínua. Esta modalidade foi também discutida durante as visitas às clínicas de fisioterapia. A corrente elétrica é fornecida por uma fonte de energia e distribuída com o auxílio de um eléttodo positivo (ânodo) e um eléttodo negativo (cátodo) através de uma solução eletrolítica, seguindo para a pele e para o sistema circulatório. Depois dos iões passarem pela pele, recombina-se com os existentes e com os radicais livres que flutuam na corrente sanguínea, formando novos compostos para promover interações terapêuticas favoráveis. A medicações usadas nas ionizações requerem prescrição médica. Esta modalidade é útil na cicatrização, cura de feridas, tratamentos de edemas, depósitos de cálcio e para provocar efeitos analgésicos [47,51].

3.2 Dispositivos de reabilitação

Embora grande parte dos procedimentos adotados nas clínicas de fisioterapia sejam os mais tradicionais, envolvendo a intervenção e o conhecimento do fisioterapeuta, existem comercialmente disponíveis equipamentos mecânicos específicos para a reabilitação do complexo punho-mão.

Nos últimos anos, a integração de terapias tecnologicamente avançadas, como o uso de sistemas robóticos inteligentes de maiores graus de liberdade, tem vindo a revolucionar o campo da reabilitação. Estes equipamentos robóticos são capazes de realizar movimentos repetitivos precisos e permitem a adaptação dos exercícios de acordo com a situação do paciente. Em alguns dispositivos é ainda possível medir os parâmetros mecânicos como a ADM.

O uso da robótica como adjuvante às terapias tradicionais é promissor e mostrou resultados positivos em alguns estudos clínicos. A maioria dos dispositivos robóticos foram desenvolvidos na forma exosqueletos, isto é, dispositivos com estrutura mecânica semelhante à estrutura do esqueleto humano que controlam diretamente o membro. Estes ajustam-se ao paciente, tentando imitá-lo e ajudá-lo a reproduzir movimentos considerados "normais". Por outro lado, existem dispositivos nos quais os movimentos são gerados a partir do segmento mais distal da extremidade e não é necessário o alinhamento entre as articulações paciente-robô. Esses dispositivos são chamados de dispositivos *end-effector*. [52-54]. A Tabela 3 apresenta alguns dos dispositivos desenvolvidos para a reabilitação do punho, bem como, as suas especificações.

Tabela 3 - Dispositivos para a reabilitação do punho comercialmente disponíveis

Dispositivo	Especificações
Maestra KINETEC® 	<ul style="list-style-type: none">– Fornece movimento passivo contínuo e é usado para mobilização passiva da mão e punho;– Permite a realização de movimentos de FLEX-EXT, DC-DR e PRO-SUP do punho;– Dentro dos benefícios clínicos inclui-se: Redução da dor e do edema; Prevenção da rigidez articular; Aceleração da recuperação da ADM pós-operatória; Promoção da cicatrização da cartilagem articular; Leitura digital da ADM [55,56].

Tabela 3 – Dispositivos para a reabilitação do punho comercialmente disponíveis (continuação)

Dispositivo	Especificações
<p data-bbox="357 320 491 376">W2 OrthoAgility QAL MEDICAL®</p> 	<ul style="list-style-type: none"> – Fornece movimento passivo contínuo; – Projetado para oferecer mobilidade máxima à articulação do punho em FLEX-EXT, DC-DR ou combinação de ambos; – É totalmente portátil; – Configurações de força ajustáveis [57].
<p data-bbox="316 757 539 790">Arneo®Power - HOCOMA</p> 	<ul style="list-style-type: none"> – Exoesqueleto robótico projetado para treinar o movimento das articulações do ombro, cotovelo e punho; – Permite a realização de exercícios ativos e passivos envolvendo os movimentos de FLEX-EXT e PRO-SUP do punho; – Modo de mobilização: é um modo passivo que o terapeuta projeta para cada paciente individualmente. O dispositivo regista os movimentos do braço do paciente passivamente no espaço de trabalho tridimensional e, em seguida, reproduz esse movimento repetidamente. Essas repetições podem ser eficazes no 'aquecimento' ou na preparação do paciente para as tarefas virtuais mais rigorosas; – Quando o paciente estiver pronto para avançar para o treino ativo, o terapeuta poderá controlar o grau de dificuldade apropriado para o mesmo; – Exercícios virtuais: semelhante a um jogo, os exercícios aparecem num computador e o paciente usa o braço para completar a atividade. Se este não for capaz de completar o movimento, os motores do dispositivo promovem a assistência necessária para completar a tarefa. Este <i>feedback</i> imediato do desempenho motiva os pacientes e ajuda a melhorar as suas habilidades motoras [52,58].
<p data-bbox="352 1350 496 1406">InMotionWRIST™ BIONIC</p> 	<ul style="list-style-type: none"> – Braço robótico com 3 graus de liberdade ativos: Permite a realização de movimentos de FLEX-EXT, DC-DR, PRO-SUP ou combinação dos mesmos. – É um dispositivo de reabilitação interativa, em que o paciente tem que completar tarefas que aparecem num monitor; – Deteta os movimentos e limitações do paciente e fornece a assistência necessária e o <i>feedback</i> de desempenho do paciente; – Inclui tarefas específicas de treino de iniciação, coordenação, precisão, eficiência, estabilização, alcance e resistência adaptativa [59].

De facto, os dispositivos robóticos são bastante evoluídos e envolvem alguma complexidade quando comparados com as técnicas mais tradicionais. No entanto, alguns deles, como é o caso do Arneo®Power e do InMotionWRIST™, são estações de trabalho de grandes dimensões, o que limita o local onde podem ser realizados os exercícios de reabilitação. Para além disso, são dispositivos de custo

muito elevado e que necessitam da orientação de pessoas formadas para tal. Por vezes, os dispositivos não se destinam unicamente à reabilitação do punho, mas a todo o membro superior, o que acaba por não ser tão específico, não envolvendo todos os movimentos do punho. Relativamente aos exercícios virtuais, embora a pesquisa aponte para a capacidade de transferir tarefas virtualmente executadas para tarefas físicas, a quantidade de transferência que ocorre permanece incerta [52].

Deste modo, vários dispositivos controlados para a reabilitação do punho encontram-se ainda em estudo e os resultados desses projetos parecem ser promissores. Por exemplo, na Figura 15, apresenta-se um robô exoesqueleto de reabilitação do punho baseado em atuadores pneumáticos com amortecimento por estrangulamento do ar. Com este projeto pretendia-se desenvolver um robô portátil, vestível, seguro, leve e pequeno para interação direta com o homem, que fosse capaz de realizar os movimentos do punho. Neste exoesqueleto estão envolvidos exercícios de reabilitação que envolvem a realização de três tipos de movimentos: FLEX-EXT, DC-DR e movimentos circulares.



Figura 15 - Movimentos de reabilitação do exoesqueleto desenvolvido. Adaptado de [60].

O equipamento em estudo não é mais que uma luva de trabalho tradicional onde se associaram músculos artificiais de contração e extensão. O atuador pneumático muscular é um atuador do tipo tubo que é caracterizado por uma diminuição ou aumento no comprimento muscular quando pressurizado. Toda a gama de movimentos foi testada neste estudo. A grande vantagem deste equipamento é a portabilidade. Os próximos passos consistem no desenvolvimento da assistência ao cotovelo e na melhoria do algoritmo de controlo [60].

Outra solução económica, designada WRist-T, tem sido estudada. Neste dispositivo foi aplicado um sistema de controlo automático, permitindo a realização de exercícios de reabilitação que envolvem os movimentos de FLEX-EXT, DC-DR e PRO-SUP sem a ajuda de um profissional de reabilitação. Foram aplicados limites mecânicos, impedindo que o dispositivo se mova além da ADM do punho humano

especificada. Um protótipo do WRist-T foi obtido por impressão 3D, como se pode observar na Figura 16.



Figura 16 - Protótipo do WRist-T obtido por impressão 3D: (a) estrutura do dispositivo; (b) exemplo do movimento do punho num exercício de extensão. Adaptado de [61].

Foi realizada uma investigação preliminar para avaliar os parâmetros cinemáticos e dinâmicos necessários para o uso funcional adequado do dispositivo, em pacientes com AVC. Os sujeitos não sentiram nenhum desconforto ou forças de interação aplicadas impostas pelo dispositivo e conseguiram trabalhar livremente com o mesmo. Durante os testes, o dispositivo reproduziu bem o movimento do sujeito, demonstrando assim a ação repetitiva da terapia passiva. Os trabalhos futuros englobam a melhoria do dispositivo e da sua funcionalidade, especialmente nos aspetos de operação e segurança, como o suporte conveniente para o punho e para o antebraço [61].

3.3 Propriocepção e relaxamento muscular

A propriocepção é um componente do sistema sensorio-motor e descreve a habilidade de sensação e percepção do próprio corpo. Consiste na consciencialização da informação aferente proveniente de recetores que contribuem para o controlo da postura, estabilidade articular e controlo motor. Esses recetores estão presentes em vários tecidos, como músculos, tendões, ligamentos e pele [7]. O trauma pode levar à lesão desses tecidos e, conseqüentemente, pode interromper a geração e transmissão dos estímulos proprioceptivos adequados, comprometendo de forma significativa a articulação a nível sensorio-motor [62]. Para que as informações e respostas proprioceptivas sejam eficientes, é necessário que o sistema nervoso central tenha informações de todos os segmentos articulares do corpo, padrões de movimento funcionais corretos e ativação muscular correta [47].

Os proprioceptores podem gerar impulsos nervosos conscientes ou inconscientes. Os impulsos nervosos conscientes atingem o córtex cerebral e permitem que, mesmo de olhos fechados, se tenha a percepção do próprio corpo, dos seus segmentos, da atividade muscular e do movimento das articulações. Assim, são responsáveis pelo sentido de posição e de movimento. Os impulsos inconscientes não despertam nenhuma sensação e são utilizados pelo sistema nervoso central para regular a atividade muscular, através do reflexo miotático³ ou dos vários centros envolvidos com a atividade motora, como o cerebelo (principal localização para a integração complexa da somatossensibilidade e propriocepção). De modo a descrever os princípios das vias proprioceptivas do punho, apresenta-se na Figura 17 um esquema simplificado dos processos envolvidos.

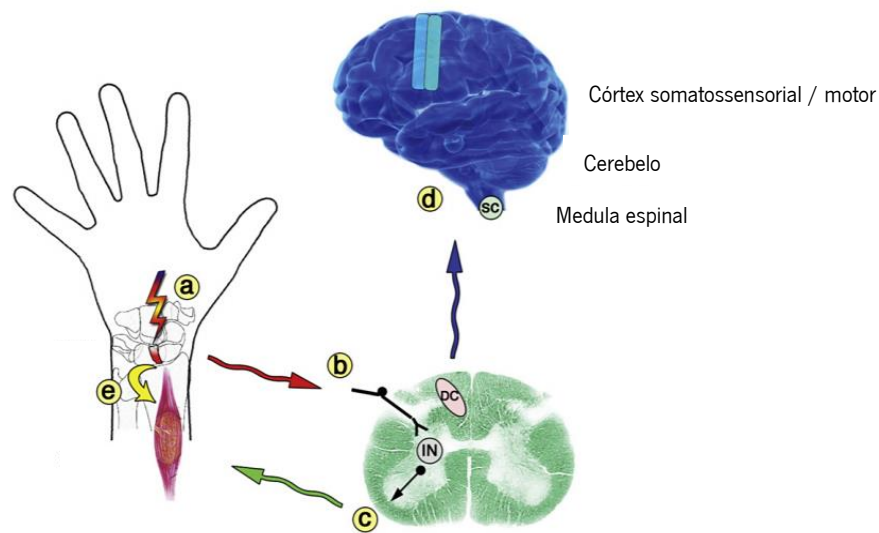


Figura 17 – Princípios das vias proprioceptivas do punho: DC – Coluna dorsal da medula espinal; IN – Interneurônio; SC - Via espinocerebelar. Adaptado de [62].

Quando estimulados, os mecanorreceptores nos ligamentos intra-articulares Figura 17 (a), sinalizam informações aferentes que são transmitidas ao corno dorsal da medula espinal (b), onde ocorre um rápido efeito monossináptico no neurônio motor alfa⁴ (c) para o controlo imediato dos músculos ao redor da articulação do punho. A informação aferente é, além disso, transportada para o cerebelo e córtex (d), para um maior controlo supraespinal da estabilidade do punho. Alguns estudos também defendem que a informação aferente a partir de mecanorreceptores estimula os neurónios motores gama⁵ diretamente através dos arcos reflexos locais (e) [62,63].

³ Reflexo motor que ocorre em resposta ao estiramento de um músculo, causando contração muscular. É um reflexo monossináptico (quando ocorre apenas uma sinapse entre o neurónio aferente e o neurónio eferente).

⁴ Fibras nervosas de condução rápida, terminam nas fibras musculares esqueléticas.

⁵ Inervam fibras dos fusos neuromusculares.

O esclarecimento do papel proprioceptivo de uma estrutura específica é essencial para entender o impacto de lesões nessa estrutura e o desenvolvimento de uma estratégia de tratamento apropriada, diminuindo o risco de ocorrências de novas lesões. Embora se pretenda readquirir os movimentos e retornar, o mais brevemente possível, às atividades do dia-a-dia, é importante avaliar que inconvenientes se produzem num movimento de acordo com a anatomia, fisiologia e biomecânica. Assim, a prática de modalidades terapêuticas que envolvem o tratamento dos sistemas neuromusculoesquelético e circulatório por meio do movimento ou do exercício melhoram a percepção de posição e movimento, sendo muito importante para prevenir ou recuperar uma determinada lesão ou patologia [64].

Numa fase inicial de reabilitação, devem ser introduzidos exercícios para melhorar a propriocepção consciente. O treino precoce desta propriocepção é iniciado por métodos que melhoram o sentido da posição articular e o reconhecimento da iniciação do movimento da estrutura, neste caso do punho, em vários ângulos articulares. Várias abordagens têm sido estudadas para aumentar a propriocepção residual através do *feedback* de outras modalidades sensoriais, com o intuito de estabilizar ou melhorar a função motora. Os métodos de reabilitação que usam a vibração e a estimulação tátil dos recetores cutâneos e músculo-tendinosos do punho têm mostrado resultados positivos no aumento da percepção de posição e movimento. Isto é justificado pelo facto dos recetores proprioceptivos e táteis terminarem e compartilharem redes sobrepostas no córtex somatossensorial [65]. Durante as sessões de vibração, o consumo de oxigénio aumenta e há, conseqüentemente, o aumento da temperatura muscular e do fluxo sanguíneo da pele. Um efeito imediato de uma sessão de vibração não exaustiva é um aumento da potência muscular [66].

O uso da vibração além de ser bastante eficaz na melhoria da propriocepção, proporciona a sensação de relaxamento muscular. Atualmente existem diversos equipamentos para relaxamento muscular através de vibração, sendo a sua maioria direccionada para a área da atividade física, especialmente para o relaxamento após exercícios de alta intensidade. Os equipamentos com função vibratória podem ser simples, sem qualquer controlo da frequência de vibração, como é o caso do diapasão, ou podem ser equipamentos mais sofisticados em que é possível controlar a frequência [67].

No âmbito das terapias de vibração, a Powerball® é um produto que se encontra à venda no mercado e a sua primeira versão foi desenvolvida pela NASA com o objetivo de possibilitar aos astronautas exercitarem os dedos, a mão, o punho, o braço e o ombro no espaço na ausência de gravidade. Esta gera uma resistência giroscópica que é diretamente proporcional à força aplicada por quem a utiliza, isto é, à medida que a velocidade do giroscópio aumenta (devido ao aumento de

velocidade de movimento do utilizador), a força centrífuga aumenta, sendo necessário um maior controlo muscular.

A realização de exercícios com a Powerball® aumenta o fluxo sanguíneo e estimula a produção de líquido sinovial, melhorando a saúde das articulações. O esforço necessário para manter a Powerball® ativa os músculos flexores dos dedos e os músculos extensores do punho. Com os extensores do punho ativados, são exercidas forças numa ampla gama de músculos de modo a realizar os movimentos de rotação necessários para manter o movimento giroscópico da Powerball®. Quando utilizada a altas rotações é direcionada para o fortalecimento muscular criando a fadiga dos músculos com exercícios de alta intensidade. A sua utilização a baixas rotações é recomendada para a recuperação de uma região do membro superior no qual se sinta dor ou se tenha sofrido alguma lesão. A Powerball® também ajuda a prevenir ou a reduzir inflamações causadas por artrite, síndrome do túnel do carpo, lesões de sobreuso ou tendinite. Existem diferentes modelos no mercado que variam na força de resistência máxima, velocidade máxima atingida, material constituinte e ausência ou presença de conta-rotações. Na Figura 18 apresenta-se um exemplo de uma Powerball® [68,69].



Figura 18 - Exemplo de uma Powerball® [70].

4. O DISPOSITIVO DE REABILITAÇÃO BIOBALL

O presente projeto surgiu da continuação de trabalhos iniciados em anos anteriores. Deste modo, ao longo deste capítulo faz-se uma breve descrição de todo o trabalho desenvolvido anteriormente. O dispositivo BioBall foi projetado com base numa análise aprofundada do estado da arte e, tendo em conta aspetos que, até então, não iam de acordo com as necessidades dos pacientes nas metodologias usadas na reabilitação da função do punho. Após um estudo anatómico do complexo punho-mão concluiu-se que a forma mais ergonómica para fins de reabilitação do mesmo é a forma esférica, com um diâmetro próximo ao diâmetro de uma bola de ténis. Deste modo, usou-se e adaptou-se um produto existente no mercado, a Powerball®. Este, apesar de ser útil para a área do relaxamento e propriocepção, não é tão indicado para a reabilitação do punho, mas sim para uma fase mais avançada onde se realizam exercícios de fortalecimento muscular.

Assim, desenvolveu-se o BioBall que inclui um mecanismo que possibilita reproduzir os movimentos básicos do punho, tanto no modo passivo como no modo ativo, e que mantém o sistema de relaxamento e propriocepção. A Powerball® foi adaptada para um sistema de vibração controlado (bola), de forma a não pôr em risco o funcionamento dos componentes e garantir a segurança do utilizador. Desta forma, o dispositivo desenvolvido pode ser dividido em dois sistemas: sistema para a reabilitação dos movimentos do punho e o sistema para relaxamento e propriocepção. O protótipo final deste dispositivo, feito com elementos *off-the-shelf* e com outros materiais reutilizáveis, apresenta-se na Figura 19. Neste capítulo menciona-se a constituição mecânica e eletrónica do BioBall, as suas funcionalidades e o modo de utilização nos diferentes programas desenvolvidos. O manual de utilização do dispositivo BioBall encontra-se no Anexo II.

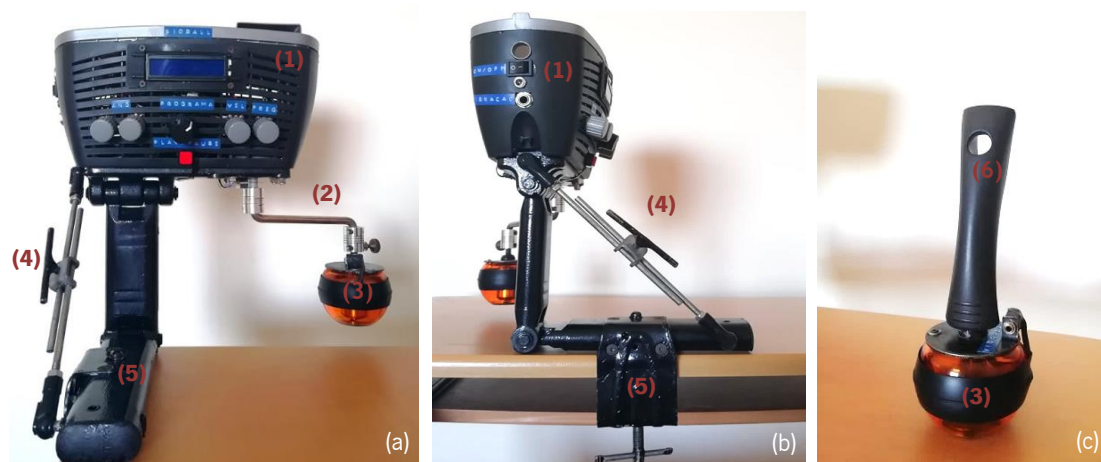


Figura 19 - Protótipo final do dispositivo BioBall: (a) vista frontal do dispositivo; (b) vista lateral do dispositivo; (c) bola acoplada ao manípulo para exercícios de relaxamento e propriocepção; (1) - Controlador; (2) - Barra excêntrica em forma de "S"; (3) - Bola; (4) - Sistema de barras de ajuste de posição; (5) - Sistema de suporte do tipo "grampo de aperto"; (6) - Manípulo.

4.1 Sistema para a reabilitação dos movimentos do punho

O sistema de reabilitação do dispositivo consiste num mecanismo que reproduz os movimentos principais do punho, que auxilia a sua realização (reabilitação passiva) e que cria resistência aos mesmos (reabilitação ativa). Para garantir estas condições, a escolha do motor é crucial pois é, através dele, que se vão reproduzir tais movimentos. Tendo em conta as funcionalidades projetadas para o dispositivo, seleccionou-se um motor de passo (pois este converte pulsos elétricos em movimento mecânico de rotação), de marca Superior Electric® modelo M062-LE04, da série NEMA 23. O motor de passo é um motor elétrico DC que divide uma rotação completa em um número de etapas iguais. Pelos dados fornecidos pelo fabricante, o motor tem um binário de retenção máximo de 0,75 N.m e uma capacidade de rotação de 200 passos. Sabendo que a amplitude máxima de rotação de um motor é de 360° , então a amplitude de rotação do motor a cada passo é de $1,8^\circ$ [71].

Para controlar o motor seleccionou-se um *driver*, TB6600. Este permite o controlo de velocidade, de direção, de tipo de passo, de binário e permite bloquear o motor quando parado. Usando uma placa de desenvolvimento *Arduino* é possível controlar o motor e o respetivo *driver* [72,73].

Quando a bola está acoplada à barra excêntrica em “S” (Figura 20), esta, por sua vez, está unida ao eixo do motor de passo e a rotação do motor promove o deslocamento da bola. Ao ser agarrada pela mão, o deslocamento da mesma permite recriar as trajetórias dos movimentos naturais do punho. Essa barra excêntrica está unida ao eixo do motor por um acoplamento elástico e possui um sistema constituído por uma peça roscada com um manípulo que permite acoplar e desacoplar a bola quando necessário.



Figura 20 - Acoplamento da bola à barra excêntrica em “S” e desta última ao eixo do motor.

Houve a necessidade de se criar um suporte capaz de alojar todos os componentes necessários, que fornecesse estabilidade e portabilidade ao dispositivo e que não interferisse com os exercícios de

reabilitação desenvolvidos. O suporte, apresentado na Figura 19 (a) e (b), consiste basicamente em três barras, com juntas rotativas e sem restrições, onde foi colocado um sistema de ajuste de posição, que restringe a rotação das barras. Foi também necessário adicionar um sistema que fixasse o dispositivo à mesa onde se iriam realizar os exercícios. Uma vez que o mesmo poderia ser utilizado em diferentes mesas de hospitais ou clínicas de reabilitação, desenvolveu-se um sistema de fixação do tipo “grampo de aperto” (ver ainda Figura 19 (a) e (b)), que se ajusta a diferentes mesas. Com este sistema é possível fixar o dispositivo a uma superfície até um máximo de 55 mm de espessura.

No topo do suporte está uma caixa (controlador) que aloja todos os componentes eletrônicos (*Arduino*, *drivers* dos motores, motor de passo, pinos responsáveis pelo controlo do *display* no LCD) e respetivas ligações, Figura 21. No exterior da caixa foram colocadas as entradas necessárias para a alimentação e sistema de vibração, foi colocado um botão de emergência, um botão *on/off*, um LCD e os botões necessários para controlar as variáveis nos exercícios de reabilitação como o tipo de programa, a amplitude de movimento (A1 no sentido anti-horário e A2 no sentido horário), a frequência de vibração e velocidade de rotação.



Figura 21 - Diferentes vistas do controlador do BioBall: (1) - Botão *on/off*; (2) - Entrada para alimentação; (3) - Entrada para sistema de vibração; (4) - Entrada USB; (5) - LCD; (6) - Botão de emergência, *play/pause*; (7) - Ângulo A1; (8) - Ângulo A2; (9) - Controlador do tipo de programa; (10) - Controlador de velocidade; (11) - Controlador de frequência.

4.2 Sistema para relaxamento e propriocepção

Integrou-se no dispositivo um sistema de relaxamento e propriocepção que se resume à bola do equipamento e que consiste num sistema de vibração que auxilia o relaxamento e, ao mesmo tempo,

funciona como um instrumento de propriocepção controlável de onde é possível verificar a evolução proprioceptiva do paciente.

No interior da Powerball® todos os elementos foram removidos restando apenas a carcaça do equipamento e a tampa superior. No espaço que se criou no interior, colocou-se um motor sem escovas *outrunner* (Motor A28L *brushless outrunner* 920 kV), que atinge as 9230 rpm e que permite obter velocidades controláveis [74]. De modo a controlar este motor selecionou-se um *driver Electronic Speed Controller* (ESC) da marca TowerPro® modelo MAG8 de 12 A [75]. Foi necessário conectá-los ao *Arduino* e fazer a alimentação do motor. Para se fixar o motor à bola, projetou-se uma peça em metal como a representada na Figura 22.

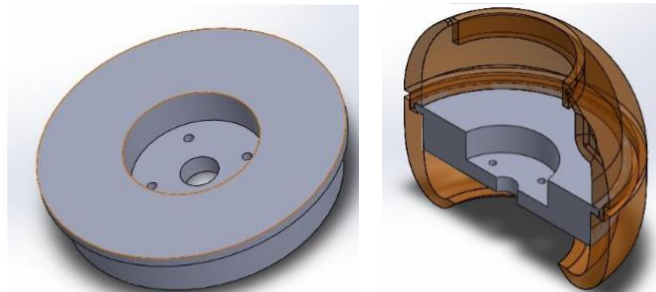


Figura 22 – Modelo em SolidWorks do suporte do motor projetado. Adaptado de [76].

O objetivo do motor no interior da bola era gerar vibração. Para isso ser possível, foi necessário acoplar no seu eixo um excêntrico que cria um desequilíbrio durante o seu funcionamento, provocando a vibração da mesma. Devido às elevadas rotações características do motor DC selecionado e ao peso provocado pelo conjunto do excêntrico e peças para o fixar, é possível atingir vibrações na ordem dos 150 Hz. O excêntrico desenvolvido apresenta-se na Figura 23.

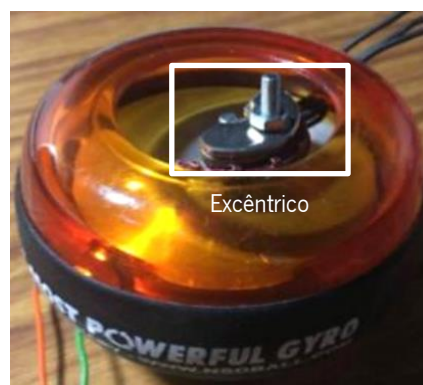


Figura 23 – Excêntrico desenvolvido montado na bola. Adaptado de [76].

Com a colocação do excêntrico houve a necessidade de se adicionar um rolamento para dar apoio ao eixo do motor, prevenindo-se o desalinhamento do mesmo devido à força centrípeta causada pelo excêntrico. A bola permite ainda a montagem de um manipulador de forma a ser manuseada pelo terapeuta, como representado na Figura 19 (c).

Como o sistema de vibração não irá ser utilizado constantemente, tornou-se necessário fazer ligações que não fossem permanentes, mas que fossem de fácil acesso quando se requer a sua utilização. Assim, sempre que se pretende utilizar o sistema de vibração é necessário ligar o cabo do tipo *Jack* às entradas instaladas no controlador e na bola.

4.3 Modos de operação

A estrutura de suporte desenvolvida permite executar diferentes posições, através do ajuste do seu sistema de barras. Assim, além de possibilitar a simulação de todos os movimentos associados ao punho, é também ajustável a diferentes pacientes, permitindo um uso confortável do dispositivo. Tal como representado na Figura 24 (a), é possível variar, por exemplo, a altura do dispositivo em cerca de 70 mm. A barra superior do suporte também possui alguns graus de liberdade, havendo a possibilidade de se colocar o dispositivo verticalmente, horizontalmente ou com alguma inclinação, permitindo um uso adequado, Figura 24 (b).

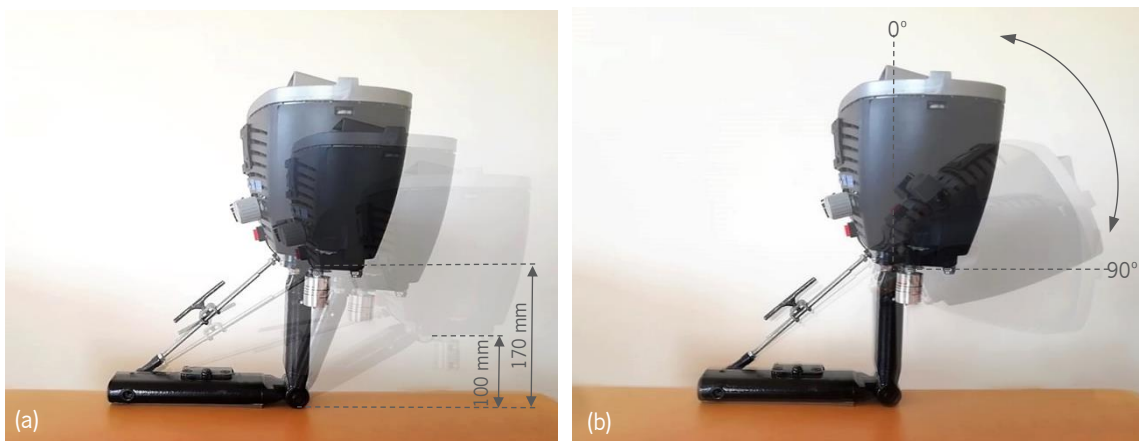


Figura 24 - Mecanismo de ajuste do dispositivo que permite um uso confortável por diferentes pacientes: (a) variação da altura do dispositivo; (b) variação da inclinação do dispositivo.

Tal como supramencionado, o punho saudável descreve três tipos de movimentos, FLEX-EXT, DC-DR, PRO-SUP, e para cada um deles há uma amplitude máxima. O objetivo deste sistema é que o paciente, ao fim do programa de reabilitação planeado para ele, consiga efetuar essas três trajetórias e que aumente a ADM, aproximando-se dos valores angulares que se esperam num indivíduo saudável.

Assim, desenvolveu-se três modos de utilização do Bioball, representados nas Figuras 25, 26 e 27, sendo que para todos eles a posição de referência da bola é numa posição neutra do punho, isto é, em que exista um ângulo igual a zero em relação ao movimento que se pretende fazer.

Para a realização do movimento de FLEX-EXT, representado na Figura 25, o suporte deve apresentar a barra excêntrica paralela à superfície da estrutura onde se colocou o dispositivo. O paciente deve agarrar a bola do lado direito ou esquerdo conforme a mão em que se vai realizar o exercício. De modo a colocar o punho numa posição neutra, este deve estar alinhado com o eixo do motor de passo. As fitas de velcro devem estar bem apertadas de forma a fixar o antebraço, havendo apenas o movimento do punho.



Figura 25 - Posicionamento do dispositivo, do antebraço e da mão do paciente no movimento de FLEX-EXT. A linha a tracejado indica como se deve colocar o punho alinhado com o eixo do motor.

O exercício de reabilitação que envolve o movimento de DC-DR realiza-se da mesma forma que o exercício anterior, contudo, a mão deve ser colocada por baixo da bola na face inferior desta como representado na Figura 26. Mais uma vez, o punho deve estar alinhado com o eixo do motor de passo e as fitas de velcro devem estar bem apertadas de forma a fixar o antebraço.



Figura 26 - Posicionamento do dispositivo, do antebraço e da mão do paciente no movimento de DC-DR.

No exercício de PRONO-SUP, como representado na Figura 27, roda-se a caixa 90°, com o auxílio do sistema de suporte. Devido à natureza dos movimentos de PRO-SUP, a bola deve ser acoplada diretamente ao eixo do motor, não havendo a necessidade de se utilizar a barra excêntrica. O paciente deve colocar a palma da mão na face inferior da bola agarrando-a e o antebraço deve estar alinhado com o eixo do motor de passo. Neste tipo de movimento o ângulo entre o braço e o antebraço deve ser de 90° e em flexão.

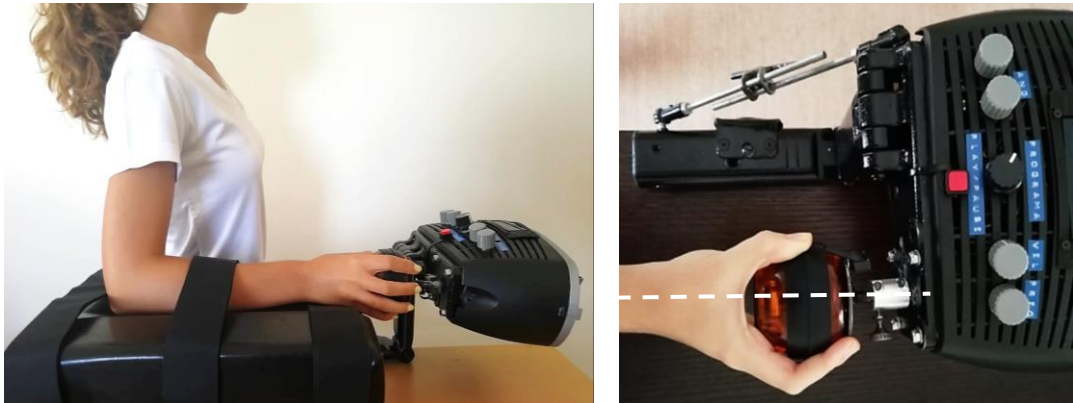


Figura 27 - Posicionamento do dispositivo, do antebraço e da mão do paciente no movimento de PRO-SUP. A linha a tracejado indica como se deve colocar o antebraço alinhado com o eixo do motor.

Para cada exercício de reabilitação proposto pelo fisioterapeuta, deve-se ajustar a estrutura do dispositivo de forma a permitir que o paciente tenha o punho numa posição natural, neutra e confortável, e que agarre a bola de forma correta.

4.4 Programas desenvolvidos

Foram desenvolvidos três programas de reabilitação, de modo a reproduzir ao máximo os movimentos do punho e observar a evolução dos pacientes. Esses programas foram designados por: “Exercício Passivo”, “Exercício Ativo” e “Exercício Físico”.

No programa do “Exercício Passivo” definem-se dois ângulos limite para a amplitude do movimento pretendido (A1 e A2) e também uma velocidade de rotação relativa (v) para a realização desse movimento, numa escala de 1 a 100. Neste exercício, o dispositivo desloca a bola, enquanto que o paciente a agarra, ajudando-o a realizar os exercícios sem que tenha de realizar qualquer esforço. Um exemplo de apresentação do LCD durante a realização do “Exercício Passivo” encontra-se na Figura 28.



Figura 28 - Exemplo de apresentação do LCD durante a realização de um exercício no programa do “Exercício Passivo” em que se selecionou $A1 = 30^\circ$, $A2 = 40^\circ$ e $v = 3/100$.

No programa do “Exercício Ativo” seleciona-se uma velocidade relativa de rotação numa escala de 1 a 10 e espera-se que o paciente, agarrando a bola, crie alguma resistência ao movimento gerado pelo motor, exercitando, assim, os músculos da mão, punho e antebraço. Na Figura 29 apresenta-se um exemplo de apresentação do LCD durante a realização do “Exercício Ativo”.



Figura 29 - Exemplo de apresentação do LCD durante a realização de um exercício no programa do “Exercício Ativo” em que se selecionou $v = 1/10$.

O programa do “Exercício Físico” consiste apenas em agarrar a bola e realizar os movimentos livremente de modo a observar-se qual a amplitude máxima atingida por cada paciente. Neste caso o motor não está em funcionamento e não existe resistência imposta ao movimento do paciente. Durante a realização de exercícios neste programa o LCD apresenta a informação tal como representado na Figura 30.



Figura 30 - Apresentação do LCD durante a utilização do programa do “Exercício Físico”.

Foi também desenvolvido um programa para relaxamento e propriocepção, envolvendo a vibração. Este programa permite selecionar a frequência de vibração (f) entre 0 e 150 Hz. Enquanto que o paciente agarra a bola e a desloca até ao máximo que conseguir ou até ao ponto exigido, o fisioterapeuta pode aumentar ou diminuir a frequência a que a bola vibra. Um exemplo de apresentação do LCD durante a utilização deste programa é apresentado na Figura 31 (a). Este programa poderá ainda ser utilizado na realização de exercícios livres, instruídos pelo fisioterapeuta, uma vez que é possível desacoplar a bola, obtendo-se maior liberdade de manuseamento. Serve também para adormecimento de zonas de dor e, com a montagem de um manípulo, consegue-se também o efeito destinado à massagem, como representado na Figura 31 (b).



(a)



(b)

Figura 31 - Programa para relaxamento e propriocepção: (a) Exemplo de apresentação do LCD durante a utilização do programa de "Propriocepção", em que se seleccionou $f = 25$ Hz; (b) Exemplo de aplicação para relaxamento e massagem.

5. ALTERAÇÕES INTRODUZIDAS NO DISPOSITIVO

Com o intuito de melhorar o desempenho do dispositivo e de acrescentar mais funcionalidades, introduziu-se algumas alterações no mesmo, descritas ao longo deste capítulo.

Incluiu-se um *encoder* com o objetivo de ler a ADM do punho dos pacientes e, conseqüentemente, acompanhar a sua evolução ao longo dos programas de reabilitação. Com a adição desta funcionalidade, houve a necessidade de se estudar o objeto que é normalmente utilizado para ler a ADM (o goniômetro) e de se fazer uma comparação entre os valores de amplitude que se obtêm com este e com o *encoder*.

Adicionou-se um programa que permite a realização de exercícios de reabilitação e, em simultâneo, melhorar as capacidades proprioceptivas dos pacientes.

Para a realização de exercícios com maior conforto e segurança, desenvolveu-se um sistema de fixação e de apoio do antebraço.

Houve também a necessidade de se desenvolver uma união rígida para acoplar a barra excêntrica ao dispositivo, de modo a tornar mais eficaz a troca entre os exercícios que envolvem os movimentos de FLEX-EXT e DC-DR para os movimentos de PRO-SUP.

Neste capítulo refere-se todos procedimentos, materiais e componentes envolvidos na realização destas alterações.

5.1 Inclusão de um *encoder* no sistema

De forma a saber a posição real obtida pelo paciente que está a realizar os exercícios de reabilitação, decidiu-se integrar um *encoder* no dispositivo. O *encoder* é um componente eletromecânico que converte posição em sinal elétrico digital. Selecionou-se um *encoder* rotativo ótico, uma vez que permite medir o movimento rotacional do eixo do motor de passo. Este é composto por um disco com marcações, um componente emissor de luz (LED) e um recetor do lado oposto do disco, como representado na Figura 32 (a). O disco, montado no eixo do motor de passo, apresenta padrões formados por setores transparentes e opacos. À medida que o disco roda, os segmentos opacos bloqueiam a luz e os componentes transparentes deixam a luz passar. Esse movimento giratório cria pulsos de ondas quadradas, que podem ser interpretadas em posição ou movimento [77]. Deste modo, a incorporação do *encoder* possibilita a leitura da ADM dos pacientes, permitindo acompanhar a evolução da sua reabilitação.

Uma vez que na versão anterior do dispositivo não havia espaço entre o eixo do motor de passo e o acoplamento elástico, alterou-se a estrutura do mecanismo para possibilitar a introdução do *encoder*, como apresentado na Figura 32 (b).

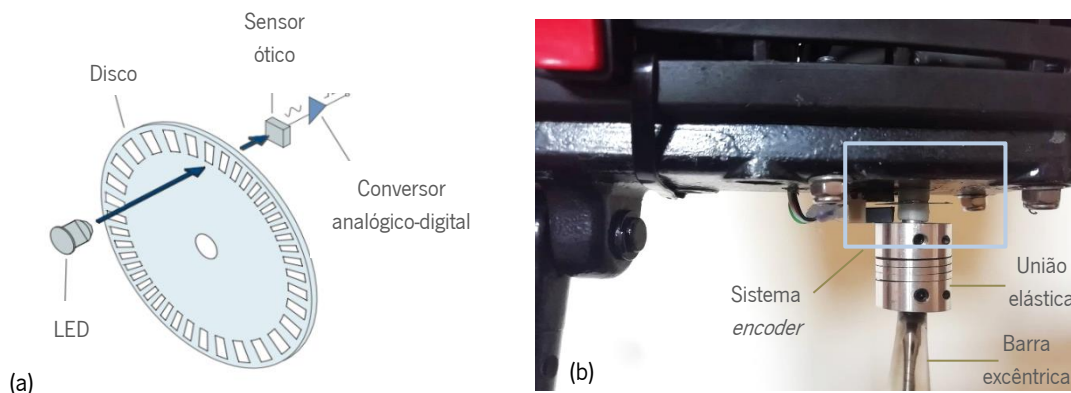


Figura 32 - Inclusão de um *encoder* no sistema: (a) representação esquemática do funcionamento de um *encoder* rotativo óptico (Adaptado de [78]); (b) colocação do *encoder*.

Realizou-se uma análise técnica do dispositivo utilizando este *encoder*, na qual se obteve bons resultados na medição de amplitudes efetuadas. Estes resultados permitiram concluir que o referido *encoder* é uma opção viável para a leitura de ADM, constituindo uma solução eficaz e barata. No entanto, ao iniciar os testes em pessoas danificou-se o disco do *encoder*, tornando-se impossível dar continuidade aos testes com este. Deste modo, houve a necessidade de se integrar um novo *encoder* e de se realizar novamente a análise técnica do dispositivo, sendo que os resultados obtidos da primeira análise técnica encontram-se no ANEXO III.

De forma a optar por uma solução mais robusta e segura, seleccionou-se um *encoder* rotativo incremental da marca YUMO®, modelo E6B2 - CWZ3E [79], como o da Figura 33 (a). Este apresenta uma resolução de 1024 pulsos/rotação e a sua ficha de especificações encontra-se no ANEXO IV. O *encoder* foi ligado ao motor de passo, tal como representado na Figura 33 (b), mantendo-se alojado dentro da caixa controladora.

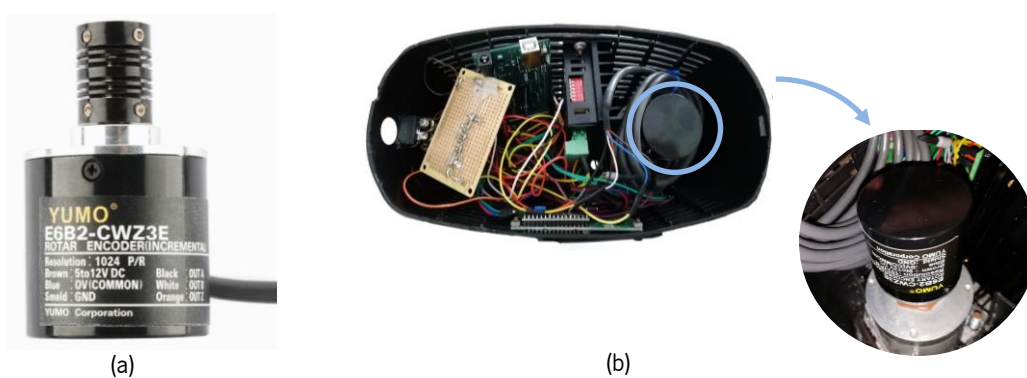


Figura 33 – Inclusão de um segundo *encoder* no sistema: (a) *encoder* rotativo incremental seleccionado; (b) – ligação do *encoder* ao motor de passo.

Comparação entre a medição da ADM efetuada pelo BioBall e pelo goniómetro

De modo a perceber se os resultados da ADM do punho obtidos pelo *encoder* estavam de acordo com o esperado, isto é, dentro dos intervalos de amplitude esperados em indivíduos saudáveis, houve a necessidade de se estudar os métodos de medição utilizados para a determinação desses valores padrão. Os valores da ADM do punho são normalmente determinados com recurso ao goniómetro universal e esta medição é efetuada a partir de um ponto de referência diferente do ponto de referência usado na realização de alguns movimentos com o dispositivo BioBall.

Usando o goniómetro na determinação da ADM do punho, no caso dos movimentos de FLEX-EXT (Figura 34), o braço fixo do goniómetro deve ser colocado ao longo da face medial do cúbito, o braço móvel deve ficar paralelo ao 5º metacarpo e o eixo deve ser colocado abaixo da apófise estilóide do cúbito, ao nível do osso do carpo piramidal [80,81].

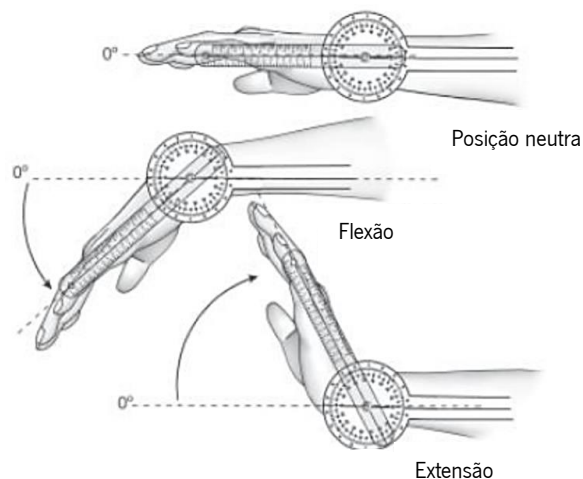


Figura 34 - Colocação do goniómetro na medição da ADM de FLEX-EXT do punho. Adaptado de [82].

Com o intuito de comparar este tipo de medição com a efetuada pelo dispositivo, desenhou-se o esquema representado na Figura 35, em que se observa a mão agarrando a bola e o punho em linha com o eixo do motor de passo, constituindo a posição neutra. O goniómetro está representado a sombreado. De notar que, toda esta representação é uma mera aproximação e que, na verdade, o eixo do goniómetro normalmente é colocado do lado oposto, isto é, no eixo imediatamente abaixo da apófise estilóide do cúbito. Decidiu-se fazer a projeção do goniómetro para esta face para ser mais fácil a comparação com o dispositivo.

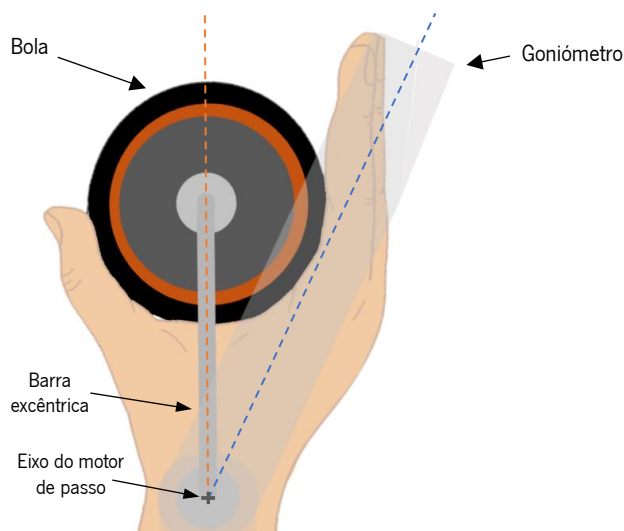


Figura 35 - Comparação entre a colocação do dispositivo e do goniômetro na medição da ADM de EXT-FLEX.

Tal como representado na Figura 35, considerando que o eixo do goniômetro está colocado praticamente em linha com o eixo do motor de passo, há uma diferença significativa entre a colocação da barra excêntrica (traço interrompido laranja) e do braço móvel do goniômetro (traço interrompido azul). A posição neutra agarrando a bola implica uma certa extensão do punho. Deste modo, os valores da ADM de FLEX-EXT que se obtêm a partir do dispositivo são diferentes dos que se obtêm a partir do goniômetro. Não se trata de um erro, mas sim de uma diferença no modo de medição.

Assim, no caso do movimento de flexão espera-se que o dispositivo leia amplitudes superiores ao intervalo de amplitudes que é de esperar num indivíduo saudável (Figura 36 (a)). Por outro lado, no movimento de extensão espera-se que o dispositivo leia amplitudes inferiores às esperadas num indivíduo saudável (Figura 36 (b)). Esta diferença de amplitudes designou-se por α ($^{\circ}$).

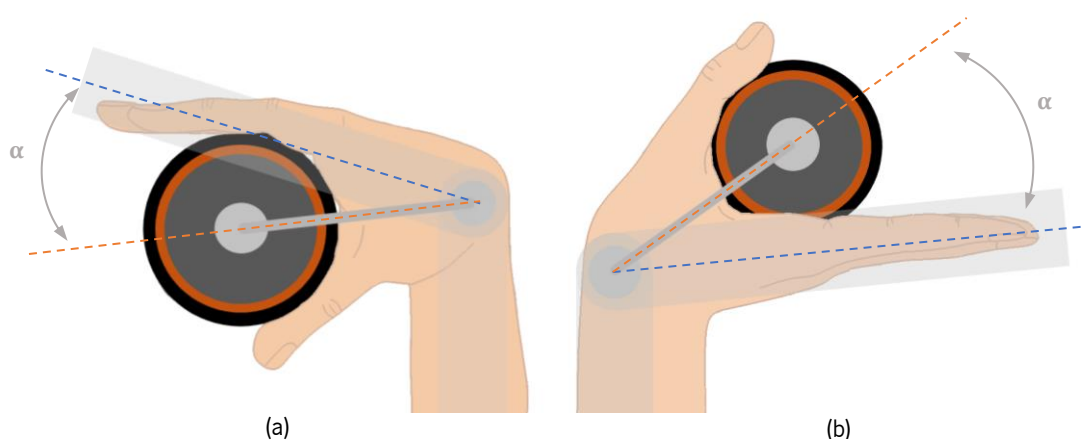


Figura 36 - Comparação entre o dispositivo e o goniômetro na medição da flexão (a) e da extensão (b) do punho.

Para calcular a diferença entre as amplitudes determinadas pelos dois métodos (α), realizou-se a seguinte aproximação geométrica no *software AutoCAD*, Figura 37. Ao representar a mão a agarrar a bola, decidiu-se representar apenas o 5º metacarpo e falange para facilitar a visualização. A linha azul corresponde à linha média do goniómetro paralela ao 5º metacarpo.

Tendo em conta as dimensões médias da mão de um adulto observadas em trabalhos de diferentes autores [20,83-86], as dimensões da bola e da barra excêntrica em forma de “S”, a diferença entre as amplitudes determinadas pelos dois métodos foi de cerca de 24°.

O ângulo α determinado trata-se apenas de uma aproximação, podendo variar com as características antropométricas dos pacientes, mais precisamente, com a distância entre o punho e o centro da mão (onde se agarra a bola). Por se tratar de uma aproximação, este valor não será tido em conta nos resultados obtidos nos testes em pessoas. No entanto, tal como previamente referido, espera-se que as amplitudes de extensão registadas com o BioBall sejam inferiores e que as de flexão sejam superiores, quando comparadas com os valores obtidos pela goniometria.

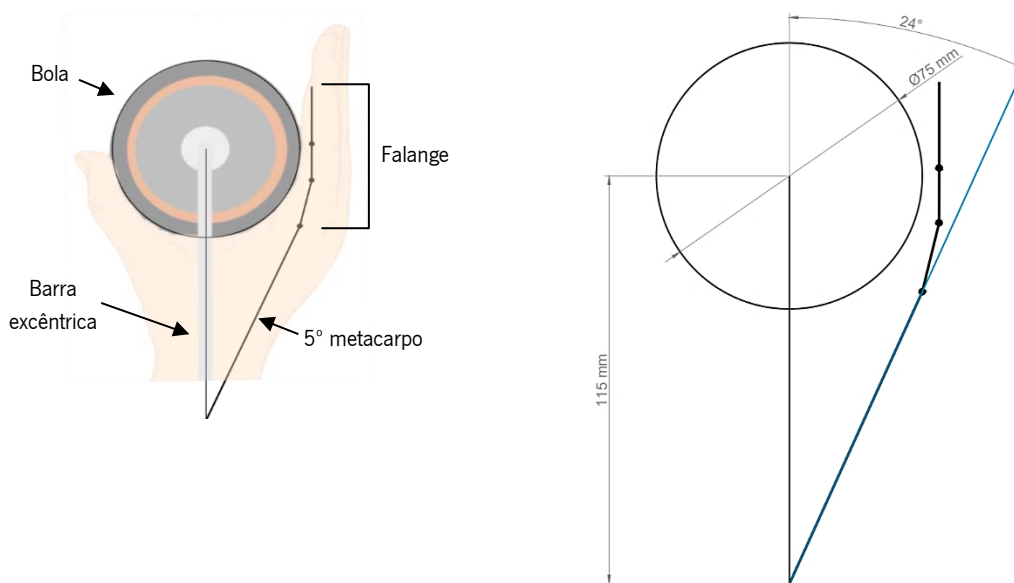


Figura 37 - Determinação do ângulo α (°) aproximado através do *software AutoCAD*.

Na medição da ADM dos movimentos DC-DR, tal como representado na Figura 38, o braço fixo do goniómetro deve ser colocado ao longo da linha média dorsal do antebraço, o braço móvel deve ser colocado paralelo ao 3º metacarpo e o eixo deve ser colocado a meio da face dorsal do punho, ao nível do grande osso [80,81]. Neste caso, o goniómetro e a barra excêntrica praticamente se sobrepõe, bem como, o eixo do goniómetro e o eixo do motor de passo (considerando, mais uma vez, que se fez uma projecção do goniómetro para a face em que se encontra a barra do dispositivo). Deste modo, espera-se

que as amplitudes do par de movimentos DC-DR determinadas pelo goniómetro e pelo dispositivo sejam muito semelhantes.

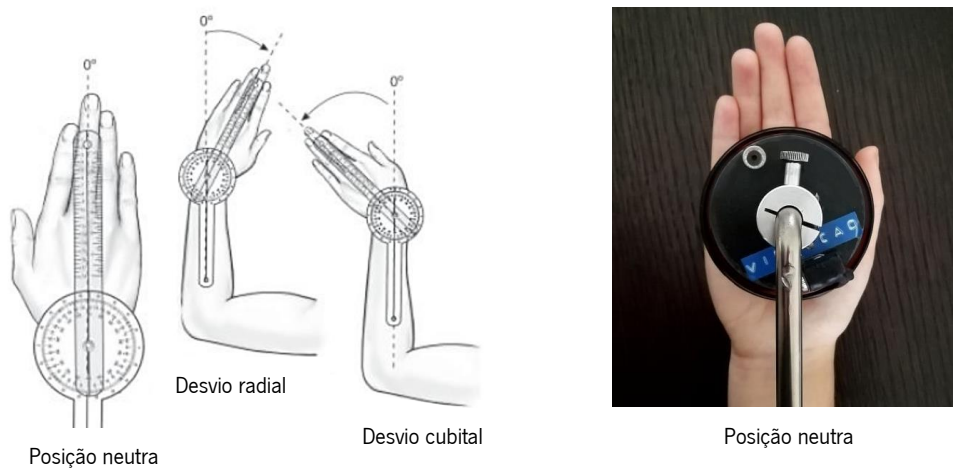


Figura 38 - Comparação entre a colocação do goniómetro e do dispositivo na medição da amplitude dos movimentos de DC-DR. Adaptado de [82].

Na medição da ADM de PRO-SUP, tal como representado na Figura 39, o braço fixo do goniómetro deve ser colocado paralelo ao úmero (do lado interno do punho para avaliar a supinação e do lado externo do punho para avaliar a pronação). O braço móvel deve ser colocado paralelo ao punho, ao longo da linha média que une as apófises estilóides do cúbito e do rádio. O eixo do goniómetro deve ser colocado a meio da linha média que une as apófises estilóides do cúbito e do rádio [80,81]. Neste caso, o eixo do motor de passo e do goniómetro não se sobrepõem, mas são paralelos. Pode-se considerar que os métodos de medição da ADM de PRO-SUP são idênticos, esperando-se, assim, que as amplitudes determinadas pelo goniómetro e pelo dispositivo sejam muito semelhantes.

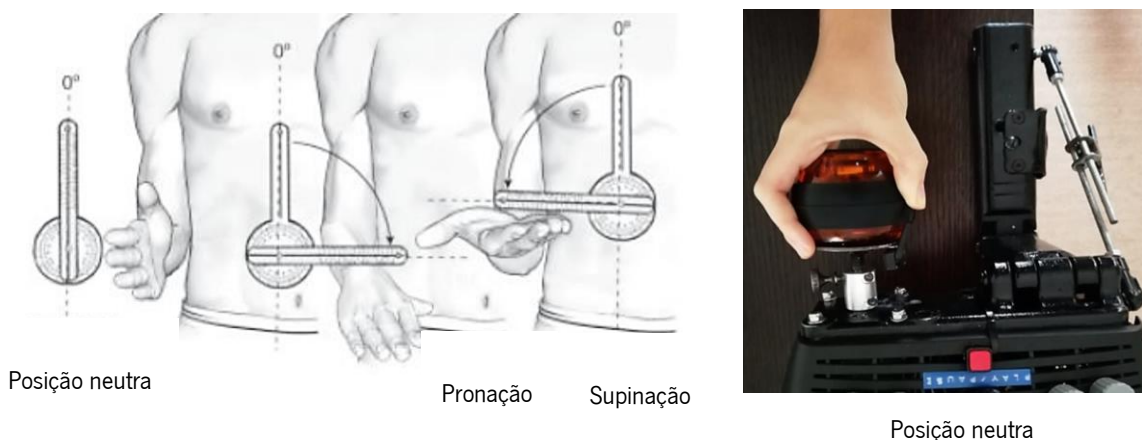


Figura 39 - Comparação entre a colocação do goniómetro e do dispositivo na medição da ADM de PRO-SUP. Adaptado de [82].

5.2 Programa Misto

De modo a conciliar as vantagens dos exercícios de reabilitação com os de propriocepção no mesmo programa, desenvolveu-se um programa designado por “Exercício Misto”. Neste programa é possível selecionar os ângulos limite A1 e A2, a velocidade de rotação relativa e a frequência de vibração da bola. Segurando corretamente a bola, o paciente apenas tem que se deixar levar pelo movimento do motor, tal como no “Exercício Passivo”, mas com a adição da vibração. Na Figura 40 apresenta-se um exemplo de apresentação do LCD durante a realização do “Exercício Misto”.



Figura 40 - Exemplo de apresentação do LCD durante a realização de um exercício no programa do “Exercício Misto” em que se selecionou $A1 = 30^\circ$, $A2 = 40^\circ$, $v = 3/100$ e $f = 25$ Hz.

5.3 Sistema de fixação do antebraço

A fixação do dispositivo à mesa consistia apenas num sistema como um grampo de aperto. Esta forma de o fixar limitava muito o movimento da mão no caso dos movimentos de FLEX-EXT e de DC-DR, uma vez que esta ficava a tocar na mesa, tal como representado na Figura 41. Isto provocava atrito e desconforto durante a realização dos movimentos.



Figura 41 - Representação da colocação mão e antebraço do paciente antes da colocação do sistema de suporte e fixação dos mesmos.

Para além deste aspeto, não existia qualquer tipo de sinalização a indicar onde é que se deveria colocar corretamente o punho, bem como uma estrutura confortável onde o utilizador pudesse colocar o antebraço e mantê-lo fixo durante os movimentos.

De modo a resolver o problema do desconforto do utilizador, pensou-se em conceber uma base que seria colocada por debaixo do dispositivo permitindo aumentar a altura entre a bola e a mesa. Havia ainda a questão de o local onde colocar corretamente o punho. Assim, aproveitando esta base pensou-se em criar, a partir dela, uma estrutura almofadada, com a forma curva que serviria de suporte para o antebraço e, associando fitas de velcro, poder-se-ia fixar o mesmo exatamente no local onde devem ser realizados os movimentos.

O dispositivo em estudo, sendo um dispositivo projetado para a reabilitação da função do punho, poderá ser utilizado por diferentes pessoas, de diferentes idades e com características antropométricas diferentes. Deste modo, tornou-se necessário realizar um estudo antropométrico da população portuguesa para tentar perceber que diferenças nos valores métricos da mão e do antebraço eram significativas para o desenho e construção do sistema de fixação do antebraço.

5.3.1 Estudo antropométrico para a realização do sistema de fixação

A Antropometria é o estudo dos valores métricos globais e parcelares do corpo humano, das suas relações e da amplitude dos seus movimentos. Trata-se, assim, de uma área fundamental para a ergonomia pois esta última visa adequar o ambiente e a tarefa ao utilizador, para que ele possa realizar as tarefas com facilidade, eficácia e segurança. Uma maneira de projetar a tarefa, com base nas características físicas do utilizador, é fazê-lo de acordo com suas características antropométricas, como tamanho do corpo (alcance, comprimento do segmento do corpo e altura), forma (circunferência do segmento, largura), força e capacidade de trabalho [83,87].

A fim de adaptar adequadamente o dispositivo aos pacientes, as dimensões do punho e do antebraço devem ser conhecidas. Uma vez que as dimensões antropométricas variam para diferentes percentis, registou-se os valores médios entre os quais as dimensões em estudo podem variar em adultos do sexo masculino e feminino. Na Figura 42 apresentam-se as dimensões mais relevantes para o desenvolvimento do sistema de fixação do antebraço.

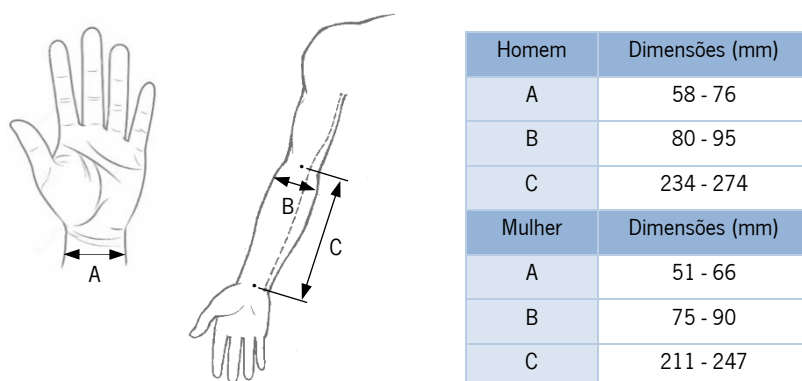


Figura 42 - Dimensões do punho e antebraço: A - Largura do punho; B - Largura da parte superior do antebraço; C - Comprimento do antebraço (entre os eixos do cotovelo e do punho) [20,83-86].

5.3.2 Conceção do sistema de fixação

Tal como referido anteriormente, havia a necessidade de se aumentar a altura entre a bola e a mesa, para que a mão não tocasse na mesa durante dos movimentos de FLEX-EXT e DC-DR. Para isso, bastaria colocar por baixo do dispositivo uma base rígida com uma certa espessura. De modo a fixar esta base, evitando que esta se deslocasse durante os movimentos, decidiu-se fixá-la com o sistema de suporte do tipo “grampo de aperto”. Uma vez que este tem um aperto máximo de cerca de 55 mm, definiu-se que a base rígida não deveria ter mais de 20 mm de espessura, para não limitar a fixação do dispositivo a mesas de elevada espessura.

De modo a promover um maior conforto durante a realização dos exercícios, pensou-se em construir uma estrutura almofadada com a forma curva para acomodar o antebraço, associada à base rígida. Na Figura 43 apresenta-se um desenho em *AutoCAD* da estrutura idealizada.

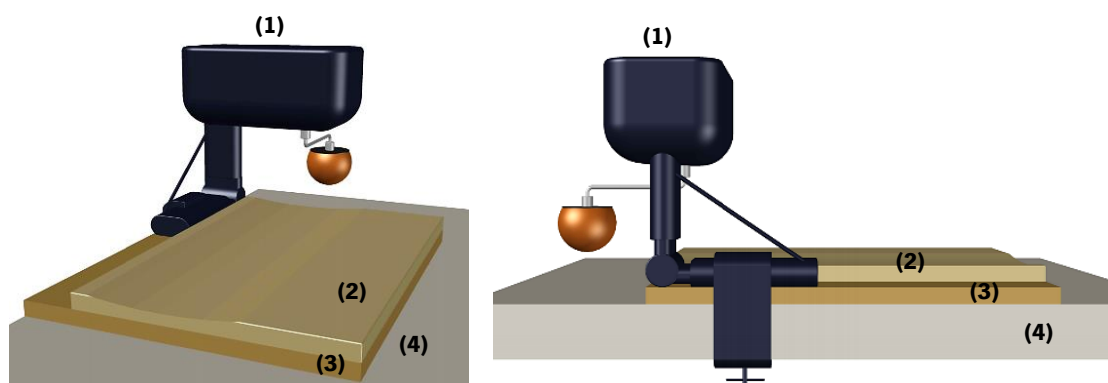


Figura 43 - Representação em *AutoCAD* da estrutura de suporte do antebraço projetada: (1) – Dispositivo; (2) – Estrutura almofadada; (3) – Base rígida; (4) - Mesa.

Para que a forma curva permitisse a colocação do punho em linha com o motor de passo, houve a necessidade de se determinar a distância entre a base de fixação e o eixo do motor. A largura da forma curva foi determinada tendo como referência a maior dimensão B referida na Figura 42, à qual se adicionou uma margem para a eventual realização de exercícios com roupa. A curvatura não teria que ser muito acentuada, pelo que, uma profundidade entre 10 e 20 mm seria o suficiente para acomodar o braço do paciente. O comprimento da estrutura foi determinado tendo em conta a maior dimensão C referida na Figura 42, à qual se adicionou uma margem para que o limite da estrutura não se tornasse desconfortável na realização dos movimentos. As dimensões gerais do sistema de suporte do antebraço apresentam-se na Figura 44.

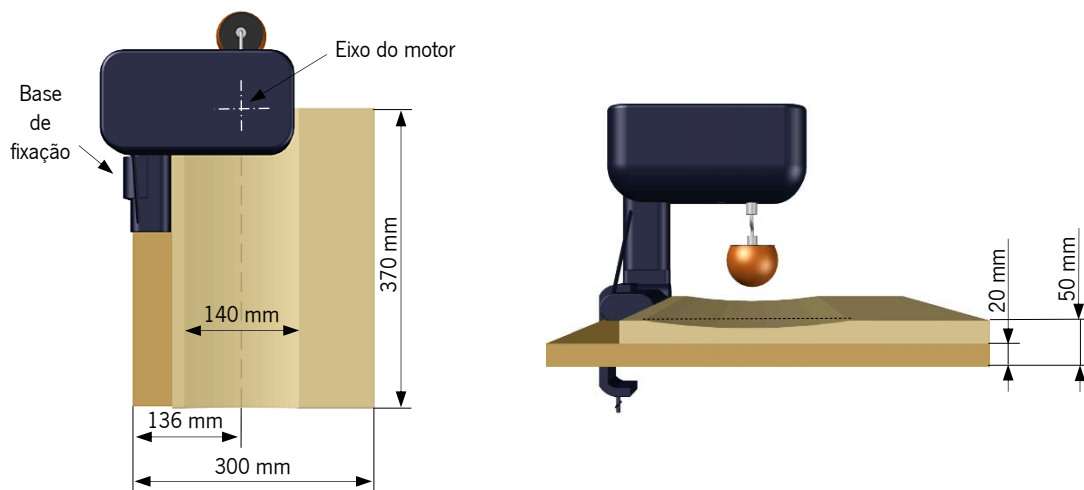


Figura 44 - Dimensões gerais do sistema de suporte do antebraço.

A esta estrutura ter-se-ia que adicionar algo que permitisse fixar o antebraço no local correto, de modo a haver apenas o movimento do punho. Isto permitiria a correta realização dos movimentos e, conseqüentemente, a reabilitação da função do punho. Com inspiração em alguns equipamentos médicos, pensou-se em utilizar fitas de velcro que permitissem fixar o antebraço. Como a estrutura de fixação seria utilizada de dois modos diferentes, dependendo de que braço se trata, havia a necessidade de se colocar velcro adequado aos dois modos (um em cada extremidade da estrutura). Para garantir que o antebraço fica completamente fixo, decidiu-se colocar uma terceira fita de velcro, a meio da estrutura, que pode ser usada tanto para fixar o braço direito como para o braço esquerdo. A Figura 45 demonstra um esquema de colocação das fitas de velcro na estrutura de fixação.

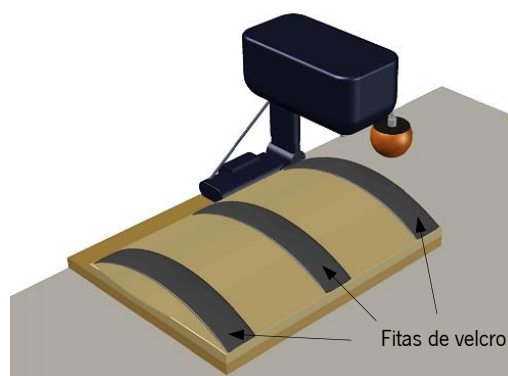


Figura 45 - Esquema final do sistema de fixação e suporte do antebraço, em que se integrou três fitas de velcro.

Assim, com o sistema de fixação do antebraço projetado, o dispositivo pode ser utilizado de dois modos durante a realização de exercícios que envolvem os movimentos de FLEX-EXT e DC-DR. Quando se pretende realizar os exercícios com o braço direito, o dispositivo e a estrutura de fixação do antebraço devem ser montados como representado na Figura 46 (a). Quando se pretende realizar os exercícios com o braço esquerdo, o conjunto deve ser montado como representado na Figura 46 (b).

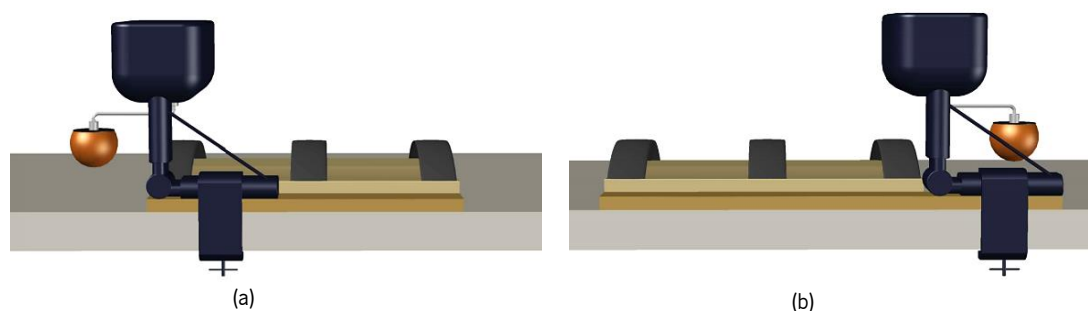


Figura 46 - Modos de utilização do dispositivo durante a realização dos movimentos de FLEX-EXT e DC-DR: (a) montagem para realização de exercícios com o braço direito; (b) montagem para realização de exercícios com o braço esquerdo.

Na realização de exercícios que envolvem os movimentos de PRO-SUP, ao rodar a caixa 90°, torna-se necessário ajustar a altura do suporte do antebraço. Isto é possível através do sistema de barras de ajuste de posição que permite ajustar a altura do dispositivo. No entanto, em certos casos, dependendo da anatomia do paciente, pode haver a necessidade de elevar a estrutura de fixação do antebraço, no máximo 100 mm, para a tornar mais adequada ao exercício.

5.3.3 Construção do sistema de fixação

Para a construção do sistema de fixação do antebraço idealizado houve a necessidade de, primeiramente, se selecionar os materiais a utilizar. Tentou-se sempre selecionar materiais e

componentes *off-the-shelf* para que os custos de construção fossem reduzidos. Na Tabela 4 apresentam-se os materiais selecionados para a construção deste sistema.

Tabela 4 - Materiais utilizados para a construção do sistema de fixação do antebraço

Função	Material
Base rígida	 Placa de madeira prensada
Estrutura almofadada	 Placa de espuma
Revestimento	 Napa
Fixação do antebraço	 Fitas de velcro

Com o intuito de construir a estrutura almofadada, foram colocadas duas placas de espuma, uma sobre a outra, de modo a formar altura suficiente para se fazer o recorte curvo onde se colocaria o antebraço. Este recorte foi realizado como representado na Figura 47.



Figura 47 - Esquema representativo do corte curvo efetuado para a construção da estrutura almofadada: (1) – placas de espuma; (2) – placa de madeira prensada.

Selecionou-se uma napa preta para revestir toda a espuma e base rígida, tornando a estrutura mais confortável e evitando pontas afiadas. Esta etapa foi realizada com o auxílio de um estofador. O resultado obtido encontra-se na Figura 48. O material selecionado foi a napa pois, além de ser um material resistente, é lavável, o que torna a utilização mais higiênica (sendo que, para a aplicação em questão, a passagem de um pano húmido pela napa é o suficiente para a manter limpa).



Figura 48 - Estrutura de suporte final revestida com napa de cor preta.

A fixação do antebraço foi conseguida com a utilização de três fitas de velcro, com a largura de cerca de 50 mm. O velcro foi fixado à parte rígida da estrutura com agrafos. O resultado final da estrutura de fixação do antebraço apresenta-se na Figura 49. Esta estrutura permite a realização dos exercícios com maior estabilidade, segurança e conforto.



Figura 49 - Sistema de fixação e de apoio do antebraço desenvolvido.

5.4 União rígida

Tal como referido anteriormente, a barra excêntrica em forma de “S” estava acoplada ao dispositivo por uma união elástica. Sempre que havia a necessidade de se realizar exercícios que

envolvessem o movimento de PRO-SUP, tinha-se que desacoplar a barra da união elástica e acoplar a bola diretamente à mesma. Durante a realização dos testes preliminares verificou-se que a união elástica iria ser bastante frágil para resistir às inúmeras trocas da barra pela bola durante os testes em pessoas. Assim, decidiu-se desenvolver uma estrutura mais prática e resistente para fazer esta ligação, à qual se designou de união rígida. A construção desta peça foi efetuada nas oficinas do Departamento de Engenharia Mecânica da UM, no Campus de Azurém.

Para construir a união rígida utilizou-se um varão circular em liga de alumínio existente nas oficinas. Havia a necessidade de se fazer dois orifícios: um para acoplar a união rígida ao motor de passo (topo) e outro para acoplar a barra excêntrica (base). De modo a fixar a união rígida ao motor, efetuou-se um rasgo ao longo do cilindro, realizando o aperto com dois parafusos M3 com 10 mm de comprimento de espiga totalmente roscada (um no topo e o outro na base). No orifício da base criou-se um furo roscado passante, perpendicular ao primeiro, para a colocação de uma peça roscada com cabeça recartilhada, que permite acoplar e desacoplar a barra excêntrica sempre que necessário. O desenho técnico usado na construção da união rígida encontra-se no ANEXO V. Na Figura 50 apresenta-se a peça final com o manipulador para acoplar ou desacoplar a barra excêntrica.



Figura 50 – Peça de alumínio construída para o acoplamento rígido e manipulador para acoplar ou desacoplar a barra excêntrica.

6. ANÁLISE TÉCNICA DO DISPOSITIVO BIOBALL

Com o intuito de avaliar tecnicamente a adequabilidade do dispositivo realizou-se uma série de testes de modo a perceber se este funciona corretamente, avaliando inclusivamente a sua consistência e precisão. Recorreu-se unicamente a dois programas do BioBall: o programa do “Exercício Passivo”, pois é um programa automático em que há movimento angular sem haver a necessidade da pessoa a intervir; o programa do “Exercício Físico” onde manualmente se realizou movimentos com determinadas amplitudes recorrendo a marcações angulares geométricas definidas com um transferidor. Estes testes funcionaram com o objetivo de calibrar o sistema antes da realização prática de testes do dispositivo em pacientes.

Neste capítulo é referida a metodologia adotada durante a realização dos testes técnicos, os resultados obtidos e a discussão dos mesmos, relativamente ao segundo *encoder* incorporado. Tal como referido previamente, os resultados obtidos pela análise técnica usando o primeiro *encoder* apresentam-se no ANEXO III.

6.1 Teste “Exercício Passivo”

Utilizando o programa do “Exercício Passivo”, atribuiu-se ao dispositivo um intervalo angular ($A1 + A2$) e uma velocidade de rotação, e esperou-se que a bola atingisse esse ângulo. Os valores angulares introduzidos foram: $A1 = 0^\circ$ e $A2 = 90^\circ$, que corresponde a um intervalo angular $A1 + A2 = 90^\circ$. Uma vez que para altas velocidades o dispositivo apresenta uma maior instabilidade, decidiu-se realizar os testes apenas para uma velocidade de rotação baixa (velocidade relativa de 3/100). Para o intervalo angular definido, o teste foi realizado 5 vezes, durante 5 minutos, de modo a obter-se um valor médio.

Os valores obtidos (através da leitura do *encoder*) ao longo deste tempo foram registados num programa desenvolvido especificamente para este efeito. Através de uma análise geométrica da trajetória tentou-se perceber se o dispositivo estava a medir corretamente o valor angular, ou seja, se o valor angular da trajetória obtida geometricamente coincidia com o intervalo angular introduzido inicialmente no dispositivo. Esta análise geométrica consistiu na utilização de um lápis acoplado à barra excêntrica que, devido ao movimento da barra, ia marcando o valor angular num papel milimétrico, como se pode observar na Figura 51.

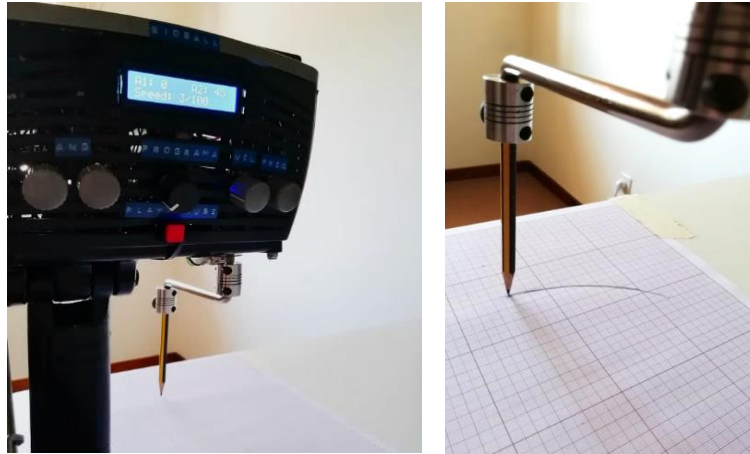


Figura 51 - Análise geométrica realizada ao longo do teste do “Exercício Passivo”.

Com o intuito de avaliar o funcionamento do *encoder* com o motor em funcionamento, foram calculados os valores médios lidos pelo *encoder* e foram registados os valores máximos e mínimos obtidos para o intervalo angular introduzido. Determinou-se o desvio padrão (DP) dos valores lidos para verificar a dispersão das medidas em torno da média.

6.2 Teste “Exercício Físico”

Este teste consistiu em definir valores angulares que foram marcados geometricamente num papel milimétrico, fazendo-se rodar a barra excêntrica desde um ponto de referência até ao ângulo pretendido, como representado na Figura 52. Houve a necessidade de coincidir cuidadosamente o centro de rotação da barra com a referência dos ângulos definidos geometricamente no papel. Deste modo, tornou-se possível realizar movimentos de rotação da barra com exatidão. O estudo consistiu em comparar os valores de amplitude lidos pelo *encoder* com os realizados manualmente (reais).

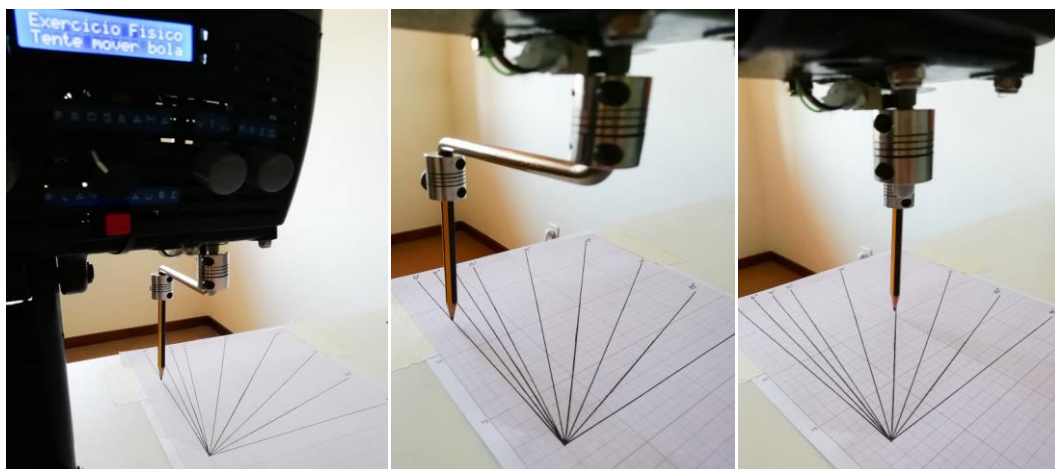


Figura 52 - Realização do teste de “Exercício Físico” com o auxílio de marcações angulares definidas num papel milimétrico.

A barra tem uma amplitude de movimento máxima de cerca de 290° em torno do seu eixo. De modo a determinar se o dispositivo mede os ângulos com a mesma precisão em toda a sua amplitude de movimento, foram marcados os mesmos valores angulares em zonas diferentes (zonas 1, 2, 3 e 4, representadas na Figura 53) da área em que é possível mover a barra sem a bola colidir com a estrutura de suporte do dispositivo.

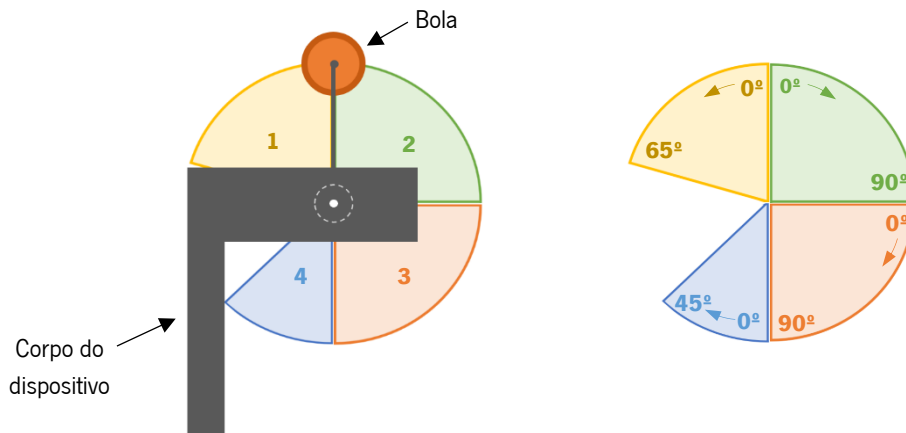


Figura 53 - Representação esquemática da amplitude de movimento da barra. As zonas 1, 2, 3 e 4 definidas para a realização dos testes, estão representadas a amarelo, verde, laranja e azul, respetivamente. O registo dos ângulos foi efetuado no sentido apresentado pelas setas coloridas.

Os valores angulares definidos por marcações no papel milimétrico nas diferentes zonas de movimento da barra apresentam-se na Tabela 5. De notar que, uma vez que as zonas 1 e 4 apresentam amplitudes limite, as máximas amplitudes testadas para estes casos foram ângulos inferiores à amplitude limite.

Tabela 5 - Marcações angulares (X) realizadas nas diferentes zonas de movimento da barra

Zonas	Marcações (°)								
	0	5	10	15	30	45	60	75	90
1	x	x	x	x	x	x	-	-	-
2	x	x	x	x	x	x	x	x	x
3	x	x	x	x	x	x	x	x	x
4	x	x	x	x	x	-	-	-	-

Para cada ângulo repetiu-se o procedimento 5 vezes. De forma a avaliar a precisão de leitura do *encoder* e a sua sensibilidade quando o motor não está em funcionamento, calculou-se também os valores médios e o DP das leituras obtidas nas diferentes zonas.

6.3 Resultados

No que diz respeito ao teste do “Exercício Passivo”, os resultados estatísticos são apresentados na Tabela 6. Observou-se que a medida geométrica da trajetória coincidiu com o intervalo angular (A1+A2) introduzido no dispositivo. A média das leituras da amplitude angular (86,89°) após as 5 repetições efetuadas foi um pouco diferente do valor de intervalo angular introduzido, sendo que se obteve um máximo de 93,03° e um mínimo de 79,81°. O DP foi calculado a partir dos valores lidos para as 5 repetições, tendo-se obtido um valor médio de 2,99°.

Tabela 6 - Resultados experimentais da trajetória angular no programa do “Exercício Passivo” para a velocidade relativa de 3/100

A1 (°)	A2 (°)	Geométrico (°)	Média (°)	Máximo (°)	Mínimo (°)	DP (°)
0	90	90	86,89	93,03	79,81	2,99

Relativamente ao teste usando o programa do “Exercício Físico”, os resultados obtidos a partir da leitura do *encoder* são apresentados na Tabela 7. É possível observar os valores médios obtidos para cada ângulo em diferentes zonas de amplitude de movimento da barra, a média global das quatro zonas, bem como o DP desses valores.

Tabela 7 - Resultados experimentais obtidos no programa do “Exercício Físico” para as diferentes zonas de movimento da barra (as células preenchidas com ‘-’ correspondem a zonas onde não se realizou essa amplitude devido à estrutura de suporte do dispositivo)

Marcação (°)	Zona 1 (°)	Zona 2 (°)	Zona 3 (°)	Zona 4 (°)	Média global (°)	DP (°)
0	0,39	0,07	0,07	0,28	0,20	0,16
5	5,41	5,27	5,27	5,13	5,27	0,11
10	10,48	10,44	10,12	9,49	10,13	0,46
15	15,05	15,96	16,10	14,34	15,36	0,83
30	30,06	30,20	30,34	29,14	29,94	0,54
45	45,07	45,74	44,86	-	45,22	0,46
60	-	60,22	59,48	-	59,85	0,52
75	-	76,39	75,02	-	75,71	0,97
90	-	91,44	89,51	-	90,47	1,37

6.4 Discussão dos resultados

O teste realizado usando o programa do “Exercício Passivo” teve como principal objetivo perceber se o valor angular da trajetória obtida geometricamente coincidia com o intervalo angular introduzido inicialmente no dispositivo. Os resultados obtidos mostraram que o valor geométrico da amplitude obtido

foi praticamente igual ao valor da amplitude introduzida no dispositivo, o que significa que é possível realizar exercícios de reabilitação sem que haja desvios angulares prejudiciais ao paciente.

Relativamente aos valores angulares lidos pelo *encoder* aquando a realização deste teste, observou-se que a média das leituras obtida se afasta um pouco do valor introduzido no dispositivo. Estas diferenças podem se dever a uma taxa de aquisição insuficiente na leitura do sinal do *encoder*, ou, eventualmente, a vibrações mecânicas induzidas pelo movimento da barra. No entanto, estas diferenças não são significativas para a realização de exercícios com o programa “Exercício Passivo”, pois a leitura de ADM não é um aspeto fundamental na realização destes exercícios.

A fiabilidade da leitura foi validada através da realização do teste utilizando o programa de “Exercício Físico” para verificar se eram obtidas medidas consistentes, assim como, se essa consistência se mantinha em todo o alcance angular do dispositivo. Os valores médios obtidos para cada ângulo apresentaram uma certa variação nas diferentes zonas de movimento da barra. Essa variação parece aumentar à medida que se aumenta a amplitude não sendo, contudo, significativa para o tipo de exercícios que se pretende realizar. Os resultados mostraram que podem ser obtidas medidas repetíveis e reproduzíveis do ângulo para toda amplitude angular do dispositivo.

A variação das leituras efetuadas ao longo dos testes pode estar relacionada com vários fatores, desde os tipos de componentes empregues, bem como à sua forma operativa, assim como aos constrangimentos do próprio *encoder*. De um modo geral, esta variação das leituras está dentro de faixas relatadas anteriormente com base em medidas de goniómetro. A goniometria resulta em variações bastante altas entre observadores, com DP que variam entre os 3° e os 10° e variações intra-observador entre 1° e 3° [88].

O dispositivo BioBall provou ser um dispositivo útil que pode controlar uma amplitude angular definida. Os resultados preliminares indicam que, ao usar o BioBall, podem ser obtidas medidas fiáveis baseadas nas configurações angulares introduzidas.

7. ANÁLISE DA REPRODUTIBILIDADE E REPETIBILIDADE

Um dispositivo de medição tem que ser reprodutível e tem que haver repetibilidade nas medições. No caso do dispositivo BioBall, estas duas propriedades têm que ser testadas para perceber se a componente de medição, conseguida pela incorporação de um *encoder*, apresenta medições fiáveis da ADM dos pacientes. A reprodutibilidade representa a diferença entre as médias das medições realizadas por diferentes operadores, utilizando o mesmo dispositivo de medição para medir a mesma característica de qualidade (neste caso a ADM). Quanto menor for a diferença entre os dois valores médios, significa que o sistema de medição utilizado é capaz de reproduzir os mesmos valores quando utilizado por diferentes pessoas com o mesmo grau de classificação. A repetibilidade é a variação das medições realizadas por um mesmo operador utilizando o mesmo dispositivo de medição e medindo a mesma característica de qualidade. Em princípio, quanto menor o valor da amplitude das medições, melhor é a repetibilidade do sistema de medição [89].

Deste modo, definiu-se um programa de testes do dispositivo em indivíduos saudáveis que consiste num teste-reteste, com o intuito de avaliar a fiabilidade do dispositivo. A fiabilidade teste-reteste é o grau em que um dispositivo de medição é capaz de diferenciar entre sujeitos ou objetos sob condições de avaliação semelhantes repetidas [90].

Um aspeto importante a ter em conta quando se testa a fiabilidade pelo método de teste-reteste é a existência de um potencial para efeitos de aprendizagem, transferência ou recordação (ou seja, o primeiro teste pode influenciar o segundo). O período de tempo entre a realização dos dois testes pode afetar a fiabilidade do teste-reteste. Um intervalo de tempo muito curto aumenta a probabilidade de efeitos de transição devido à memória ou prática [91]. Na literatura não foram encontradas evidências que auxiliassem a seleção do intervalo de tempo exato entre o teste e o reteste. Tendo em conta comparações realizadas entre resultados obtidos por teste-reteste para diferentes intervalos de tempo pensou-se que, para o estudo em questão, uma semana de intervalo seria o suficiente. Relativamente à amostra, um número de pelo menos 50 participantes é considerado adequado [92].

Neste capítulo aborda-se a metodologia adotada durante a realização do teste-reteste, todo o tratamento de dados e análise estatística efetuada, os resultados obtidos e a discussão dos mesmos. Adicionalmente ao estudo da fiabilidade do dispositivo, a partir dos dados do reteste, estudou-se o comportamento das variáveis na amostra feminina de modo a aferir a existência de relação entre estas e as ADM obtidas. A metodologia adotada neste estudo, bem como, os resultados e a discussão dos resultados são também apresentados neste capítulo.

7.1 Metodologia do teste-reteste

O teste-reteste envolveu participantes voluntários saudáveis entre os 18 e os 35 anos, sem diferenciação de género. Selecionou-se uma amostra populacional heterogénea de modo a aumentar a fiabilidade das estimativas e, ao mesmo tempo, verificar a influência das diferentes variáveis nos resultados obtidos. Os participantes envolvidos foram alunos da UM e da UFP, após a aprovação da Comissão de Ética de ambas as universidades (os comprovativos de aprovação dos testes encontram-se no ANEXO VI).

Os participantes selecionados responderam a um questionário (adaptado do *International Physical Activity Questionnaire* (IPAQ)), onde foram recolhidas informações sobre os mesmos, como idade, peso, altura, índice de massa corporal (IMC), ocupação, entre outros aspetos, a partir do qual se pretendia também concluir acerca do nível de atividade física dos mesmos. Antes da realização dos testes, apresentou-se aos participantes o consentimento informado, livre e esclarecido para participação em investigação que se encontra no ANEXO VII. Cada participante selecionado teve de se apresentar a duas sessões no total, com um intervalo de tempo de uma semana entre estas. Em cada sessão os indivíduos realizaram os movimentos de FLEX-EXT, DC-DR e PRO-SUP do punho para o programa de “Exercício Físico” e foram registadas as amplitudes máximas de cada movimento. Todos os movimentos foram repetidos 3 vezes para a verificação da repetibilidade. No fim da sessão de reteste questionou-se os voluntários participantes acerca do conforto e da funcionalidade do dispositivo, contribuindo para a análise ergonómica deste.

7.1.1 Seleção da amostra e interpretação dos questionários

O estabelecimento de critérios de inclusão e exclusão para os participantes de um estudo é uma prática padrão e necessária na elaboração de protocolos de pesquisa. Os critérios de inclusão são definidos como as características-chave da população-alvo que os investigadores utilizam para responder à pergunta do estudo. Por outro lado, critérios de exclusão são definidos como aspetos dos potenciais participantes que podem interferir no sucesso do estudo ou aumentar o risco de um desfecho desfavorável para esses participantes. Ou seja, que fazem com que os participantes tenham grande probabilidade de perda de seguimento, de fornecer dados imprecisos, de apresentar uma ou várias patologias que podem gerar falsidade nos resultados do estudo, ou aumentar o risco de eventos adversos [93].

No estudo em questão os critérios de inclusão são indivíduos saudáveis, homens e mulheres, entre os 18 e os 35 anos. Os critérios de exclusão são indivíduos que têm lesões traumáticas no punho, mão ou dedos (patologias específicas e não específicas).

O questionário apresentado aos participantes apresenta-se no Anexo VIII. A partir deste foi possível obter as seguintes informações: género, idade, ocupação, peso, altura, mão dominante, se o indivíduo pratica ou não desporto (e qual, no caso de praticar), se sofreu alguma lesão no punho no passado (referindo o tipo de lesão, causa e forma de tratamento no caso de ter sofrido). A partir do peso (P) e da altura (A) é possível calcular o IMC (kg/m^2) pela seguinte equação [94]:

$$IMC = \frac{P (kg)}{A (m) \times A (m)} \quad (1)$$

O IMC é uma avaliação antropométrica que tem como objetivo verificar e classificar o estado nutricional do indivíduo. A recolha desta informação pode ser importante para a determinação de uma eventual relação entre a ADM do punho do indivíduo e a constituição corporal do mesmo [95].

Tal como referido anteriormente, o questionário integra uma versão curta do IPAQ, do qual se pretende concluir acerca do nível de atividade física dos participantes. O IPAQ avalia a atividade física realizada num conjunto abrangente de domínios, incluindo a atividade física no tempo de lazer, atividades domésticas e de jardinagem, atividade física relacionada com o trabalho e com o transporte. Os itens no formulário curto do IPAQ foram estruturados para fornecer pontuações separadas em atividades de caminhada (C), atividade física moderada (AM) e atividade física vigorosa (AV). O cálculo total para a versão curta requer o somatório da duração (em minutos) e da frequência (dias) das atividades de caminhada, intensidade moderada e intensidade vigorosa.

A AV refere-se a atividades que requerem muito esforço físico e tornam a respiração muito mais intensa que o normal. Já a AM refere-se a atividades que requerem esforço físico moderado e que tornam a respiração um pouco mais intensa que o normal. A partir da análise das respostas ao IPAQ pode-se atribuir ao indivíduo questionado um dos quatro perfis: Muito Ativo, Ativo, Irregularmente Ativo (A ou B) ou Sedentário [96].

Na Tabela 8 apresentam-se os critérios de recomendação às quais os indivíduos têm que cumprir para que lhe sejam atribuídos os perfis referidos. A partir dos resultados do IPAQ pretende-se perceber se há alguma relação entre a ADM do punho dos indivíduos e o nível de atividade física dos mesmos.

Tabela 8 - Classificação do nível de atividade física IPAQ [96]

Perfil	Recomendações
Muito Ativo	Indivíduo que cumpre uma das seguintes recomendações: a) AV \geq 5 dias/semana e \geq 30 minutos/sessão; b) AV \geq 3 dias/semana e \geq 20 minutos/sessão + AM e/ou C \geq 5 dias/semana e \geq 30 minutos/sessão.
Ativo	Indivíduo que cumpre uma das seguintes recomendações: a) AV \geq 3 dias/semana e \geq 20 minutos/sessão; b) AM ou C \geq 5 dias/semana e \geq 30 minutos/sessão; c) Qualquer atividade somada \geq 5 dias/semana e \geq 150 minutos/semana (C + AM + AV).
Irregularmente Ativo	Indivíduo que realiza atividade física sendo, no entanto, insuficiente para ser classificado como Ativo por não cumprir as recomendações quanto à frequência ou duração. Para realizar essa classificação soma-se a frequência e a duração dos diferentes tipos de atividades (C + AM + AV). De acordo com o cumprimento ou não de alguns dos critérios de recomendação, este grupo pode-se dividir em dois subgrupos:
	<u>Irregularmente Ativo A</u> : aquele que cumpre um dos critérios da recomendação quanto à frequência ou quanto à duração da atividade: a) Frequência: 5 dias/semana; b) Duração: 150 minutos/semana.
	<u>Irregularmente Ativo B</u> : aquele que não cumpre nenhum dos critérios da recomendação quanto à frequência e quanto à duração.
Sedentário	Indivíduo que não realizou nenhuma atividade física por pelo menos 10 minutos contínuos durante a semana.

7.1.2 Precauções a ter na realização dos testes

Os movimentos do punho a efetuar durante a realização dos testes têm que seguir determinadas regras de modo a serem efetuados sempre da mesma forma, evitando variações nos valores angulares obtidos. Antes de se começar qualquer exercício é obrigatório certificar se o punho está em posição neutra e se está em linha com o eixo do motor. Assim, garante-se que o indivíduo realiza toda a ADM de que é capaz. Para além disso, os movimentos não devem ser realizados com grande velocidade pois isso pode interferir na leitura do *encoder* e na própria taxa de aquisição de dados definida. Deve-se explicar ao participante de forma clara os movimentos que deve realizar e, se necessário, fazer demonstração dos mesmos.

Seguindo os princípios básicos da goniometria, no caso dos movimentos de FLEX-EXT do punho, o cotovelo deve estar fletido a 90°. Quando se avalia a flexão do punho deve-se evitar a flexão dos dedos para que a tensão nos músculos extensores dos dedos não restrinja o movimento. Quando se avalia a

extensão do punho deve-se evitar a extensão dos dedos para que a tensão nos músculos flexores dos dedos não restrinja o movimento.

Os movimentos de DC-DR do punho devem ser realizados com o cotovelo fletido a 90°. Devem-se evitar rotações do ombro e evitar a flexão ou a extensão do punho.

No caso dos movimentos de PRO-SUP deve-se colocar o braço junto ao corpo, o cotovelo a 90° de flexão e o antebraço em posição neutra e apoiado. Devem-se evitar desvios cubital e radial e rotações do ombro. Não se devem permitir inclinações do tronco [80,97,98].

De modo a cumprir estas regras na realização dos movimentos do punho deve-se apertar bem as fitas de velcro e, por vezes, pode haver a necessidade de se segurar o antebraço do participante de modo a evitar a compensação do movimento (pois qualquer compensação pode falsear os resultados obtidos).

No caso de o participante ficar cansado com a realização dos exercícios deve-se esperar uns minutos antes de se realizar um novo exercício, para que o cansaço não interfira nos valores de ADM.

7.2 Análise estatística

Nesta secção descreve-se todo o procedimento estatístico, isto é, todos os testes realizados durante a análise estatística dos resultados. Para o tratamento estatístico dos dados foram utilizados os programas *Microsoft Excel* e o *SPSS - Statistical Package For Social Sciences*.

A normalidade dos dados é uma das suposições frequentemente utilizada para determinar que tipo de teste estatístico será aplicado pois, muitos dos procedimentos estatísticos são testes paramétricos, os quais requerem que os dados sejam retirados de uma população normalmente distribuída [99]. Assim, o primeiro passo consistiu em fazer uma análise à normalidade para verificar se a amostra seguia uma distribuição normal nos diferentes tipos de movimento. Esta análise foi realizada com recurso ao teste *Kolmogorov-Smirnov*, no qual se usou os valores médios de ADM do teste e do reteste.

Após a verificação da normalidade, pretendia-se comparar as médias de ADM obtidas no teste com as obtidas no reteste, para averiguar a reprodutibilidade e repetibilidade do dispositivo. Para isso, realizou-se uma análise descritiva dos dados com média aritmética e erro padrão da média (EPM) do teste e reteste. O EPM de uma amostra é uma estimativa do DP da distribuição das médias de amostras com o mesmo tamanho obtidas da mesma população e, dessa forma, é uma medida da incerteza associada à estimativa da média na população. Este valor obtém-se dividindo o DP da amostra pela raiz

quadrada do número de observações na amostra [100]. Para além da determinação da média e do EPM, realizou-se um teste - t de *Student* de amostras emparelhadas, sendo considerado um intervalo de confiança de 95%, ou seja, $p < 0,05$. Este teste permite informar se existe diferença estatisticamente significativa entre a média das medidas para os dois períodos de tempo [101].

De modo a quantificar a concordância entre as duas medidas, determinou-se os limites de concordância (LC) superior e inferior, que são limites estatísticos calculados usando a média das diferenças e os DP das diferenças entre as duas medidas. As equações 2 e 3 representam o cálculo dos LC em que \bar{d} representa a média das diferenças entre as duas medidas, s representa o DP das diferenças e o valor 1,96 deve-se ao facto de as diferenças seguirem uma distribuição normal:

$$LC_{inferior} = \bar{d} - 1,96s \quad (2)$$

$$LC_{superior} = \bar{d} + 1,96s \quad (3)$$

Estes dados foram representados graficamente conforme descrito por *Bland-Altman*, isto é, para cada movimento construíram-se gráficos XY em que o eixo dos Y mostra a diferença entre a ADM do teste e do reteste, e o eixo dos X mostra a média de ADM do teste e reteste. A este gráfico acrescentaram-se retas que representam a média das diferenças obtidas para esse movimento e os LC superior e inferior. Os LC definem a faixa na qual se espera que medições repetidas variem com 95% de confiança. Assim, espera-se que a variabilidade das diferenças esteja dentro deste intervalo limitado pelos LC [102].

Na avaliação da fiabilidade pelo método do teste-reteste, a determinação do coeficiente de correlação intraclassa (CCI) é um dos métodos mais utilizados, de modo a estudar a repetibilidade do dispositivo. O CCI é retirado da análise da variância de medidas repetidas (RM-ANOVA). Calculou-se, assim, o $CCI_{3,k}$ (modelo de efeito misto bidirecional com base na classificação de medidas médias usado para medir a fiabilidade intra-observador) a partir da RM-ANOVA bidirecional. Este coeficiente mede a força do relacionamento, ou seja, uma ferramenta de medição que forneça a mesma saída de dados em cada momento produz uma correlação linear perfeita de $CCI = 1$. Embora existam diferentes formas de interpretar os valores do CCI, utilizou-se a classificação de *Munro* (2013) em que: CCI entre 0,26 e 0,49 indica baixa correlação; entre 0,50 e 0,69 indica moderada correlação; entre 0,70 e 0,89 indica alta correlação e entre 0,90 e 1 indica correlação muito alta [103,104]. Assim, completou-se o estudo da fiabilidade com a determinação do CCI para cada movimento.

Para averiguar a existência de diferença entre as ADM realizadas pelos homens e pelas mulheres, realizou-se uma análise descritiva com média aritmética e EPM e um teste - t de amostras independentes,

sendo considerado um intervalo de confiança de 95%, $p < 0,05$. Esta avaliação por género foi realizada apenas com os dados de ADM do reteste pois, tendencialmente, foram dados mais estáveis e controlados, não só pelo melhor manuseio do dispositivo por parte dos investigadores, como também pelo conhecimento dos exercícios por parte dos indivíduos testados.

Com o intuito de aferir a existência de associação entre a ADM e as variáveis estudadas “Prática de desporto” e “Incidência de lesão no punho” na amostra feminina, foi aplicado o teste - t de *Student* para amostras independentes, sendo considerado um intervalo de confiança de 95%, $p < 0,05$. Com este teste pretendia-se perceber se o facto de as mulheres praticarem ou não desporto, e se, o facto de terem tido ou não lesão no punho influencia a ADM do mesmo.

De modo a averiguar a relação entre a ADM e o IMC na amostra feminina, uma vez que se tratam de duas variáveis quantitativas, determinaram-se os coeficientes de correlação de *Pearson* (r). Com este coeficiente pretendia-se medir o grau da correlação linear entre a ADM e o IMC. O valor de r é um índice adimensional que varia entre -1,0 e 1,0, inclusivamente. O sinal indica direção positiva ou negativa do relacionamento. Assim, um valor de r positivo indica uma associação linear positiva entre as duas variáveis, isto é, quando os valores de uma das variáveis aumentam, existe tendência para que os valores da outra variável também aumentem. Por outro lado, uma associação linear negativa (valor de r negativo) indica que se os valores de uma das variáveis aumentam, existe tendência para que os valores da outra variável diminuam. Já o valor em módulo sugere a força da relação entre as variáveis, ou seja, quanto maior for o valor de r , em módulo, maior será o grau de associação linear entre as variáveis. Uma correlação perfeita (-1 ou 1) indica que o valor de uma variável pode ser determinado exatamente ao se saber o valor da outra. Por outro lado, uma correlação $r = 0$ indica que não há relação linear entre as variáveis [105-107]. Diferentes autores tentaram categorizar os valores que o coeficiente de correlação pode assumir. Neste estudo utilizou-se a categorização sugerida por *Munro* (2013), baseada na categorização sugerida por vários autores (*Cohen*, 1988; *Gliner, Morgan, & Harmon*, 2002; *Kraemer et al.*, 2003) em que: se o valor de r estiver em torno de $\pm 0,10$, deve ser considerada uma correlação fraca a inexistente; se o valor de r estiver em torno de $\pm 0,30$, deve ser considerada uma correlação moderada; e se o valor de r estiver em torno dos $\pm 0,50$, a correlação é considerada substancial. Quanto mais próximo de ± 1 , maior é a correlação entre as duas variáveis [103].

O último teste estatístico tinha como objetivo averiguar a existência de relação entre o nível de atividade física (obtido pelo IPAQ) e os valores de ADM obtidos na amostra feminina. Para tal, determinou-se a média de ADM obtida para cada movimento, em função do nível de atividade física obtido pelos resultados do IPAQ. Para estes valores médios calculou-se também os EPM e o intervalo de confiança

de 95%. De modo a estudar a existência de diferenças nas médias de ADM entre os vários grupos (resultados IPAQ) para cada movimento, foi realizada uma análise de variância a um fator (*one-way* ANOVA). A análise de variância a um fator foi selecionada por ser um modelo para situações em que a modelação da variável resposta (numérica), neste caso a ADM, se baseia numa única variável preditiva categórica (resultados IPAQ). De notar que este método apenas informa se há diferenças entre os grupos, não informando, contudo, quais os grupos que diferem. Assim, após a análise das significâncias obtidas pela ANOVA, se estas forem significativas, pode haver a necessidade de executar um teste *post-hoc*, para estudar exatamente quais os grupos tiveram uma diferença de média. Neste estudo, uma vez que não se observaram diferenças significativas entre grupos, não houve a necessidade de se realizar o teste *post-hoc* [108,109].

7.3 Resultados

Ao longo deste tópico são apresentados os resultados dos questionários que permitiram caracterizar a amostra, os resultados de ADM obtidos pelos participantes no teste e no reteste e toda a análise estatística efetuada. Como se irá observar na análise dos resultados, apesar de não ser significativo, as mulheres parecem apresentar ADM ligeiramente maiores do que os homens, nos vários tipos de movimentos do punho. Assim, decidiu-se avaliar separadamente o efeito das variáveis para os homens e para as mulheres, sendo que, neste estudo, apenas é abordada a relação entre as ADM obtidas com as variáveis na amostra feminina.

7.3.1 Caracterização da amostra

Os resultados obtidos a partir dos questionários permitiram conhecer e caracterizar a amostra testada. O teste foi realizado por 61 indivíduos enquanto que, o reteste foi realizado apenas por 60 indivíduos, pois um dos indivíduos não compareceu na segunda recolha de dados. A amostra é constituída por 27 indivíduos do sexo masculino e 34 indivíduos do sexo feminino. A informação recolhida da amostra total (61 indivíduos) sobre as variáveis qualitativas “Mão dominante”, “Prática de desporto”, “Incidência de lesão no punho” e “Resultado IPAQ” encontra-se na Tabela 9. Decidiu-se fazer a descrição da amostra em função do género por ser útil ao estudo do comportamento das variáveis na amostra feminina, durante a análise de resultados.

Tabela 9 - Variáveis qualitativas que caracterizam a amostra

Variáveis qualitativas		Contagem		
		Feminino	Masculino	Total
Mão dominante	Ambas	0	1	1
	Direita	33	25	58
	Esquerda	1	1	2
Prática de desporto	Sim	14	19	33
	Não	20	8	28
Incidência de lesão no punho	Sim	6	6	12
	Não	28	21	49
Resultado IPAQ	Muito Ativo	9	14	23
	Ativo	20	11	31
	Irregularmente Ativo A	3	0	3
	Irregularmente Ativo B	2	0	2
	Sedentário	0	2	2

A informação acerca das variáveis quantitativas “Idade”, “Peso”, “Altura” e “IMC” encontra-se na Tabela 10. Para estas variáveis calculou-se a média, a mediana, o DP, o valor mínimo e máximo e fez-se também uma descrição em função do género.

Tabela 10 - Variáveis quantitativas que caracterizam a amostra

Variáveis quantitativas		Feminino	Masculino	Total
Idade (anos)	Média	22,00	22,40	22,10
	Mediana	22,00	22,00	22,00
	DP	2,20	1,80	2,00
	Mínimo	18,00	19,00	18,00
	Máximo	27,00	26,00	27,00
Peso (kg)	Média	58,50	70,80	63,90
	Mediana	56,00	68,00	63,00
	DP	7,80	10,70	11,00
	Mínimo	42,00	57,00	42,00
	Máximo	80,00	103,00	103,00
Altura (m)	Média	1,64	1,77	1,70
	Mediana	1,65	1,76	1,71
	DP	0,06	0,05	0,09
	Mínimo	1,49	1,70	1,49
	Máximo	1,76	1,90	1,90
IMC (kg/m ²)	Média	21,58	22,46	21,97
	Mediana	21,27	21,88	21,80
	DP	2,16	2,99	2,58
	Mínimo	17,30	17,45	17,30
	Máximo	27,04	32,88	32,88

7.3.2 Teste-reteste

A análise à normalidade permitiu verificar que as amplitudes médias obtidas para cada tipo de movimento seguem uma distribuição normal (quer no teste, quer no reteste), exceto para as amplitudes médias do desvio cubital no teste que, pelo seu baixo valor de significância ($p < 0,05$), verificou-se que não seguem uma distribuição normal. Os resultados desta análise apresentam-se no ANEXO IX. Embora

a análise à normalidade permitisse verificar que as médias de amplitude de desvio cubital no teste não seguem uma distribuição normal, decidiu-se realizar igualmente a comparação dos valores do teste com o reteste para este tipo de movimento.

A média de ADM obtida para cada tipo de movimento no teste e no reteste e respetivo EPM apresentam-se na Tabela 11. Para efeitos de estatística, em todo o tratamento de dados do teste-reteste considerou-se apenas os indivíduos que realizaram ambos os testes (60 indivíduos).

Tabela 11 - Valores médios de ADM obtidos no teste e no reteste e respetivos EPM

Movimento		Média (°)	EPM (°)
Flexão	Teste	104,46	1,89
	Reteste	102,41	2,30
Extensão	Teste	46,76	1,21
	Reteste	48,68	1,35
Desvio cubital	Teste	40,68	1,64
	Reteste	44,06	1,64
Desvio Radial	Teste	31,37	1,15
	Reteste	35,18	1,32
Pronação	Teste	97,46	2,29
	Reteste	95,85	2,17
Supinação	Teste	99,78	2,06
	Reteste	103,13	2,48

Os resultados obtidos a partir do teste - t de *Student* de amostras emparelhadas para comparação das médias de ADM obtidas no teste com as obtidas no reteste apresenta-se na Tabela 12. Neste teste determinou-se a diferença média de ADM entre o teste e o reteste para cada tipo de movimento (ADM média teste – ADM média reteste), o erro padrão das diferenças médias, o intervalo de confiança de 95% da diferença e o nível de significância (p). A partir dos valores da significância verificou-se que há diferenças estatisticamente significativas nas médias do desvio cubital e do desvio radial, entre o teste e o reteste, pois $p < 0,05$.

Tabela 12 – Teste - t de amostras emparelhadas para a averiguação de diferenças entre as ADM obtidas no teste e as ADM obtidas no reteste

Movimento	Diferença média (°)	EPM (°)	Intervalo de confiança da diferença 95% (°)		Significância (p)
			Inferior	Superior	
Flexão	2,05	1,04	-1,41	5,50	0,240
Extensão	-1,91	1,73	-3,99	0,16	0,070
Desvio cubital	-3,38	1,23	-5,84	-0,92	0,008
Desvio radial	-3,81	0,88	-5,58	-2,05	≈ 0,00
Pronação	1,61	1,97	-2,34	5,56	0,418
Supinação	-3,35	1,84	-7,02	0,32	0,073

A partir dos resultados obtidos no test - t de amostras emparelhadas, calcularam-se os LC 95% de *Bland-Altman* (+1,96 DP; -1,96 DP) entre o teste e o reteste, para cada movimento do punho. Os dados foram representados graficamente como apresentado na Figura 54, em que o eixo dos Y representa a diferença entre a ADM do teste e do reteste, e o eixo dos X representa a média de ADM do teste e reteste.

Pela análise dos gráficos verificou-se que, para cada movimento, existe variabilidade nas diferenças dentro dos LC e alguns *outliers*. No entanto, esses resultados mostraram que não existem erros sistemáticos entre as medidas repetidas.

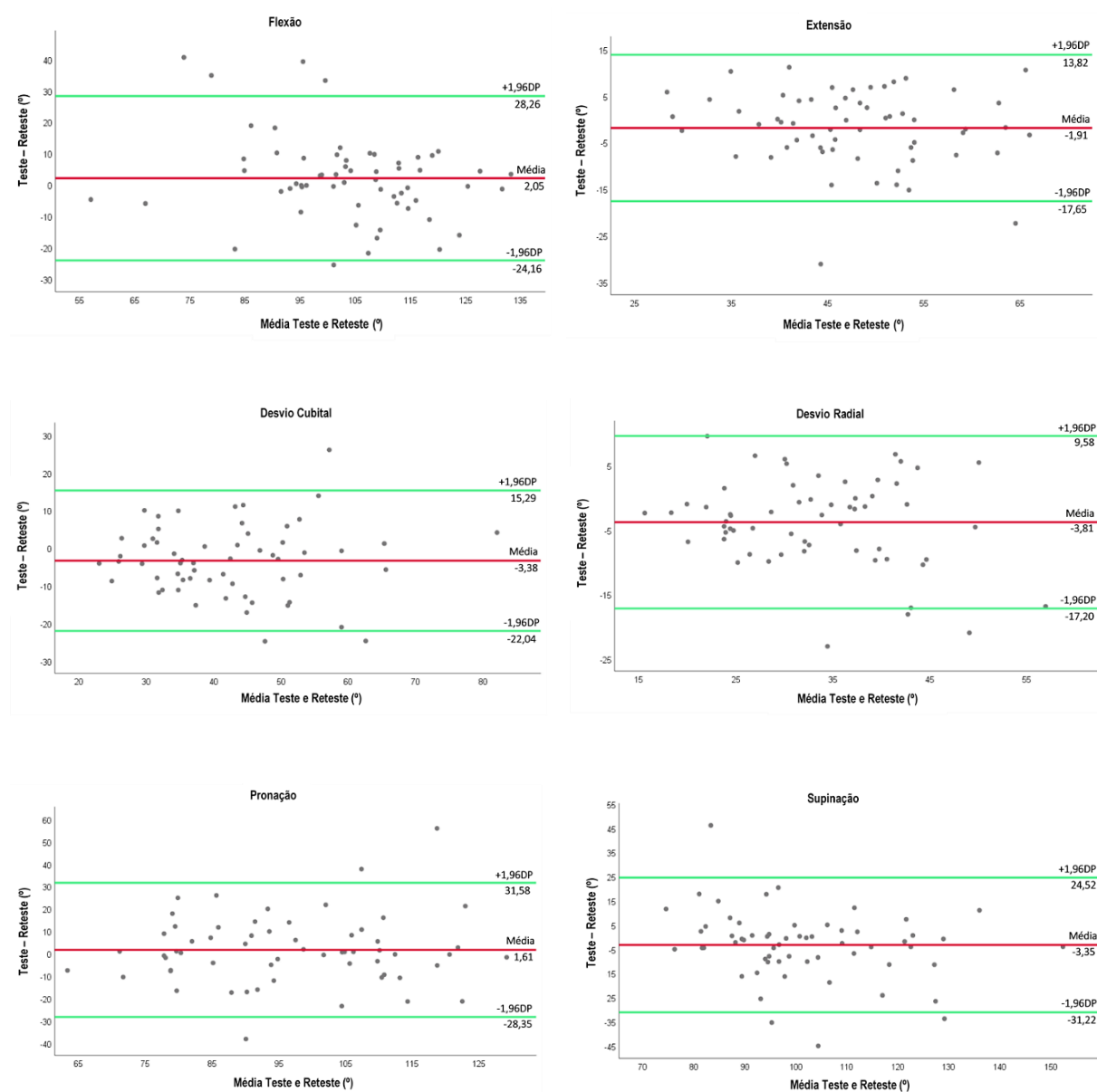


Figura 54 - Gráficos *Bland-Altman* para análise da estabilidade de médias de ADM obtidas no teste e no reteste para cada movimento do punho.

Os CCI determinados para cada tipo de movimento e o intervalo de confiança dos CCI a 95% apresentam-se na Tabela 13. A análise destes coeficientes permitiu verificar que a correlação entre o teste e o reteste e, conseqüentemente, a repetibilidade do dispositivo, é em média alta. A análise dos intervalos de confiança dos CCI para cada movimento demonstrou que a correlação pode variar de moderada a alta, como é exemplo a flexão 0,799 (0,663 – 0,880), e de alta a muito alta, como é exemplo o desvio radial 0,854 (0,755 - 0,913).

Tabela 13 - CCI determinados e respectivos intervalos de confiança (95%)

Movimento	CCI	Intervalo de confiança CCI (95%)
Flexão	0,799	0,663 – 0,880
Extensão	0,803	0,671 - 0,883
Desvio cubital	0,836	0,726 - 0,902
Desvio radial	0,854	0,755 - 0,913
Pronação	0,756	0,592 – 0,854
Supinação	0,806	0,675 - 0,884

7.3.3 Comportamento das variáveis na amostra feminina

Neste tópico apresentam-se os resultados obtidos da comparação entre as ADM realizadas pelos homens e pelas mulheres e os resultados do estudo do comportamento das variáveis “Prática de desporto”, “Incidência de lesão no punho”, “IMC” e “Resultado IPAQ” na amostra feminina.

Relativamente à averiguação da existência de diferença entre as ADM realizadas pelos homens e pelas mulheres, a Tabela 14 apresenta a média das diferenças das ADM obtidas pelos dois grupos (ADM média homens – ADM média mulheres), o erro padrão das diferenças médias e o intervalo de confiança de 95%. É também apresentado o resultado do teste – t de *Student* de amostras independentes realizado. Esta avaliação por género foi realizada apenas com os dados de ADM obtidos no reteste.

A partir dos valores da significância verificou-se que há diferenças significativas nas diferenças médias da flexão, pois $p < 0,05$. Analisando o valor da diferença média da flexão ($-13,80^\circ$) percebe-se que a amplitude média deste movimento obtida pelas mulheres foi cerca de $13,8^\circ$ superior à amplitude média obtida pelos homens. Embora não seja significativo, as diferenças médias obtidas parecem evidenciar que as mulheres tiveram ADM superiores aos homens em todos os movimentos, devido aos valores negativos que apresentam (à exceção da pronação na qual se obteve diferença média positiva).

Tabela 14 - Teste - t de amostras independentes para a averiguação de diferenças entre as ADM dos homens e as ADM das mulheres

Movimento	Diferença média (°)	EPM (°)	Intervalo de confiança da diferença 95% (°)		Significância (p)
			Inferior	Superior	
Flexão	-13,80	4,33	-22,46	-5,14	0,002
Extensão	-0,55	2,74	-6,03	4,93	0,842
Desvio cubital	-2,82	3,32	-9,46	3,82	0,399
Desvio radial	-3,88	2,63	-9,15	1,38	0,145
Pronação	2,84	4,41	-5,97	11,66	0,521
Supinação	-0,65	5,04	-10,74	9,44	0,898

Relativamente à variável “Prática de desporto”, verificou-se que das 34 mulheres testadas apenas 14 praticavam desporto. A observação global dos valores médios de ADM obtidos pelas mulheres que praticavam desporto e pelas que não praticavam parecia evidenciar que, as mulheres que não praticavam desporto, tinham ADM ligeiramente mais elevadas. De modo a verificar se essa diferença era estatisticamente significativa, calculou-se a diferença média (ADM mulheres que não praticam desporto – ADM mulheres que praticam desporto), EPM, intervalo de confiança de 95 % e realizou-se o teste-t de *Student* de amostras independentes, cujos resultados apresentam-se na Tabela 15.

Os valores positivos da diferença média parecem mostrar que as mulheres que não praticam desporto têm ADM do punho mais elevadas. No entanto, pela análise do teste - t verificou-se que essas diferenças não são significativas pois os valores de significância são superiores a 0,05.

Tabela 15 – Teste - t de amostras independentes para a averiguação de relação entre as ADM das mulheres que não praticam desporto com as ADM das mulheres que praticam

Movimento	Diferença média (°)	EPM (°)	Intervalo de Confiança da Diferença 95% (°)		Significância (p)
			Inferior	Superior	
Flexão	9,53	5,39	-1,76	20,83	0,093*
Extensão	3,33	3,28	-3,36	10,01	0,318
Desvio cubital	0,69	4,61	-8,69	10,07	0,882
Desvio Radial	0,12	3,71	-7,43	7,67	0,974
Pronação	0,49	5,49	-10,70	11,68	0,929
Supinação	4,21	6,03	-8,08	16,50	0,490

* Teste intermédio (teste de *Levene*) provou que as variâncias não são iguais, tendo-se assumido p para variâncias iguais não assumidas

Em relação à variável “Incidência de lesão no punho”, das mulheres testadas apenas 6 tiveram lesão no punho no passado. De modo a verificar se havia diferença estatisticamente significativa entre as ADM destes dois grupos, calculou-se a diferença média (ADM mulheres que não tiveram lesão – ADM

mulheres que tiveram lesão) e realizou-se o teste-t de *Student* de amostras independentes, cujos resultados apresentam-se na Tabela 16.

Da análise dos valores de significância verificou-se que, como $p > 0,05$ para todos os movimentos, não há evidências para rejeitar a hipótese de igualdade de médias, ou seja, não existem diferenças significativas entre as ADM das mulheres que não tiveram lesão e as ADM das mulheres que tiveram lesão. Deste modo, não se verificou qualquer relação entre a incidência de lesão e a ADM.

Tabela 16 – Teste - t de amostras independentes para a averiguação de relação entre as ADM das mulheres que não tiveram lesão no punho e as ADM das mulheres que tiveram lesão

Movimento	Diferença média (°)	EPM (°)	Intervalo de Confiança da Diferença 95% (°)		Significância (p)
			Inferior	Superior	
Flexão	3,50	6,64	-10,02	17,02	0,602
Extensão	6,48	4,15	-1,97	14,94	0,128
Desvio cubital	2,37	5,93	-9,72	14,46	0,692
Desvio Radial	-2,36	7,52	-21,16	16,45	0,765*
Pronação	2,53	7,08	-11,88	16,95	0,723
Supinação	-4,60	7,80	-20,50	11,30	0,560

* Teste intermédio (teste de *Levene*) provou que as variâncias não são iguais, tendo-se assumido p para variâncias iguais não assumidas

Com o intuito de estudar o comportamento da variável IMC, determinou-se a correlação entre o IMC e a ADM para cada um dos movimentos através da correlação de *Pearson* (r), cujos resultados apresentam-se na Tabela 17.

Pela análise das significâncias, verificou-se que $p < 0,05$ para o desvio radial, o que indica correlação significativa nesse tipo de movimento ($r = 0,409$). O valor de r , em módulo, indica que a correlação é moderada. O sinal positivo de r indica que, à partida, o aumento do IMC leva ao aumento da ADM do desvio radial. Relativamente aos restantes movimentos, verificou-se que não existem correlações significativas entre IMC e ADM.

Tabela 17 - Resultados da correlação de Pearson entre o IMC e a ADM de cada movimento do punho

Movimento	IMC	
	r	Significância (p)
Flexão	0,092	0,606
Extensão	0,090	0,613
Desvio cubital	0,001	0,994
Desvio radial	0,409	0,016
Pronação	0,133	0,452
Supinação	-0,108	0,542

Relativamente ao nível de atividade física determinado pelo IPAQ, tal como se observou na caracterização da amostra, 9 mulheres apresentaram um nível “Muito Ativo”, 20 mulheres apresentaram um nível “Ativo”, 3 mulheres apresentaram um nível “Irregularmente Ativo A”, 2 mulheres apresentaram um nível “Irregularmente Ativo B” e nenhuma mulher apresentou um nível “Sedentário”. Os resultados da ANOVA onde se comparou, para cada movimento, a média das ADM por categoria do resultado IPAQ encontram-se na Tabela 18.

Pela análise dos valores de significância, verificou-se que não existem diferenças significativas entre as médias de cada grupo (“Ativo”, “Muito Ativo”, “Irregularmente Ativo A” e “Irregularmente Ativo B”) para todos os movimentos, pois $p > 0,05$. Deste modo, não se verificou qualquer relação entre o nível de atividade física e a ADM do punho na amostra feminina.

Tabela 18 - Resultados da ANOVA para comparação de médias entre os resultados IPAQ

Movimento	Resultado IPAQ	Média (°)	EPM (°)	Intervalo de Confiança da média 95% (°)		Significância (p)
				Inferior	Superior	
Flexão	Muito Ativo	105,05	6,45	90,17	119,93	0,826
	Ativo	108,83	2,82	102,94	114,73	
	Irregularmente Ativo A	113,73	2,56	102,71	124,75	
	Irregularmente Ativo B	111,00	19,61	-138,15	360,15	
Extensão	Muito Ativo	47,65	3,46	39,68	55,62	0,803
	Ativo	48,54	2,15	44,03	53,05	
	Irregularmente Ativo A	51,90	4,61	32,09	71,72	
	Irregularmente Ativo B	53,90	6,51	-28,82	136,62	
Desvio cubital	Muito Ativo	48,19	6,25	33,77	62,61	0,728
	Ativo	45,18	2,50	39,95	50,41	
	Irregularmente Ativo A	38,09	3,48	23,11	53,08	
	Irregularmente Ativo B	44,03	7,12	-46,46	134,52	
Desvio Radial	Muito Ativo	35,76	3,46	27,79	43,74	0,873
	Ativo	36,45	2,06	32,14	40,75	
	Irregularmente Ativo A	40,76	13,35	-16,68	98,21	
	Irregularmente Ativo B	40,22	1,21	24,87	55,57	
Pronação	Muito Ativo	91,14	5,27	101,74	116,06	0,170
	Ativo	92,62	3,41	-50,10	267,89	
	Irregularmente Ativo A	108,90	1,67	85,48	99,75	
	Irregularmente Ativo B	108,89	12,51	78,98	103,30	
Supinação	Muito Ativo	96,93	6,76	81,35	112,51	0,370
	Ativo	104,12	3,32	97,17	111,07	
	Irregularmente Ativo A	117,08	9,85	74,72	159,45	
	Irregularmente Ativo B	105,02	19,01	136,51	346,54	

7.4 Discussão dos resultados

O objetivo principal deste estudo consistiu em verificar se o dispositivo BioBall realiza medições de ADM reprodutíveis e repetíveis, tornando-o adequado para o seguimento da evolução do punho do

paciente ao longo da sua reabilitação. Para isso realizou-se um teste e um reteste, com espaçamento de uma semana, onde, em cada sessão, se mediu a ADM de cada movimento. Adicionalmente à análise da fiabilidade, pretendia-se averiguar a existência de relação entre os resultados de ADM obtidos pela amostra feminina e as variáveis “Prática de desporto”, “Incidência de lesão no punho”, “IMC” e “Resultado IPAQ”.

Neste tópico apresenta-se a discussão dos resultados obtidos para ambos os estudos, tendo por base o contexto teórico estudado. Uma vez que não se encontrou um equipamento com o mesmo método de medição que o BioBall, para se poder comparar os valores de erros obtidos, as diferenças entre valores de teste e reteste, e os valores de CCI, utilizaram-se estudos efetuados com goniómetros universais como termo de comparação.

7.4.1 Teste-reteste

A análise descritiva dos dados com base nas médias permitiu verificar que, de facto, há uma diferença nos valores médios de amplitude dos movimentos de FLEX-EXT quando comparados com a goniometria. Esta diferença era esperada tal como explicado no tópico “5.1.1 Comparação entre a medição da ADM efetuada pelo BioBall e pelo goniómetro”, em que se determinou um ângulo α aproximado ($\approx 24^\circ$) para representar a diferença entre os valores de FLEX-EXT obtidos pelo dispositivo e pelo goniómetro universal. Se ao valor médio de flexão obtido se subtrair esse valor α aproximado, percebe-se que a média de flexão se encontra dentro dos valores esperados num indivíduo saudável (entre 60° e 85°). Por outro lado, se ao valor médio de extensão se somar o valor de α , obtém-se um valor médio de extensão dentro dos valores esperados num indivíduo saudável (entre 50° e 80°). Como previamente referido, este valor α é resultado de uma aproximação e não é possível definir um valor exato, pois este pode variar com as características antropométricas dos pacientes. Ainda assim, verificou-se que o dispositivo é adequado para a medição da ADM de FLEX-EXT do punho.

Relativamente aos valores médios obtidos para o desvio cubital, estes encontram-se dentro dos valores esperados num indivíduo saudável (entre 30° e 45°). No entanto, os valores médios obtidos para o desvio radial foram superiores ao intervalo de amplitude máximo esperado num indivíduo saudável (entre 15° e 30°). Esta diferença pode-se dever ao facto de ser difícil realizar o movimento apenas com o punho, não realizando compensações. Provavelmente este valor médio de desvio radial conta com a realização de alguma extensão que não se conseguiu controlar durante a realização dos testes.

Os movimentos de PRO-SUP apresentaram valores médios de amplitude superiores aos esperados num indivíduo saudável (entre 80° e 90°) [19,20]. Mais uma vez, esta diferença pode se dever à

dificuldade em isolar o movimento sem realizar compensações, como, por exemplo, a rotação do braço, rotação do ombro ou inclinações do tronco. Por outro lado, como estes movimentos envolvem a rotação da bola, que, por sua vez, é agarrada pelos dedos, pode haver uma certa rotação dos dedos que leva a uma amplitude determinada maior. A ADM das extremidades é também influenciada pela idade e vários estudos comprovaram que os idosos têm um pouco menos ADM das extremidades do que os adultos mais jovens [97]. Assim, os elevados valores de ADM de PRO-SUP podem estar relacionados com o facto de a amostra testada pertencer a uma população mais jovem, que possui maior flexibilidade ao nível das articulações.

No que diz respeito aos EPM obtidos pelo dispositivo para os diferentes movimentos verificou-se que o maior valor de EPM obtido foi de cerca de $2,48^\circ$. Este erro, em comparação com valores máximos de EPM obtidos com um goniómetro universal em outros estudos (cerca de $4,65^\circ$) [110], é inferior, o que evidencia que o dispositivo tem maior precisão na medição de amplitudes do que um goniómetro universal.

Os resultados do teste - t para comparação de médias entre o teste e o reteste de cada movimento mostraram que não existiram diferenças significativas entre as médias, à exceção do desvio cubital e desvio radial. Essas diferenças podem ser justificadas pelo facto de, nesses dois movimentos em específico, ao agarrar a bola por baixo, ser difícil garantir que os sujeitos não realizam compensação do movimento. Deste modo, é possível que se esteja a realizar, em simultâneo, uma certa flexão do punho, no caso do desvio cubital, e uma certa extensão, no desvio radial. Essas compensações podem ser evitadas quando controladas por um profissional da área que consiga detetar quando é que o movimento não está a ser efetuado corretamente e, também, através da implementação de um sistema de fixação e estabilização mais eficaz. Apesar dessas diferenças, observou-se que a diferença média entre o teste e o reteste para o desvio cubital e para o desvio radial são de $-3,38^\circ$ e $-3,81^\circ$, respetivamente, não sendo estes valores muito elevados quando comparados com amplitude mínima que é possível ler num goniómetro universal (2°). Para além disso, estudos da fiabilidade goniométrica definiram erros entre 5° a 10° em testes intra-observador [111].

Os gráficos *Bland-Altman* mostraram que não existem erros sistemáticos, eliminando a possibilidade da existência de limitação do dispositivo no que diz respeito à medição destes movimentos. No entanto, estes gráficos apresentam alguma dispersão de dados, mostrando alguns *outliers* para todos os movimentos. Esta situação pode ser justificada pelo facto de não se ter conseguido garantir exatamente o mesmo posicionamento do punho na medição para os dois testes.

O estudo da fiabilidade do dispositivo foi complementado com a obtenção do CCI para cada movimento. Os valores de CCI obtidos foram em média altos, o que permitiu verificar que a repetibilidade do dispositivo é alta para todos os movimentos. O valor médio de CCI mais elevado foi de 0,854 para o desvio radial. O movimento de pronação apresentou um ICC médio mais baixo 0,756, mas, ainda assim, permitiu garantir boa fiabilidade do dispositivo na realização deste movimento. A análise dos intervalos de confiança dos CCI para cada movimento demonstrou que a correlação pode variar de moderada a alta. Relativamente à fiabilidade intra-observador utilizando a goniometria, estudos prévios apresentaram dados distintos. Ainda assim, observou-se que os valores médios de CCI quando utilizado o goniómetro foram de altos a muito altos (entre 0,81 e 0,94) [112-114].

Os menores valores de CCI obtidos no presente estudo, assim como os EPM mais elevados, podem ser atribuídos à dificuldade de manuseio do dispositivo, uma vez que, devido à sua ergonomia, obrigou a que a medição fosse feita em posições de referência diferentes, de modo a evitar que o movimento máximo seja impedido pela barra de suporte do aparelho. Esta limitação dificultou na identificação dos pontos anatómicos de referência, tornando suscetível a existência de diferenças no posicionamento do antebraço do sujeito de teste para teste. O erro de alguns milímetros na determinação do ponto anatómico pode comprometer os valores angulares obtidos, assim como qualquer movimentação indesejada durante o seu manuseio.

De acordo com a *American Society of Hand Therapists*, são cinco as variáveis que podem afetar diretamente a fiabilidade das medidas de ADM goniométricas: tamanho e forma do goniómetro, colocação do goniómetro, quantidade de força aplicada, método de registo e tipo de ADM medido [98]. No estudo em questão, as variáveis que mais podem ter influenciado os resultados obtidos são as que estão relacionadas com a ergonomia do equipamento, a força aplicada por cada indivíduo na realização da ADM e o ponto de referência da medição. Simultaneamente, as características dos participantes, como a flexibilidade da pele, a estrutura óssea, a gordura e músculos, podem ter contribuído para as variações nas medidas, mesmo existindo fixação. Além desses aspetos, a medição da ADM do punho deve ter em consideração a complexidade da articulação, devido ao número de ossos pelos quais é composta, os seus graus de liberdade e a dificuldade de dissociar os movimentos articulares [110].

Apesar dos valores individuais das medições do teste-reteste não serem os melhores, os resultados da avaliação da reprodutibilidade e repetibilidade mostraram que existe elevada fiabilidade do dispositivo na medição das ADM do punho. Os erros obtidos entre o teste e o reteste foram erros não significativos, tendo em consideração todos os aspetos que tornaram essa variação suscetível. Assim, foi possível verificar a reprodutibilidade e repetibilidade do dispositivo na medição da ADM dos pacientes através do

teste-reteste, sendo este uma ótima ferramenta para avaliar a evolução dos pacientes durante as sessões de reabilitação.

7.4.2 Comportamento das variáveis na amostra feminina

A comparação global das médias de ADM obtidas pelos homens e pelas mulheres parecia evidenciar que as mulheres tiveram ADM ligeiramente superiores aos homens. No entanto, essa diferença só foi significativa para o movimento de flexão. De facto, principalmente no que diz respeito às extremidades, as mulheres são mais frequentemente relatadas como tendo ADM ligeiramente maior que os homens. Estudos realizados por *Bell e Hoshizaki* (1981) demonstraram que mulheres entre os 18 e 88 anos tinham mais flexibilidade do que homens em 14 dos 17 movimentos articulares testados [97,115].

Na averiguação de relação entre a variável “IMC” e as ADM obtidas pela amostra feminina verificou-se, pelos coeficientes de *Pearson* determinados, que o desvio radial apresentou uma correlação positiva moderada. Esta relação pode indicar que o aumento do IMC leva ao aumento da ADM do desvio radial.

A influência do IMC tem sido estudada especialmente a nível do joelho e do desenvolvimento de osteoartrite no mesmo. Alguns estudos mostraram que a obesidade aumenta o desenvolvimento e a progressão da osteoartrite no joelho. *Manninen et al* (1996) relataram que, para cada aumento de DP no IMC (3,8 kg/m²), há um aumento de 40% no risco de desenvolver osteoartrite no joelho [116,117]. De acordo com estes estudos, o aumento do IMC parece contribuir para o desenvolvimento de perturbações a nível das articulações e, conseqüentemente, levar à diminuição da ADM. Relativamente ao punho, o aumento de tecido adiposo no túnel do carpo e o aumento da pressão hidrostática no mesmo são propostos como causas do aumento do risco de síndrome do túnel do carpo em pacientes com IMC mais elevado [118,119]. No entanto, não foram encontradas evidências claras relativamente à relação entre o IMC e ADM do punho. Assim, para um estudo mais aprofundado desta relação ter-se-ia que fazer testes a uma amostra maior e mais variada. Os resultados obtidos no presente estudo podem indicar uma relação entre o IMC e as ADM registadas que, eventualmente, foi apenas produto de erros cometidos durante a recolha dos dados.

Relativamente ao estudo do comportamento das variáveis “Prática de desporto”, “Incidência de lesão no punho” e “Resultado IPAQ” não se verificou nenhuma relação significativa entre estas e a ADM efetuada pela amostra feminina. A amostra feminina conta apenas com 34 mulheres e a divisão deste grupo em subgrupos, como acontece com a análise destas variáveis, torna a amostra pequena para as

relações que se pretendem encontrar. Por exemplo, para o caso da incidência de lesão, apenas 6 mulheres apresentaram lesão no punho no passado, o que é um número pequeno de sujeitos para se concluir se a incidência de lesão no passado influencia ou não a ADM do punho. Para se conseguir resultados mais fidedignos ter-se-ia que realizar este estudo numa amostra maior.

8. CONCLUSÕES, LIMITAÇÕES E TRABALHOS FUTUROS

Neste capítulo apresenta-se uma reflexão sobre todo o trabalho realizado durante o desenvolvimento deste projeto, sendo descritas as conclusões obtidas ao longo do mesmo. É também feita uma breve discussão de algumas limitações observadas. De modo a otimizar todo o sistema, são sugeridas algumas propostas de trabalhos futuros que visam a melhoria do desempenho do dispositivo e o aumento de valor do mesmo. Por fim, como breves notas finais, referem-se as apresentações do projeto em congressos e o desenvolvimento de um artigo, panfletos e posters.

8.1 Sumário e Conclusões

O projeto foi iniciado com um estudo aprofundado da anatomia do punho e dos seus movimentos, o que permitiu conhecer a elevada complexidade deste mecanismo articular e a importância de se investir em terapias que se dediquem inteiramente a estas especificidades. Pela pesquisa realizada em torno do atual estado da arte, ou seja, os procedimentos e dispositivos de reabilitação da função do punho, verificou-se que, apesar do avanço tecnológico, a reabilitação do punho continua a ser baseada em procedimentos rudimentares. Também se verificou, não só pela pesquisa efetuada, mas também, pelas visitas realizadas às clínicas de reabilitação, que embora existam alguns equipamentos robóticos desenvolvidos para este fim, é raro encontrar-se a presença dos mesmos em centros de reabilitação. Problemas como o facto de os dispositivos comercialmente disponíveis estarem associados a custos muito elevados, possuírem grandes dimensões, não serem focados exclusivamente para a reabilitação do punho e não permitirem o acompanhamento da evolução do paciente, foram as principais motivações para o desenvolvimento do dispositivo BioBall.

De modo a conseguir o acompanhamento da evolução da reabilitação do paciente, integrou-se um componente (*encoder*) que permite a leitura das ADM do punho do mesmo. A adição desta funcionalidade é fundamental para o terapeuta saber a posição real obtida pelo paciente que está a realizar os exercícios de reabilitação e para perceber se há melhorias nas ADM medidas antes e depois dos programas de reabilitação.

Além do *encoder*, outras alterações foram introduzidas com a intenção de melhorar o desempenho do dispositivo. Foi desenvolvido um programa que permite a realização de exercícios de reabilitação e, em simultâneo, melhorar as capacidades proprioceptivas dos pacientes através da vibração. Desenvolveu-se um sistema de suporte e fixação do antebraço para a realização dos exercícios com

maior estabilidade, segurança e conforto. Houve também a necessidade de se desenvolver uma união rígida de modo a tornar mais prático e eficaz o acoplamento da barra excêntrica ao dispositivo.

O principal objetivo deste projeto consistiu em avaliar o desempenho e a adequabilidade do dispositivo BioBall para a reabilitação da função do punho. Para tal foram delineados dois testes: uma análise técnica e um teste-reteste.

Pela análise técnica à adequabilidade do dispositivo pretendia-se calibrar todo o sistema e perceber se este funciona corretamente, avaliando inclusivamente a sua consistência e precisão na medição de amplitudes. Para tal, realizaram-se testes em que se utilizou um programa automático, “Exercício Passivo”, e um programa manual, “Exercício Físico”. Os resultados obtidos a partir do teste do “Exercício Passivo” demonstraram que o valor angular da trajetória da bola obtida geometricamente coincide com o intervalo angular introduzido no dispositivo. Isto significa que é possível realizar exercícios de reabilitação sem que haja desvios angulares prejudiciais ao paciente. Assim, o dispositivo BioBall demonstrou ser um dispositivo útil no controlo de uma amplitude angular definida. Relativamente aos testes do “Exercício Físico”, os resultados mostraram que é possível obter medidas de amplitude reproduzíveis e consistentes e que essa consistência se mantém em todo o alcance angular do dispositivo. Deste modo, concluiu-se que o dispositivo BioBall é um dispositivo útil na leitura de amplitudes. Concluiu-se também, pelos resultados e DP obtidos no teste do “Exercício Físico”, que o *encoder* apresenta maior estabilidade na medição de amplitudes do que o goniómetro universal.

O teste-reteste tinha como objetivo principal verificar se o dispositivo BioBall realiza medições da ADM reproduzíveis e repetíveis. Para isso realizou-se um teste e um reteste, com espaçamento de uma semana, onde, em cada sessão, se mediu a ADM de cada movimento dos participantes. Os participantes no estudo eram indivíduos adultos e jovens adultos saudáveis. As informações acerca de cada participante foram obtidas através de um questionário que foi entregue aos mesmos.

Relativamente aos valores médios obtidos para cada movimento no teste-reteste, verificou-se que o dispositivo é adequado para a medição da ADM de FLEX-EXT e desvio cubital do punho. Relativamente aos movimentos desvio radial e PRO-SUP, foram observados valores médios de ADM superiores ao esperado. Esta diferença pode se dever à dificuldade em isolar o movimento sem realizar compensações. A realização do teste em pessoas permitiu concluir acerca da importância de se realizar os exercícios corretamente, com o antebraço bem apoiado e fixo, sem realizar compensações. De modo a evitar este tipo de problemas, os exercícios devem ser realizados sob a orientação de um fisioterapeuta.

A comparação das médias de ADM obtidas entre o teste e o reteste demonstrou que não existiram diferenças significativas entre as médias, à exceção do desvio cubital e desvio radial. Mais uma vez,

essas diferenças podem ser justificadas pela realização de compensações do movimento. Não se observaram erros sistemáticos, eliminando a possibilidade da existência de limitação do dispositivo no que diz respeito à medição destes movimentos. Observaram-se, contudo, alguns *outliers* para todos os movimentos, o que pode ser justificado pelo facto de não se ter conseguido garantir exatamente o mesmo posicionamento do punho na medição para os dois testes. Relativamente aos coeficientes determinados entre o teste e o reteste, estes foram em média altos. Assim, concluiu-se que, apesar dos valores individuais das medições não serem os melhores, os resultados da análise estatística entre o teste e o reteste mostraram que existe elevada fiabilidade do dispositivo na medição das ADM do punho. Ou seja, este é reprodutível e repetível, sendo uma ótima ferramenta para avaliar a evolução dos pacientes durante as sessões de reabilitação.

Quando se comparou as médias de ADM obtidas pelos homens e pelas mulheres, de um modo geral, as mulheres pareciam apresentar ADM ligeiramente superiores aos homens. No que diz respeito ao estudo do comportamento das variáveis na amostra feminina, não foram encontradas relações significativas entre a ADM e as variáveis “Prática de desporto”, “Incidência de lesão no punho” e “Resultado IPAQ”. Os resultados obtidos pelo estudo do comportamento da variável “IMC” apresentaram uma correlação positiva moderada para o desvio radial. No entanto, não foram encontradas evidências na literatura que suportem esta relação encontrada. Para uma análise mais aprofundada do comportamento destas variáveis é necessário realizar testes numa amostra feminina maior.

Para concluir, com este projeto verificou-se que o dispositivo funciona como projetado, consegue controlar uma amplitude angular definida (exercícios de ADM passiva), permite a leitura de amplitudes precisas e de confiança, permitindo acompanhar a evolução de um paciente na reabilitação. Assim, conseguiu-se validar e melhorar a ideia de um dispositivo de reabilitação do punho de baixo custo que agrega diversas funcionalidades, destacando-se de todos os equipamentos existentes no mercado.

8.2 Limitações e trabalhos futuros

Para além da avaliação do desempenho e adequabilidade do dispositivo, pretendia-se com este projeto identificar os vários aspetos funcionais do dispositivo que podem vir a ser melhorados, de modo a permitir a sua otimização. Assim, como trabalhos futuros, é preciso fazer alguns ajustes a nível ergonómico e tecnológico.

Uma das limitações verificadas ao longo da realização dos testes em pessoas foi a dificuldade em se impedir a realização de compensações de movimento por parte dos participantes. Mesmo utilizando

o sistema de fixação do antebraço desenvolvido para esse fim, por vezes é difícil garantir que o indivíduo está a realizar o movimento exclusivamente pelo punho. Com o intuito de resolver esta questão, poderá ser necessário adaptar o sistema de fixação do antebraço de forma a torná-lo mais eficaz no isolamento do movimento.

Também durante a realização do teste-reteste, verificou-se que há uma certa dificuldade em realizar os exercícios sem colidir com a estrutura de suporte do dispositivo, principalmente nos indivíduos que apresentam maiores ADM. Isto obriga a deslocar o sistema de fixação do antebraço do local para o qual foi projetado, não ficando fixo pelo grampo de aperto. De modo a resolver este problema ter-se-ia que conceber um sistema diferente para suporte do dispositivo, sem interferir com a realização dos movimentos.

Tendo em conta que as pessoas têm dimensões diferentes da mão, pensou-se que o desenvolvimento de uma barra excêntrica ajustável que permitisse o ajuste da distância entre o centro da mão (onde se agarra a bola) e o punho (que deve estar no mesmo eixo que o motor de passo) seria o ideal para a correta realização de movimentos e leitura de ADM. A forma mais correta de projetar uma tarefa é fazê-la de acordo as características antropométricas do utilizador. Assim, o desenvolvimento de pelo menos mais duas bolas com diâmetros diferentes seria também importante para ajustar o dispositivo a diferentes pacientes (uma bola com dimensões maiores à existente e uma com dimensões menores).

Durante a realização dos testes do “Exercício Passivo” verificou-se que o motor de passo podia, de certa forma, interferir nos resultados devido às vibrações mecânicas que causava durante o movimento, especialmente para velocidades mais elevadas. Assim, a substituição do motor de passo por um motor que permitisse um maior controlo, precisão e menores vibrações seria útil à realização dos exercícios automáticos. Sugere-se, por exemplo, a utilização de um servomotor que tem a vantagem de atingir velocidades e acelerações maiores, alta precisão e ruídos e vibrações baixas. No entanto, é necessário fazer uma análise custo/benefício pois este motor apresenta custos mais elevados.

De modo a tornar o sistema de aquisição e o modo de funcionamento mais eficientes, o ideal seria substituir a placa *Arduino* por uma *Raspberry Pi*, por exemplo, pois esta é mais indicada para soluções que envolvam cálculos mais complexos, como é o caso do dispositivo em questão.

Relativamente ao exercício de relaxamento muscular, o fisioterapeuta segura o manípulo e, atribuindo vibração à bola com uma determinada frequência, realiza massagens ao paciente. O fisioterapeuta tem o contacto direto com esta vibração e, ao fim de algum tempo e de várias massagens realizadas, o excesso de vibração transmitido a este pode-se tornar prejudicial. Assim, deve-se procurar

uma solução para reduzir as vibrações transmitidas ao fisioterapeuta através do manípulo. A colocação de um elemento que dissipe as vibrações, na ligação que une o manípulo à bola ou a utilização de materiais com baixa transmissibilidade de vibração são opções a recorrer.

Finalmente, os estudos futuros têm que envolver a aplicação do dispositivo num contexto de reabilitação, com pessoas que estão a recuperar de um trauma ou patologia, para verificar se o dispositivo é eficiente na reabilitação do punho. Devem ser delineados planos de teste, com determinados exercícios, onde se definem: o tempo de sessão, o número de sessões por semana, o número de semanas que envolve o teste. Ao longo das sessões deve-se ir registando as ADM obtidas pelos pacientes de modo a verificar se há alguma evolução, até ao término do programa de reabilitação.

8.3 Breves notas finais

O desenvolvimento deste projeto contou com a publicação de um artigo revisto por pares e com apresentação oral no ICEUBI 2019 cuja referência completa é a seguinte:

Amorim, A. R., Silva, B., Viana, R., Braga, A. C., Silva, L. F., Seabra, E., “Teste e análise preliminar do dispositivo BioBall para a reabilitação do punho”, proceedings do International Congress on Engineering – Engineering for Evolution, November 27-29, 2019, University of Beira Interior, Covilhã, Portugal.

O certificado da publicação e apresentação do artigo no ICEUBI 2019 é apresentado no ANEXO X.

É de destacar também a presença do dispositivo BioBall no *stand* de exposições do congresso O NORTE DA ANESTESIA – Congresso Internacional de Anestesia, Medicina da Dor, Emergência e Cuidados Intensivos, que decorreu no hotel Sheraton do Porto, de 14 a 16 de novembro de 2019, tendo sido desenvolvido um panfleto e dois posters. Uma fotografia da exposição apresenta-se na Figura 55, o panfleto e os posters desenvolvidos podem-se observar nos ANEXOS XI, XII e XIII.



Figura 55 - Fotografia da exposição do dispositivo BioBall no stand do congresso O NORTE DA ANESTESIA.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Charles, S. K. (2008). It's All in the Wrist: A Quantitative Characterization of Human Wrist Control. Submetido para o grau de Doutor em Filosofia em Engenharia Mecânica e Médica, Instituto de Tecnologia de Massachusetts, Universidade Brigham Young.
- [2] Pina, J. A. (2014). Anatomia Humana da Locomoção. Lisboa: Lidel- Edições Técnicas, Lda.
- [3] Edmond, S. L. (2007). MOBILIZAÇÃO/MANIPULAÇÃO ARTICULAR - Técnicas para Extremidades e Coluna. (Feijão, V. Trad.). Loures: Lusodidacta.
- [4] Netter, F. H. (2014). Atlas de Anatomia Humana (6ª ed.). (Salles, A. D. Trad.) Porto Alegre: Artmed.
- [5] Ombregt, L. (2013). A System of Orthopaedic Medicine - Applied anatomy of the wrist, thumb and hand (3ª ed.). Churchill Livingstone, Elsevier, pp. e102–e111.
- [6] Taylor, L. G., & Schwarz, R. J. (1955). Artificial Limbs - The Anatomy and Mechanics of the Human Hand, Vol. 2, pp. 22-35. Estados Unidos: Washington.
- [7] Park, J. H., Kim, D., Park, H., Jung, I., Youn, I., & Park, J. W. (2018). The Effect of Triangular Fibrocartilage Complex Tear on Wrist Proprioception. The Journal of Hand Surgery, Vol. 43 (9), pp. 866.e1–866.e8.
- [8] Branco, P. M. (2018). Lesões do Punho em Atletas e o Desenvolvimento de Artrose Pós-traumática. Dissertação de Mestrado em Medicina do Desporto, Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra.
- [9] Ghasemi-rad, M., Ghasemi-rad, M., Nosair, E., Vegh, A., Mohammadi, A., Akkad, A., Lesha, E., Mohammadi, M. H., Sayed, D., Davarian, A., Maleki-Miyandoab, T., & Hasan, A. (2014). A handy review of carpal tunnel syndrome: From anatomy to diagnosis and treatment. World Journal of Radiology, Vol. 6 (6), pp. 284–300.
- [10] Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2012). Principles of ANATOMY & PHYSIOLOGY (13ª ed.). Estados Unidos da América: John Wiley & Sons, Inc.
- [11] Abreu, B. Anatomia & Fisioterapia. Recuperado em 13 de abril, 2019, de <https://sites.google.com/site/anatomiafisioterapia/>.
- [12] Epesma Engenharia. Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho. Recuperado em 1 de maio, 2019, de <http://epesmaengenhariajgs.blogspot.com/p/dort-disturbios-osteomusculares.html>.

- [13] Rodrigues, G. A. A. (2012). Sistema Músculo Esquelético – Músculos que agem sobre o carpo: Relação Movimento/Músculo. Recuperado em 20 de agosto, 2019, de <https://ifanatomia.wordpress.com/2012/06/15/relacao-movimentomusculo-4/>
- [14] Fonseca, F. SCRIBD: Avaliação Clínica do Membro Superior (alguns apontamentos). Recuperado em 22 de agosto, 2019, de <https://pt.scribd.com/document/270600726/Avaliacao-Membro-Superior-Alguns-Apontamentos>.
- [15] wikiRadiography: Wrist Measurements. Recuperado em 1 de maio, 2019, de <http://www.wikiradiography.net/page/Wrist+Measurements>.
- [16] Barclay, T. Innerbody: Pronation/Supination. Recuperado em 20 de agosto, 2019, de <https://www.innerbody.com/image/musc03.html>.
- [17] Aula de Anatomia (2001): MÚSCULOS DO ANTEBRAÇO. Recuperado em 21 de agosto, 2019, de <https://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-muscular/musculos-do-membro-superior/musculos-do-antebraço/>.
- [18] Calais-Germain, B., Lamotte, A. (1991). Anatomia para o movimento. Vol. 2: Bases de Exercícios. Brasil: Manole LTDA.
- [19] Akdoğan, E., Aktana, M. E., Korua, A. T., Arslana, M. S., Atlihana, M. & Kuran B. (2018). Hybrid impedance control of a robot manipulator for wrist and forearm rehabilitation: Performance analysis and clinical results. *Mechatronics*, Vol. 49, pp. 77–91.
- [20] Williams, D. (2001). A Robot for Wrist Rehabilitation. Submetido para o grau de Mestre em Ciência em Engenharia Mecânica, Instituto de Tecnologia de Massachusetts, Universidade da Califórnia, Los Angeles.
- [21] Ralevic, V. (2017). The Efferent/Motor Function of Sensory Nerves. School of Life Sciences, Queen’s Medical Centre, University of Nottingham, Nottingham, United Kingdom.
- [22] Llopis, E., Restrepo, R., Kassarian, A., & Cerezal, L. (2019). Overuse Injuries of the Wrist. *Radiologic Clinics of North America*, Vol. 57, pp. 957–976.
- [23] Rettig, A. (2003). Athletic Injuries of the Wrist and Hand. Part 1: traumatic injuries of the wrist. *American Journal of Sports Medicine*, Vol. 31 (6), pp. 1038–1048.
- [24] Campagne, D. (2017). Manual MSD: Fraturas escafoides (naviculares). Recuperado em 17 de abril, 2019, de <https://www.msmanuals.com/pt-pt/profissional/les%C3%B5es-intoxica%C3%A7%C3%A3o/fraturas,-luxa%C3%A7%C3%B5es-e-estiramentos/fraturas-escafoides-naviculares>.

- [25] Parmelee-Peters, K., & Eathorne, S. (2005). The Wrist: Common Injuries and Management. *Primary Care: Clinics in Office Practice*, Vol. 32 (1), pp. 35–70.
- [26] Geissler, W. (2001). Carpal Fractures in Athletes. *Clinics in Sports Medicine*, Vol. 20 (1), pp. 167–188.
- [27] Saúde CUF: Lesões do punho e mão. Recuperado em 18 de março, 2019, de <https://www.saudecuf.pt/desporto/lesoes/lesoes-do-punho-e-mao>.
- [28] Cooney, P. W. (2010). *The Wrist: Diagnosis and Operative Treatment* (2^a ed.). Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.
- [29] Cooney, W., Dobyns, J., & Linscheid, R. (1990). Arthroscopy of the wrist: Anatomy and classification of carpal instability. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, Vol. 6 (2), pp. 133–140.
- [30] Cohen, M. (1998). Ligamentous injuries of the wrist in the athlete. *Clinics in Sports Medicine*, Vol. 17 (3), pp. 533–552.
- [31] Bisneto, E. N. F., Paula, E. J. L., & Junior, R. M. (2018). Artroscopia de punho em atletas. *Revista Brasileira de Ortopedia*.
- [32] Ballester-Pérez, R., Plaza-Manzano, G., Urraca-Gesto, A., Romo-Romo, F., Atín-Arratibel, M., Pecos-Martín, D., Gallego-Izquierdo, T., & Romero-Franco, N. (2016). Effectiveness of Nerve Gliding Exercises on Carpal Tunnel Syndrome: A Systematic Review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, Vol. 40 (1), pp. 50–59.
- [33] Pinheiro, P. (2019). MD.SAÚDE: Síndrome do túnel do carpo – Sintomas, causas e tratamento. Recuperado em 19 de março, 2019, de <https://www.mdsaude.com/2011/05/sindrome-do-tunel-do-carpo.html>.
- [34] Mateus Saito: Cisto no punho pode acometer metade da população. Recuperado em 19 de março, 2019, de <https://www.mateussaito.com/single-post/2016/10/10/Cisto-no-punho-pode-acometer-metade-da-popula%C3%A7%C3%A3o>.
- [35] Saúde CUF: Quistos sinoviais. Recuperado em 19 de março, 2019, de <https://www.saudecuf.pt/unidades/descobertas/centros/unidade-de-cirurgia-punho-mao/sintomas-doencas-tratamentos/quistos-sinoviais>.
- [36] Wolf, B., & Amendola, A. (2005). Impact of osteoarthritis on sports careers. *Clinics in Sports Medicine*, Vol. 24 (1), pp. 187–198.

- [37] Wang, S., Wang, X., Liu, Y., Sun, X., & Tang, Y. (2019). Ultrasound-guided intra-articular triamcinolone acetate injection for treating refractory small joints arthritis of rheumatoid arthritis patients. *Medicine*, Vol. 98 (33).
- [38] Saúde CUF: Artrose. Recuperado em 20 de março, 2019, de <https://www.saudecuf.pt/mais-saude/doencas-a-z/artrose>.
- [39] FlintRehab: Understanding Active vs Passive Exercises to Customize Rehabilitation to Your Ability Level. Recuperado em 18 de abril, 2019, de <https://www.flintrehab.com/2015/active-vs-passive-exercises-during-rehab/>.
- [40] Klifto, C. S., Bookman, J., & Paksima, N. (2019). Postsurgical Rehabilitation of Flexor Tendon Injuries. *The Journal of Hand Surgery (American Volume)*, Vol. 44 (8), pp. 680–686.
- [41] Edsfeldt, S., Rempel, D., Kursu, K., Diao, E., & Lattanza, L. (2015). In vivo flexor tendon forces generated during different rehabilitation exercises. *The Journal of Hand Surgery (European Volume)*, Vol. 40 (7), pp. 705–710.
- [42] Jansen, C. W. S., Olson, S. L., & Hasson, S. M. (1997). The Effect of Use of a Wrist Orthosis During Functional Activities on Surface Electromyography of the Wrist Extensors in Normal Subjects. *Journal of Hand Therapy*, Vol. 10, pp. 283–289.
- [43] Arnold, S., & Janson, R. (2017). Wrist extension or flexion mobilization orthosis: The dinosaur design. *Journal of Hand Therapy*, Vol. 30 (1), pp. 109–112.
- [44] RehabMart: Wrist and Hand Orthosis, Hand Splints, Ulnar Deviation Correction Splints. Recuperado em 5 de junho, 2019, de https://www.rehabmart.com/category/wrist_and_hand_orthosis.htm#bottom.
- [45] Shestack, R. (1987). *Fisioterapia Prática* (3ª ed.). (Pinho, P. L. V. Trad.). São Paulo: Manole LTDA.
- [46] Yadollahpour, A., & Rashidi, S. (2017). A review of mechanism of actions of ultrasound waves for treatment of soft tissue injuries. *International Journal of Green Pharmacy*, Vol. 11 (1), pp. S13–S20.
- [47] Prentice, W. E. (2004). *Modalidades terapêuticas para fisioterapeutas* (2ª ed.). (Burnier, J. & Silva, M. G. F. Trad.). Porto Alegre: ARTMED.
- [48] Morgan, C. R., & Santos, F. S. (2011). Estudo da estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS) nível sensorio para efeito de analgesia em pacientes com osteoartrose de joelho. *Fisioterapia em Movimento*, Vol. 24 (4), pp. 637–646.
- [49] ProHealthcareProducts: TENS Unit Electrode Placement Guide. Recuperado em 28 de agosto, 2019, de <https://www.prohealthcareproducts.com/blog/tens-unit-electrode-placement-guide/>.

- [50] Natures Gate TENS: Using a TENS machine to relieve pain associated with Carpal Tunnel Syndrome. Recuperado em 29 de agosto, 2019, de <https://naturesgatetens.com/blog/using-a-tens-machine-to-relieve-pain-associated-with-carpal-tunnel-syndrome/>.
- [51] Gratieri, T., Gelfuso, G. M., & Lopez, R. F. V. (2008). Princípios básicos e aplicação da Iontoforese na penetração cutânea de fármacos. *Química Nova*, Vol. 31 (6), pp. 1490–1498.
- [52] Bishop, L., & Stein, J. (2013). Three upper limb robotic devices for stroke rehabilitation: A review and clinical perspective. *NeuroRehabilitation*, Vol. 33, pp. 3–11.
- [53] Cheng, P.-Y. & Lai, P.-Y. (2013). Comparison of Exoskeleton Robots and End-Effector Robots on Training Methods and Gait Biomechanics. *Proceedings do International Conference on Intelligent Robotics and Applications, Part I, LNAI 8102*, pp. 258–266.
- [54] Molteni, F., Gasperini, G., Cannaviello, G., & Guanziroli, E. (2018). Exoskeleton and End-Effector Robots for Upper and Lower Limbs Rehabilitation: Narrative Review. *PM&R*, Vol. 10, pp. S174–S188.
- [55] Kinetec UK: Kinetec Maestra. Recuperado em 23 de maio, 2019, de <https://kinetecuk.com/categories/continuous-passive-motion/hand-and-wrist/kinetec-maestra/kinetec-maestra>.
- [56] Maestra Hand & Wrist CPM – Manual de utilizador. Recuperado em 23 de maio, 2019, de <https://kinetecuk.com/categories/continuous-passive-motion/hand-and-wrist/kinetec-maestra/kinetec-maestra>.
- [57] QAL Medical: W2 Wrist CPM. Recuperado em 23 de maio, 2019, de <http://qalmedical.com/w2-wrist-cpm-device/>.
- [58] Hocoma: Armeo®Power. Recuperado em 23 de maio, 2019, de <https://www.hocoma.com/solutions/armeopower/>.
- [59] BIONIK: InMotionWRIST™. Recuperado em 23 de maio, 2019, de <https://www.bioniklabs.com/products/inmotion-wrist>.
- [60] Al-Fahaam, H., Davis, S., & Nefti-Meziani, S. (2016). Wrist Rehabilitation Exoskeleton Robot based on Pneumatic Soft Actuators. *Proceedings do International Conference for Students on Applied Engineering*, pp. 491–496.
- [61] Adib, M. A. H. M., Sahat, I. M., Ahmad@Manap, Z., Ghani, S. A. C., Hasni, N. H. M., Daud, N. (2017). Development of the Wrist Rehabilitation Therapy (WRist-T) Device based on Automatic Control for Traumatic Brain Injury Patient. *Proceedings do International Medical Device and Technology Conference*, pp. 152–155.

- [62] Hagert, E. (2010). Proprioception of the Wrist Joint: A Review of Current Concepts and Possible Implications on the Rehabilitation of the Wrist. *Journal of the hand therapy*, Vol. 23, pp. 2–17.
- [63] Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The Sensorimotor System, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, Vol. 37 (1), pp.71–79.
- [64] Fisioterapia Oeiras: Cinesioterapia. Recuperado em 5 de maio, 2019, de <https://www.fisioterapiaeiras.com/servicos/fisioterapia/cinesioterapia>.
- [65] Cuppone, A. V., Squeri, V., Semprini, M., Masia, L., & Konczak, J. (2016). Robot-Assisted Proprioceptive Training with Added Vibro-Tactile Feedback Enhances Somatosensory and Motor Performance. *PLOS ONE*, Vol. 11 (10), e0164511.
- [66] Rauch, F. (2009). Vibration therapy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, Vol. 4, pp. 116–168.
- [67] Alambert, P. (2014). SlideShare: Sensibilidade 14. Recuperado em 25 de maio, 2019, de <https://pt.slideshare.net/pauloalambert/sensibilidade-14>.
- [68] Powerball®. Recuperado em 26 de maio, 2019, de <https://powerballs.com/>.
- [69] Powerball®: Usando a sua Powerball® como instrumento de exercícios. Recuperado em 26 de maio, 2019, de <https://powerballs.com/cd/portuguese.html>.
- [70] Garagem Bike Shop: Giroscopio Powerball Fitness Exercícios. Recuperado em 26 de maio, 2019, de <https://garagembikes.com.br/giroscopio-powerball-fitness-exercicios.html>.
- [71] MC Supply Co., Inc.: Standard 60mm Frame Size (NEMA Size 23). Recuperado em 10 de maio, 2019, de <http://www.mcsupplyco.com/uploads/productlayouts/ProductDetailDisplay.asp?DirectLink=true&ProductID=1202>.
- [72] DFROBOT: TB6600 Stepper Motor Driver. Recuperado em 10 de maio, 2019, de <https://www.dfrobot.com/product-1547.html>.
- [73] Faria, V. F. L. (2017). Projeto de um sistema de controlo para um dispositivo médico de reabilitação do pulso. Dissertação de mestrado em Engenharia Mecatrónica, Escola de Engenharia, Universidade do Minho.
- [74] AEO Ltd: Free Shipping A28L (2830) Brushless Motor for RC Aircraft Plane. Recuperado em 19 de maio, 2019, de http://www.aeorc.com/free-shipping-a28l-2830-brushless-motor-for-rc-aircraft-plane_p0515.html.
- [75] SERVOSHOP: Tower Pro 12 Amp Mag 8 HighTech ESC. Recuperado em 19 de maio, 2019, de <https://www.servoshop.co.uk/index.php?pid=TPW12AESC&area=ESC>.

- [76] Ferreira, R. F. (2017). Desenvolvimento e construção de um dispositivo médico para a reabilitação do pulso. Dissertação de mestrado em Engenharia Mecânica, Escola de Engenharia, Universidade do Minho.
- [77] Instrumentation Tools: Encoder Working Principle. Recuperado em 15 de abril, 2019, de <https://instrumentationtools.com/encoderworking-principle/>.
- [78] Logicbus: Encoders. Recuperado em 23 de agosto, 2019, de https://www.logicbus.com.mx/info_encoders.php.
- [79] Botnroll: Encoder Rotativo 1024 P/R (Quadratura). Recuperado em 7 de outubro, 2019, de https://www.botnroll.com/pt/encoders/760-encoder-rotativo-1024-p-r-quadratura.html?search_query=Encoder&results=37&fbclid=IwAR3GC4yquYulB_XnCUBaU2LjorL MpjHIIC5bL0kj2OGMywv9_7ETdJtw8Qo.
- [80] Viana, R. (2019). Apontamentos sobre Goniometria. Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade Fernando Pessoa, Porto, Portugal.
- [81] ACE GESTÃO DE SAÚDE LTDA. (2019). Manual de goniometria medição dos ângulos articulares.
- [82] Taboadela, C. H. (2007). Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales (1ª ed.). Buenos Aires: Asociart ART.
- [83] Sousa, L. S., Pinho, M. E., & Arezes, P. M. (2014). Anthropometric study of the student population of a Portuguese Faculty. Paper presented at the Occupational Safety and Hygiene II - Selected Extended and Revised Contributions from the International Symposium Occupational Safety and Hygiene, SHO 2014.
- [84] Tilley, A. R. & Dreyfuss, H. (1993). The measure of man and woman – Human factors in design. New York: Whitney Library of Design.
- [85] Churchill, E., Laubach, L. L., Mcconville, J. T., & Tebbetts, I. (1978). Anthropometric Source Book. Volume I: Anthropometry for Designers. NASA, Estados Unidos da América.
- [86] Iida, I. (2005). Ergonomia – Projeto e Produção (2ª ed.). São Paulo: Edgard Blücher.
- [87] Mokdad, M., & Al-Ansari, M. (2009). Anthropometrics for the design of Bahraini school furniture. International Journal of Industrial Ergonomics, Vol. 39 (5), pp. 728–735.
- [88] Hogeweg, J., Langereis, M., Bernards, A., Faber, J., & Helders, P. (1994). Goniometry-variability in the clinical practice of a conventional goniometer in healthy subjects. European Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, Vol. 4 (1), pp. 2–7.

- [89] Sociedade Portuguesa de Metrologia: Conceitos básicos de metrologia. Recuperado em 27 de agosto, 2019, de <http://www.spmet.pt/conceitos.html>.
- [90] Kottner, J., Audige, L., Brorson, S., Donner, A., Gajewski, B. J., Hróbjartsson, A., Roberts, C., Shoukri, M., & Streiner, D. L. (2011). Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. *International Journal of Nursing Studies*, Vol. 48, pp. 661–671.
- [91] Marxa, R. G., Menezesb, A., Horovitza, L., Jonesb, E. C., & Warren, R. F. (2003). A comparison of two time intervals for test-retest reliability of health status instruments. *Journal of Clinical Epidemiology*, Vol. 56, pp. 730–735.
- [92] Terwee, C. B., Bot, S. D. M., Boer, M. R., Windt, D. A. W. M., Knol, D. L., Dekker, J., Bouter, L. M., & Vet, H. C. W. (2007). Quality criteria were proposed for measurement properties of health status questionnaires. *Journal of Clinical Epidemiology*, Vol. 60, pp. 34–42.
- [93] Patino, C. M., & Ferreira, J. C. (2018). Inclusion and exclusion criteria in research studies: definitions and why they matter. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, Vol. 44 (2), pp. 84–84.
- [94] Associação Portuguesa de Nutrição: Obesidade. Recuperado em 20 de setembro, 2019, de <https://www.apn.org.pt/ver.php?cod=0e0c0m>.
- [95] Cezar, J. R., & Cezar, M. A. (2014). Relação entre níveis de flexibilidade e composição corporal de jovens praticantes de futebol. *Unoesc & Ciência - ACBS - Edição Especial*, p. 121–128.
- [96] IPAQ (2005). Guidelines for Data Processing and Analysis of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) – Short and Long Forms. Recuperado em 13 de junho, 2019, de <https://sites.google.com/site/theipaq/>.
- [97] Norkin, C. C., & White, D. J. (2009). *Measurement of Joint Motion - A Guide to Goniometry* (4^a ed.). Philadelphia: F. A. Davis Company.
- [98] Fess, E., & Moran, C. A. (1981). *American Society of Hand Therapists - Clinical Assessment Recommendations*. Estados Unidos da América: ASHT.
- [99] Nascimento, D. C., Tibana, R. A., Melo, G. F., & Prestes, J. (2015). Testes de normalidade em análises estatísticas: uma orientação para praticantes em Ciências da Saúde e Atividade Física. *Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte*, Vol. 14 (2), pp. 73-77.
- [100] Lunet, N., Severo, M., & Barros, H. (2006). Desvio Padrão ou Erro Padrão. *Arquivos de Medicina*, Vol. 20 (1), pp. 55 – 59.
- [101] Figueiredo, D. Teste t para amostras independentes, Teste t para amostras emparelhadas. Recuperado em 5 de novembro, 2019, de

https://www.academia.edu/8984708/Teste_t_para_amostras_independentes_Testes_t_para_amostras_emparelhadas.

- [102] Giavarina, D. (2015). Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica*, Vol. 25 (2), pp. 141–151.
- [103] Plichta, S. B., & Kelvin, E. A. (2013). *MUNRO'S Statistical Methods for Health Care Research* (6^a ed.). Wolters Kluwer Health, Lippincott Williams & Wilkins.
- [104] Giuseppe, P. (2018). StaTips Part IV: Selection, interpretation and reporting of the intraclass correlation coefficient. *South European Journal of Orthodontics and Dentofacial Research*, Vol. 5 (1), pp. 3-5.
- [105] Martins, M. E. G. (2014). Coeficiente de correlação amostral. *Revista de Ciência Elementar*, Vol. 2 (2), 0069.
- [106] Filho, D. B. F., & Júnior, J. A. S. (2009). Desvendando os Mistérios do Coeficiente de Correlação de Pearson (r). *Revista Política Hoje*, Vol. 18 (1), pp. 115-146.
- [107] Williams, B. G. (1993). *Biostatistics: Concepts and Applications for Biologists*. CHAPMAN & HALL.
- [108] Statistics How To: ANOVA Test: Definition, Types, Examples. Recuperado em 10 de novembro, 2019, de <https://www.statisticshowto.datasciencecentral.com/probability-and-statistics/hypothesis-testing/anova/>.
- [109] Biomedical Statistics: Analysis of variance – Introduction. Recuperado em 10 de novembro, 2019, de <https://web.archive.org/web/20150405053021/http://biostat.katerynakon.in.ua/en/multiplegroups/anova.html>.
- [110] Santos, C. M., Ferreira, G., Malacco, P. L., Sabino, G. S., Moraes, G. F. S., & Felício, D. C. (2012). Fiabilidade intra e interexaminadores e erro da medição no uso do goniômetro e inclinômetro digital. *Sociedade Brasileira de Medicina do Exercício e do Esporte*, Vol. 18 (1), pp.38-41.
- [111] McVeigh, K. H., Murray, P. M., Heckman, M. G., Rawal, B., & Peterson, J. J. (2016). Accuracy and Validity of Goniometer and Visual Assessments of Angular Joint Positions of the Hand and Wrist, Vol. 41 (4), pp. e21-35.
- [112] Ganzalez, G. Z., Costa, L. C. M., Garcia, A. N., Shiwa, S. R., Amorim, C. F., & Costa, L. O. P. (2014). Reprodutibilidade e validade do construto de três instrumentos não invasivos para a avaliação da amplitude de movimento da coluna em pacientes com dor lombar. *Revista Fisioterapia e Pesquisa*, Vol. 21 (4), pp. 365-371.

- [113] Pourahmadi, M. R., Takamjani, I. E., Sarrafzadeh, J., Bahramian, M., Mohseni-Bandpei, M. A., Rajabzadeh, F., & Taghipour, M. (2017). Reliability and concurrent validity of a new iPhone® goniometric application for measuring active wrist range of motion: a cross-sectional study in asymptomatic subjects. *Journal of Anatomy*, Vol. 230, pp. 484-495.
- [114] Gajdosik, R. L., & Bohannon, R. W. (1987). Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical Therapy*, Vol. 67 (12), pp. 1867-1872.
- [115] Bell, R. D., & Hoshizaki, T.B. (1981). Relationship of age and sex with range of motion: Seventeen joint actions in humans. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*, Vol. 6 (4), pp. 202-206.
- [116] Alahmari, K. A., Silvian, P. S., Reddy, R. S., Ahmad, I., Kakaraparathi, V. N., & Alam, M. M. (2017). Mediating role of body mass index in knee osteoarthritis. *Journal of Taibah University Medical Sciences*, Vol. 12 (2), pp. 150-156.
- [117] Manninen, P., Riihimaki, H., Heliovaara, M., & Makela. P. (1996). Overweight, gender and knee osteoarthritis. *Int J Obes Relat Metab Disord J Int Assoc Study Obes*, Vol. 20 (6), pp. 595-597.
- [118] Boz, C., Ozmenoglu, M., Altunayoglu, V., Velioglu, S., Alioglu, Z. (2004). Individual risk factors for carpal tunnel syndrome: an evaluation of body mass index, wrist index and hand anthropometric measurements. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, Vol. 106, pp. 294–299.
- [119] Becker, J., Nora, D. B., Gomes, I., Stringari, F. F., Seitensus, R., Panosso, J. S., & Ehlers, J. A. C. (2002). An evaluation of gender, obesity, age and diabetes mellitus as risk factors for carpal tunnel syndrome. *Clinical Neurophysiology*, Vol. 113, pp. 1429–1434.

ANEXOS

ANEXO I – QUESTIONÁRIO REALIZADO NAS CLÍNICAS DE FISIOTERAPIA



Universidade do Minho

Escola de Engenharia

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

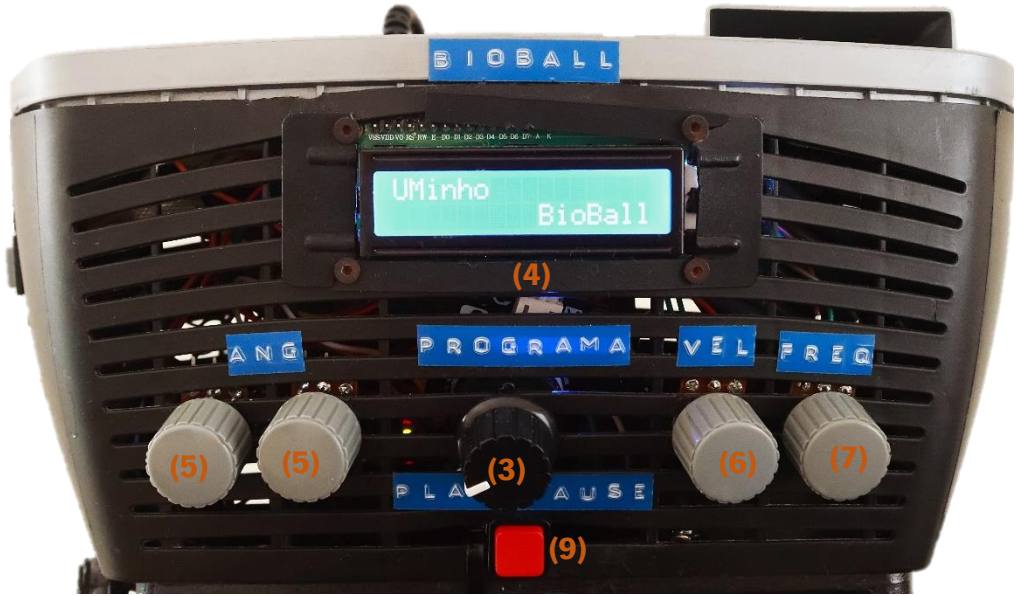
DISSERTAÇÃO: Avaliação do desempenho do dispositivo BioBall para a reabilitação da amplitude de movimento do punho em adultos e jovens adultos

1. Que tipo de patologias/fraturas do punho são mais comuns?
2. Que ferramenta costumam utilizar para medir a amplitude de movimento do punho?
3. Que tipos de procedimentos se costuma recorrer para a reabilitação do punho? (Desde os procedimentos mais rudimentares à utilização de equipamentos mais complexos)
4. No caso da utilização de equipamentos para a reabilitação do punho, referir nome do mesmo, marca, breve explicação do modo de funcionamento e de que forma são melhores/piores do que os procedimentos mais rudimentares.
5. O que é que está a faltar para que a reabilitação do punho seja mais eficaz? Que sugestões/alterações propõem para melhorar a reabilitação do punho, tanto a nível do paciente como a nível dos fisioterapeutas?

ANEXO II – MANUAL DE UTILIZAÇÃO DO DISPOSITIVO BIOBALL

APRESENTAÇÃO DO DISPOSITIVO

- Para ligar o dispositivo, conectar o cabo para alimentação externa (1) e pressionar o botão Ligar (2).
- Para desligar o dispositivo, pressionar o botão Desligar (2) e desconectar o cabo de alimentação (1). Em qualquer possível falha, deve-se realizar este passo de modo a reiniciar todo o sistema, evitando assim possíveis danos no utilizador ou no próprio equipamento.
- No seletor de programas (3) é possível escolher um dos cinco programas específicos (Programa de Propriocepção, Exercício Passivo, Exercício Ativo, Exercício Físico, Exercício Misto). Cada 2/3 posições do botão seletor corresponde a um dos programas.
- O LCD (4) apresenta a identificação do programa selecionado e as variáveis de cada um deles (amplitude de movimento, velocidade e frequência, dependendo do programa).
- Através dos reguladores angulares (5) é possível selecionar a amplitude de movimento da barra do dispositivo para os exercícios ativo e passivo. O regulador da esquerda corresponde ao movimento de rotação no sentido anti-horário e o regulador da direita corresponde ao sentido horário.
- No controlador de velocidade angular (6) é possível selecionar uma velocidade relativa para o movimento de rotação da barra para os exercícios Ativo, Passivo e Misto.
- No controlador de frequência (7) é possível selecionar a frequência de vibração da bola para o Programa de Propriocepção e Exercício Misto.
- Conectar o motor de vibração da bola em (8) através do cabo de ligação entre o dispositivo e a bola, para o Programa de Propriocepção e Exercício Misto.
- Pressionar o botão (9) para arranque e pausa dos programas.
- Para a transmissão e registo de dados conectar o cabo USB à entrada (10).



- 1 – Conectores para alimentação externa (12 V)
- 2 – Botão Ligar/Desligar
- 3 – Seletor de programas
- 4 – LCD
- 5 – Reguladores angulares de movimento de rotação da barra excêntrica para os exercícios ativo e passivo (ângulos entre 0° e 90°)
- 6 – Controlador de velocidade angular para o movimento da barra excêntrica para os exercícios ativo (velocidade relativa de rotação numa escala de 1 a 10) e passivo (velocidade relativa numa escala de 1 a 100)
- 7 – Controlador de frequência de vibração da bola para os exercícios de propriocepção e misto (entre 0 e 150 Hz)
- 8 – Conectores do cabo de ligação entre dispositivo e bola
- 9 – Botão de arranque e pausa dos programas
- 10 – Conector USB para transmissão e registo de dados

MODO DE FUNCIONAMENTO DOS PROGRAMAS

Programa para Exercício de Propriocepção

- 1) Conectar cabo de dados em (10) (se aplicável)
- 2) Ligar alimentação externa em (1)
- 3) Conectar cabo ligação entre dispositivo e bola (8)
- 4) Selecionar programa de Propriocepção em (3)
- 5) Selecionar frequência de vibração em (7)
- 6) Clicar em (9) para iniciar exercício e clicar em (9) para parar programa

Programa para Exercício Passivo

- 1) Conectar cabo de dados em (10) (se aplicável)
- 2) Ligar alimentação externa em (1)
- 3) Selecionar programa Exercício Passivo em (3)
- 4) Selecionar ângulos máximos em (5)
- 5) Selecionar velocidade rotação em (6)
- 6) Clicar em (9) para iniciar exercício e clicar em (9) para parar programa

Programa para Exercício Ativo

- 1) Conectar cabo de dados em (10) (se aplicável)
- 2) Ligar alimentação externa em (1)
- 3) Selecionar programa Exercício Ativo em (3)
- 4) Selecionar velocidade rotação em (6)
- 5) Clicar em (9) para iniciar exercício e clicar em (9) para parar programa

Programa para Exercício Físico

- 1) Conectar cabo de dados em (10) (se aplicável)
- 2) Ligar alimentação externa em (1)
- 3) Selecionar programa Exercício Físico em (3)
- 4) Registrar valores angulares máximos
- 5) Clicar em (9) para iniciar exercício e clicar em (9) para parar programa

Programa para Exercício Misto

- 1) Conectar cabo de dados em (10) (se aplicável)
- 2) Ligar alimentação externa em (1)
- 3) Conectar cabo ligação entre dispositivo e bola (8)
- 4) Selecionar programa Exercício Misto em (3)
- 5) Selecionar ângulos máximos em (5)
- 6) Selecionar velocidade rotação em (6)
- 7) Selecionar frequência de vibração em (7)
- 8) Clicar em (9) para iniciar exercício e clicar em (9) para parar programa

Nota: Possíveis *updates* de *software* e *hardware* poderão afetar ou alterar as funcionalidades acima descritas, podendo ser necessária nova atualização do atual manual, ficando este desatualizado.

ANEXO III – ANÁLISE TÉCNICA DO DISPOSITIVO – ENCODER 1

Neste Anexo apresentam-se a análise técnica efetuada utilizando o primeiro *encoder*, os resultados e discussão dos resultados. De notar que, no teste “Exercício Passivo” utilizando o primeiro *encoder* fez-se a leitura de um número de ângulos diferente do teste utilizando o segundo *encoder*. Para além disso, observou-se o comportamento do dispositivo na leitura do mesmo ângulo para duas velocidades de rotação diferentes. No teste “Exercício Físico” realizou-se exatamente o mesmo procedimento na análise dos dois *encoders*.

Teste “Exercício Passivo”

Utilizando o programa do “Exercício Passivo”, atribuiu-se um intervalo angular (A1+A2) ao dispositivo e esperou-se que a bola atingisse esse ângulo. No total foram introduzidos 7 ângulos, para a mesma velocidade de rotação (3/100). Para cada ângulo, este teste foi realizado 5 vezes, durante 5 minutos de modo a obter-se um valor médio. Os valores angulares atribuídos ao dispositivo apresentam-se na Tabela 19. Através de uma análise geométrica da trajetória tentou-se perceber se o dispositivo estava a medir corretamente o valor angular.

Tabela 19 - Intervalos angulares introduzidos no dispositivo durante a realização do teste do “Exercício Passivo” à velocidade relativa de 3/100 para o encoder 1

A1 (°)	A2 (°)	A1 + A2 (°)
5	5	10
10	10	20
15	30	45
30	30	60
20	55	75
55	20	75
0	90	90

De modo a verificar a influência da velocidade nas medições, realizaram-se testes ao mesmo intervalo angular (A1=0° e A2=90°), mas para velocidades diferentes. Uma vez que para altas velocidades o dispositivo apresenta uma maior instabilidade, decidiu-se realizar os testes apenas para uma velocidade de rotação baixa (3/100) e a uma velocidade de rotação média (15/100).

Com o intuito de avaliar o funcionamento do *encoder* com o motor em funcionamento, foram calculados os valores médios lidos pelo *encoder* e foram registados os valores máximos e mínimos

obtidos para cada intervalo angular. Determinou-se o DP dos valores lidos para verificar a repetibilidade e reprodutibilidade das medidas.

Resultados

No que diz respeito ao teste do “Exercício Passivo”, os resultados estatísticos são apresentados na Tabela 20. Observou-se que a medida geométrica de cada trajetória coincidiu com o intervalo angular ($A1+A2$) introduzido no dispositivo. As leituras da amplitude angular de 75° , para $A1=20^\circ$ e $A2=55^\circ$ e para $A1=55^\circ$ e $A2=20^\circ$, são as que apresentam maior variação, sendo que o valor máximo atingido foi de $77,05^\circ$ e $78,69^\circ$ e o mínimo de $74,86^\circ$ e $76,5^\circ$, respetivamente. A média das leituras para cada amplitude angular não foi muito diferente do valor da amplitude angular introduzido, sendo que o maior desvio se deu para os 75° ($A1=55^\circ$ e $A2=20^\circ$) com uma média de amplitude lida de $77,83^\circ$. O DP foi calculado a partir dos valores lidos para cada ângulo, sendo que o máximo desvio obtido foi de $0,55^\circ$.

Tabela 20 - Resultados experimentais da trajetória angular no programa do “Exercício Passivo” para a velocidade relativa de 3/100 usando o encoder 1

A1 (°)	A2 (°)	Geométrico (°)	Média (°)	Máximo (°)	Mínimo (°)	DP (°)
5	5	10	9,93	10,39	9,29	0,31
10	10	20	20,00	20,22	18,58	0,31
15	30	45	45,70	47,00	45,35	0,41
30	30	60	61,76	62,84	61,20	0,49
20	55	75	76,25	77,05	74,86	0,51
55	20	75	77,83	78,69	76,50	0,55

De forma a verificar a influência das velocidades, a Tabela 21 apresenta a mesma análise quantitativa para o intervalo angular de 90° ($A1=0^\circ$ e $A2=90^\circ$) a velocidades (V) diferentes (3/100 e 15/100). É possível verificar que para a velocidade maior o DP é ligeiramente maior, assim como a variação entre o máximo e o mínimo das leituras.

Tabela 21 - Comparação dos resultados experimentais da trajetória de 90° ($A1=0^\circ$ e $A2=90^\circ$) para as velocidades relativas de 3/100 e 15/100 usando o encoder 1

V	Média (°)	Máximo (°)	Mínimo (°)	DP (°)
3	89,84	90,71	89,07	0,47
15	90,26	91,26	88,52	0,72

Relativamente ao teste usando o programa do “Exercício Físico”, os resultados obtidos a partir da leitura do *encoder* são apresentados na Tabela 22. É possível observar os valores médios obtidos para cada ângulo em diferentes zonas de amplitude de movimento da barra, a média global das quatro zonas, bem como o DP desses valores.

Tabela 22 - Resultados experimentais obtidos no programa do “Exercício Físico” para as diferentes zonas de movimento da barra usando o encoder 1

Marcação (°)	Zona 1 (°)	Zona 2 (°)	Zona 3 (°)	Zona 4 (°)	Média global (°)	DP (°)
0	0,55	0,44	0,44	0,55	0,50	0,06
5	5,68	5,46	5,46	5,90	5,63	0,21
10	10,60	10,38	10,38	10,38	10,44	0,11
15	15,74	15,52	15,85	15,30	15,60	0,24
30	31,15	30,60	29,73	29,73	30,30	0,70
45	47,10	46,67	45,36	-	46,38	0,91
60	-	61,20	60,11	-	60,66	0,77
75	-	76,94	75,85	-	76,40	0,77
90	-	92,79	90,16	-	91,48	1,86

Discussão dos resultados

Os testes do “Exercício Passivo” confirmaram a precisão do dispositivo, como é possível observar pelos baixos DP obtidos, sendo que o máximo foi de 0,55°. As médias das leituras não se afastaram muito do valor introduzido no dispositivo e a variação entre valores máximos e mínimos obtidos não foi muito elevada, o que é aceitável para a eventual avaliação do treino do paciente. É de destacar, também, que o valor geométrico da amplitude obtido foi praticamente igual ao valor da amplitude introduzida no dispositivo, o que significa que é possível realizar exercícios de reabilitação sem que haja desvios angulares prejudiciais ao paciente.

Relativamente ao teste utilizando o programa de “Exercício Físico” verificou-se que os valores médios obtidos para cada ângulo apresentaram uma certa variação nas diferentes zonas de movimento da barra. Essa variação parece aumentar a partir dos 30° não sendo, contudo, significativa para o tipo de exercícios que se pretende realizar. Os resultados mostraram que podem ser obtidas medidas repetíveis e reprodutíveis do ângulo para toda amplitude angular do dispositivo.

Analisando os resultados obtidos para duas velocidades diferentes verificou-se que, tal como se esperava, para uma maior velocidade o DP é ligeiramente maior. Este aumento pode dever-se a uma taxa de aquisição insuficiente na leitura do sinal do *encoder*, ou, eventualmente, a vibrações mecânicas

induzidas pelo aumento da velocidade no disco do *encoder*. Ainda assim, tendo em conta o aumento da velocidade, a variação das leituras foi baixa, sendo satisfatória para a aplicação em questão.

A variação das leituras efetuadas ao longo destes testes pode estar relacionada com vários fatores, desde os tipos de componentes empregues, bem como à sua forma operativa, assim como aos constrangimentos do próprio *encoder*. O disco do *encoder* pode não estar concêntrico, o que pode interferir com a passagem de luz interferindo na interpretação de posição e do movimento da barra excêntrica. Este aspeto pode assim comprometer a repetibilidade da leitura. De um modo geral, esta variação das leituras está dentro de faixas relatadas anteriormente com base em medidas de goniómetro.

Assim, o primeiro *encoder* utilizado provou ser uma opção viável para a leitura de ADM, constituindo uma solução eficaz e barata. A sua incorporação no dispositivo BioBall, permite a obtenção de medidas fiáveis baseadas nas configurações angulares introduzidas.

ANEXO IV – FICHA DE ESPECIFICAÇÕES DO *ENCODER* ROTATIVO INCREMENTAL

Encoder rotativo incremental da marca YUMO®, modelo E6B2 - CWZ3E.



增量型旋转编码器

增量型 外径 ϕ 40 型号: A6B2
INCREMENTAL ROTARY ENCODERS, OUTSIDE DIAM ϕ 40 MODEL: A6B2
替代型号 SUBSTITUTE: E6B2

通用编码器

型号



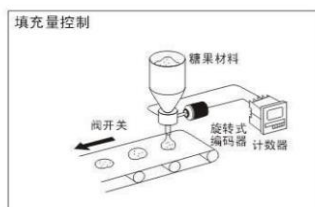
■ 特点 CHARACTERISTIC

- 对应宽阔的电源电压DC5~24V (开路集电极型)
- 外径 ϕ 40备有到2000P/R的高分辨率。
- 具备使Z相对合简化的原点位置显示功能。
- 轴负重、径向29.4N, 推力向19.6N, 允许大幅度提升。
- 附有逆接、负荷短路保护电路, 改善了可靠性。
- 也备有线性驱动输出。
最大可延长长度100m为止

General-Purpose Rotary Encoder Withstands Large Shaft Loads

- Wide variety of supply voltages and output forms
- Easy-to-adjust zero index (phase Z) with origin indicating function High resolution models (2000 pulses per revolution) substantially improves measuring accuracy
- Rugged construction: 6 mm (0.24 inch) diameter shaft with radial load ratings of 3 kgf (21.7 ft*lbs) and axial load rating of 2 kgf (14.5 ft*lbs)
- Protected against short-circuit and reversed connections for highly reliable operation Available with Line Driver output

■ 应用实例 APP-example



YUEQING YING'S IMPORT & EXPORT CO.,LTD WWW.YINGSELECTRIC.COM

增量型旋转编码器

增量型 外径 $\phi 40$ 型号: A6B2
INCREMENTAL ROTARY ENCODERS, OUTSIDE DIAM $\phi 40$ MODEL: A6B2
替代型号SUBSTITUTE: E6B2

通用编码器

种类Ordering Information

◆本体ABSOLUTE ROTARY ENCODERS

电源电压 Supply Voltage	输出状态 Output Configuration	分辨率 (脉冲/旋转) Resolution (p/r)	型号 model
DC5~24V	NPN开集电极输出 Open collector NPN output	10, 20, 30, 40, 50, 60, 100, 200, 300, 360, 400, 500, 600	型号A6B2-CWZ6C
		1,000	
DC12~24V	PNP开集电极输出 Open collector PNP output	100, 200, 360, 500, 600	型号A6B2-CWZ5B
		1,000	
DC5~12V	电压输出 Voltage output	10, 20, 30, 40, 50, 60, 100, 200, 300, 360, 400, 500, 600	型号A6B2-CWZ3E
		1,000	
DC5V	线性驱动输出 Push Pull output	10, 20, 30, 40, 50, 60, 100, 200, 300, 360, 400, 500, 600	型号A6B2-CWZ1X
		1,000	
		1,200, 1,500, 1,800, 2,000	

注:订货时,除型号外,还一定要指定分辨率。
■:表格中为标准分辨率,不标准的可订做生产。

种类ACCESSORIES

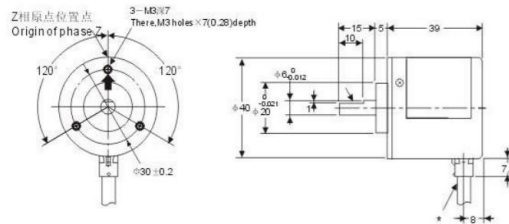
◆附件(零售)

种类Description	型号 Part number	备注 Remark
耦合器 Shaft coupler	◎型号E69-C06B	附于商品 Fits two 6 mm (0.24 in) dia. shafts; supplied with each encoder.
	◎型号E69-C68B	不同直径型 Shaft coupler Fits one 6 mm (0.24 in) and 8 mm (0.32 in) dia. Shaft
	◎型号E69-C10B	不同直径型 Fits one 6 mm (0.24 in) and 10 mm (0.39 in) dia. Shaft
	◎型号E69-C06M	金属型材料: aluminum metal
法兰盘 Mounting flange	◎型号E69-FBA	—
金属压钩配件 Mounting bracket, set of three	◎型号E69-FBA02	伺服装置用安装配件 附属于型号E69-2
	型号E69-2	—

外形尺寸Dimensions (单位Unit: mm)

◆本体

型号model:A6B2



* 型号A6B2-CWZ6C/5C/83E:
PVC绝缘圆形导线 $\phi 5$, 5芯
(导体截面积: 0.2mm², 绝缘体直径
: $\phi 1.0$ mm)标准长500mm
型号A6B2-CWZ1X:
PVC绝缘圆形导线 $\phi 5$, 5芯
(导体截面积: 0.2mm², 绝缘体直径
: $\phi 1.0$ mm)标准长500mm

PVC shielded cable,
0.5 m (1.64 ft) standard
length

增量型旋转编码器

增量型 外径φ40 型号: A6B2
INCREMENTAL ROTARY ENCODERS, OUTSIDE DIAM φ 40 MODEL: A6B2
替代型号SUBSTITUTE: E6B2

通用编码器

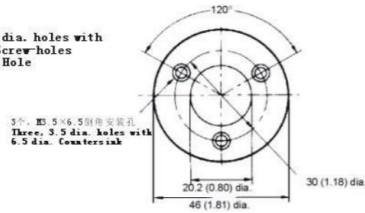
■安装尺寸 Installation Dimensions (单位Unit: mm)

型号model:A6B2

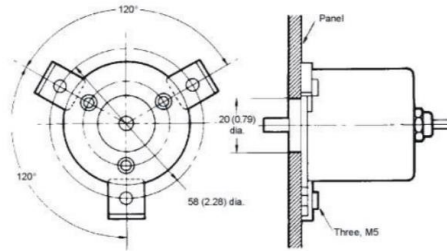
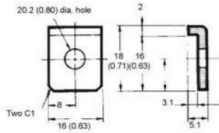
法兰盘型号: E69-FBA
Mounting Flange E69-FBA



Dimensions with Encoder



安装压脚型号 (Mounting Bracket):
E69-FBA-02



■安装接线 Installation

◆如电压输出型编码器与计数器的接方 INPUT TO MORE THAN ONE COUNTER FROM ENCODER WITH VOLTAGE OUTPUT

型号A6B2 每只A6B2型编码器可能连接计数器的数量按如下公式计算
Use the following formula to obtain the number of counters to be connected to a single A6B2:

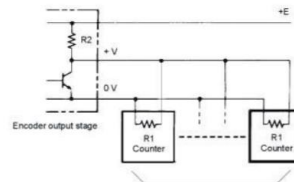
$$\text{计数器数量 Number of counters (N)} = \frac{R1 (E-V)}{V \times R2}$$

E: 编码器供应电源电压 Voltage supplied to Rotary Encoder

V: 计数器需求最小电压 Minimum input voltage of the counter

R2: 编码器输出内阻 Output resistance of the Rotary Encoder

R1: 计数器负载电阻 Input resistance of the Rotary Encoder



增量型旋转编码器

增量型 外径 $\phi 40$ 型号: A6B2
INCREMENTAL ROTARY ENCODERS, OUTSIDE DIAM $\phi 40$ MODEL: A6B2
替代型号SUBSTITUTE: E6B2

额定/性能SPECIFICATIONS

项目 ITEM	型号 MODEL	型号A6B2-CWZ6C	型号A6B2-CWZ5B	型号A6B2-CWZ3E	型号A6B2-CWZ1X
电源电压 Powersupplyvoltage		DC5V-5%~24V+15% 脉冲(p-p)5%以下	DC12V-10%~24V+15% 脉冲(p-p)5%以下	DC5V-5%~12V+10% 脉冲(p-p)5%以下	DC5V±5% 脉冲(p-p)5%以下
消耗电流 Currentconsumption		80mA以下	100mA以下		160mA以下
分辨率(脉冲/旋转) Resolution(See Note 1)		10, 20, 30, 40, 50, 60, 100, 200, 300, 360, 400, 500, 600, 1,000, 1,200, 1,500, 1,800, 2,000	100, 200, 360, 500, 600, 1,000, 2,000	10, 20, 30, 40, 50, 60, 100, 200, 300, 360, 400, 500, 600, 1,000, 1,200, 1,500, 1,800, 2,000	
输出相 Outputphases		A、B、Z相			A、 \bar{A} 、B、 \bar{B} 、Z、 \bar{Z} 相
输出相位差 Phase difference of output		A相、B相的相位差 $90 \pm 45^\circ$ (14 \pm 18T)			
输出状态 Output form		NPN开路输出 Open collector/NPN output	PNP开路输出 Open collector PNP output	电压输出 Voltage output	线性驱动输出*2 Line driver output
输出容量 Output capacity		外加电压: DC30V以下 In Voltage: DC30V max 同步电流: 35mA以下 In-sink: 35mA max 残留电压: 0.4V以下 Residual voltage: 0.4V max (输出电流35mA时 (In-sink: 35mA))	同步电流: 35mA以下 In-sink: 35mA max 残留电压: 0.4V以下 Residual voltage: 0.4V max (输出电流35mA时 (In-sink: 35mA))	输出电阻: 2k Ω Output resistance: 2k Ω 输出电流: 35mA以下 Sink current: 35mA max 残留电压: 0.4V以下 Residual voltage: 0.4V max (输出电流35mA时)	AM26LS31相当品 输出电流 High: I _o =20mA High level LE: I _o =20mA 输出电压 V ₀ =2.5V以上1min Low level V ₀ =0.5V以下max
最高应答频率 Maximum response frequency		100kHz	50kHz	100kHz	
输出上升、下降时间 Output rise and fall times		1ms以下 (负载电阻1k Ω 、导线长: 2m)	1ms以下 (导线长: 2m 同步电流: 10mA)	1ms以下 (导线长: 2m I _o =20mA、I _s =20mA)	

机械性能 参数 Mechanical Spec

启动转矩 Startion Torque	0.98mN·M以下
惯性力矩Moment of Inertia	1×10-8g·m ² 以下(脉冲旋转以下); 3×10-7g·m ² 以下
允许容力 Shaft loading	径向Radial: 29.4N 推力Thrust: 19.6N
允许安装精度 Mounting Tolerance	侧面误差 Radial: 0.03mm IIR Max; 正向误差 Axial: 0.2mm Max; 角度误差 Shaft Runout: 0.1° Max
轴最大负荷 Allowable Shaft Load	径向Radial: 5N, 轴向 Axial: 3N
允许最高转速Maximum Rotating Speed	6,000r/min
环境温度 Operating Temp Range	工作时: -10~+70℃、保存时: -25~85℃(不结冰)
环境湿度Humidity	工作时、保存时: 各35~85%RH(不结露)
绝缘电阻 Insulation resistance	100M Ω 以上(DC500V耐电压充电器整体与外壳间)
漏电压	AC 500V 50/60Hz 1min 充电器整体与外壳间
振动(耐久)Vibration resistance	10~500Hz上下一步振幅2mm或150m/s ² 、X、Y、Z各方向1次11min 3次
冲击(耐久)Shock resistance	1,000m/s ² 、X、Y、Z各方向3次
保护结构 Degree of protection	IEC规格 Ip50
连接方式 Connection	导线引出型(标准导线长cable length: 500mm)
质量 Weight	约100g
附件 Accessories	耦合器、六角扳手、使用说明书

*1. 接通电压时, 约有9A的冲击电流。(时间: 约0.3ms)
*2. 所谓线性驱动输出就是根据RS-422A的数据传输回路。
可通过双绞线或屏蔽线进行长距离传输。(内置AM26LS31相当品)
*3. 电气的最高响应转速(r/min) = $\frac{\text{最高响应频率}}{\text{分辨率}} \times 60$
因此, 旋转超过最高响应转速时无法对电信号进行追踪。

Note:
● The maximum electrical response revolution is determined by the resolution and maximum response frequency as follows:
● Maximum electrical response frequency (rpm) = Maximum response frequency \div resolution \times 60
● This means that the A6B2 encoder will not operate electrically if its shaft speed exceeds the maximum electrical response revolution.

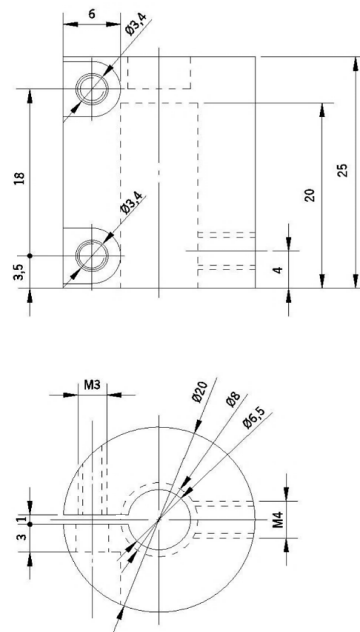
增量型 外径 $\phi 40$ 型号: A6B2
INCREMENTAL ROTARY ENCODERS, OUTSIDE DIAM $\phi 40$ MODEL: A6B2
替代型号SUBSTITUTE: E6B2

输出段回路图OUTPUT CIRCUIT DIAGRAMS

型号/输出回路 MODEL/OUTPUT	输出方式 Output wave	连接 Wire color code																		
型号A6B2-CWZ50 	NPN开路集电极输出/Open Collector Output/型号A6B2-CWZ50 PNP开路集电极输出/Open Collector Output/型号A6B2-CWZ58 旋转方向: CW Direction of rotation: CW (从轴方向观察为右转) C/CLOCKWISE AS VIEWED FROM THE SHAFT 晶体管输出 	Wire Color Code IEC colors are shown. <table border="1"> <thead> <tr> <th>颜色/Wire color</th> <th>端子名/Signal</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>棕色</td> <td>电源(+Vcc)</td> </tr> <tr> <td>黑色</td> <td>输出A相</td> </tr> <tr> <td>白/黑+</td> <td>输出B相</td> </tr> <tr> <td>粉/橙</td> <td>输出Z相</td> </tr> <tr> <td>蓝/蓝</td> <td>0V (COMMON)</td> </tr> </tbody> </table>	颜色/Wire color	端子名/Signal	棕色	电源(+Vcc)	黑色	输出A相	白/黑+	输出B相	粉/橙	输出Z相	蓝/蓝	0V (COMMON)						
颜色/Wire color	端子名/Signal																			
棕色	电源(+Vcc)																			
黑色	输出A相																			
白/黑+	输出B相																			
粉/橙	输出Z相																			
蓝/蓝	0V (COMMON)																			
型号A6B2-CWZ5B 	晶体管输出 																			
型号A6B2-CWZ3E 	电压输出/型号A6B2-CWZ3E Voltage Output /A6B2-CWZ3E 旋转方向: CW Direction of rotation: CW (从轴方向观察为右转) 晶体管输出 																			
型号A6B2-CWZ1X 	线压驱动输出/型号A6B2-CWZ1X Line Driver Output/ E6B2-CWZ1X 旋转方向: CW Direction of rotation: CW (从轴方向观察为右转) 晶体管输出 	<table border="1"> <thead> <tr> <th>线色/color</th> <th>端子名/Signal</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>棕色</td> <td>电源(+Vcc)</td> </tr> <tr> <td>黑</td> <td>输出A相</td> </tr> <tr> <td>黑/红</td> <td>输出A相</td> </tr> <tr> <td>白</td> <td>输出B相</td> </tr> <tr> <td>白/红</td> <td>输出B相</td> </tr> <tr> <td>粉/橙</td> <td>输出Z相</td> </tr> <tr> <td>粉/橙/红</td> <td>输出Z相</td> </tr> <tr> <td>蓝/蓝</td> <td>0V (COMMON)</td> </tr> </tbody> </table> <p>注: 所合适的线接受的内置AM26LS32相当品。</p>	线色/color	端子名/Signal	棕色	电源(+Vcc)	黑	输出A相	黑/红	输出A相	白	输出B相	白/红	输出B相	粉/橙	输出Z相	粉/橙/红	输出Z相	蓝/蓝	0V (COMMON)
线色/color	端子名/Signal																			
棕色	电源(+Vcc)																			
黑	输出A相																			
黑/红	输出A相																			
白	输出B相																			
白/红	输出B相																			
粉/橙	输出Z相																			
粉/橙/红	输出Z相																			
蓝/蓝	0V (COMMON)																			

注1. 屏蔽线的外壳(屏蔽)不能与内部以及外壳连接。
 2. A相、B相、Z相都为同一回路。
 3. 通常GND要接到0V, 或者大地接地上。
 Note:
 The line driver output circuit is an RS-422A data transmission circuit consisting of two balanced output lines. The relationship between the two output lines is on an equal status. This means that if the level of the signal on a line is H, the level of the signal on the other line is L. The noise-resistant line driver output circuit assures high-speed data transmission.

ANEXO V – DESENHO TÉCNICO DA UNIÃO RÍGIDA



Cotas não toleranciadas de acordo com a NP 265 (Médio)

UNIÃO RÍGIDA	
Bárbara Silva Data: 04/10/2019	Liga de Alumínio
Dimensões em mm Escala 2:1	Departamento de Engenharia Mecânica Universidade do Minho

ANEXO VI – APROVAÇÃO DOS CONSELHOS DE ÉTICA PARA A REALIZAÇÃO DO TESTE-RETESTE

Aprovação da Universidade do Minho



Universidade do Minho
Conselho de Ética

Comissão de Ética para a Investigação em Ciências Sociais e Humanas

Identificação do documento: CEICSH 043/2019

Relator: Acílio Silva Estanqueiro Rocha

Título do projeto: *Confiabilidade (teste-reteste) do dispositivo Bioball*

Equipa de Investigação: Ana Rita Silva de Amorim e Bárbara Maria Freitas Silva, estudantes do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, Escola de Engenharia, Universidade do Minho; Eurico Augusto Rodrigues Seabra e Luís Fernando de Sousa Ferreira da Silva (Orientadores), Departamento de Engenharia Mecânica, Escola de Engenharia, Universidade do Minho; Rui Viana (Orientador), Escola Superior de Saúde, Universidade Fernando Pessoa

PARECER

A Comissão de Ética para a Investigação em Ciências Sociais e Humanas (CEICSH) analisou o processo relativo ao projeto de investigação acima identificado, intitulado *Confiabilidade (teste-reteste) do dispositivo Bioball*.

Os documentos apresentados revelam que o projeto obedece aos requisitos exigidos para as boas práticas na investigação com humanos, em conformidade com as normas nacionais e internacionais que regulam a investigação em Ciências Sociais e Humanas.

Face ao exposto, a Comissão de Ética para a Investigação em Ciências Sociais e Humanas (CEICSH) nada tem a opor à realização do projeto, emitindo o seu parecer favorável, que foi aprovado por unanimidade pelos seus membros.

Braga, 01 de julho de 2019.

O Presidente da CEICSH

Assinado por : **ACÍLIO DA SILVA ESTANQUEIRO
ROCHA**
Num. de Identificação Civil: BI042754054
Data: 2019.07.05 14:49:37 Hora de Verão de GMT



Anexo: Formulário de identificação e caracterização do projeto

Aprovação da Universidade Fernando Pessoa

De: **Clarinda Festas** <clarinda@ufp.edu.pt>
Date: quarta, 25/09/2019 às(s) 09:43
Subject: Re: FW: FW: Solicitação de autorização_Projeto Bioball
To: Direção FCS <fcs@ufp.edu.pt>

Direção da FCS-ESS
Prof. Doutora Sandra Gavinha

A coordenação não se opõe à realização deste estudo e acha pertinente esta parceria para o desenvolvimento de estratégias de cooperação Universitária.

Melhores cumprimentos,
Clarinda Festas


Direção FCS <fcs@ufp.edu.pt> escreveu no dia terça, 24/09/2019

Direção FCS <fcs@ufp.edu.pt> escreveu no dia quarta, 25/09/2019 às(s) 12:56:
Ex.ma Senhora Pró-Reitora Académica Prof. Doutora Inês Gomes,

No seguimento do parecer da Coordenação de ciclo a Direção da FCS nada tem a opôr à realização do estudo das alunas de Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, da Universidade do Minho orientandas do docente Rui Viana.
À consideração superior.

Com os meus melhores cumprimentos,

Sandra Gavinha
Direção da FCS

 **Faculdade de Ciências da Saúde**
Rua Carlos da Maia, 296 | 4200-150 Porto | Portugal
T. + 351 22 507 13 00 | F. + 351 22 507 46 37
www.ufp.pt | fcs@ufp.edu.pt

De: **Pró-Reitoria Académica** <pro-reitoria-academica@ufp.edu.pt>
Date: quarta, 25/09/2019, 13:20
Subject: Re: FW: FW: Solicitação de autorização_Projeto Bioball
To: Direção FCS <fcs@ufp.edu.pt>
Cc: Rui Antunes Viana <ruiav@ufp.edu.pt>, Clarinda Festas <clarinda@ufp.edu.pt>

Ex.ma Senhora Diretora da FCS
Prof. Doutora Sandra Gavinha,

Autoriza-se a recolha de dados na ESS, sob a supervisão do Sr. Prof. Doutor Rui Antunes Viana.

Com os melhores cumprimentos,

Inês Gomes
Pró-Reitora Académica



UNIVERSIDADE FERNANDO PESSOA
Pró-Reitoria Académica
PRAÇA 9 DE ABRIL, 349 ·
4249-004 PORTO
www.ufp.pt

ANEXO VII – CONSENTIMENTO INFORMADO, LIVRE E ESCLARECIDO PARA PARTICIPAÇÃO EM INVESTIGAÇÃO

CONSENTIMENTO INFORMADO, LIVRE E ESCLARECIDO PARA PARTICIPAÇÃO EM INVESTIGAÇÃO

de acordo com a Declaração de Helsínquia¹ e a Convenção de Oviedo²

Por favor, leia com atenção a seguinte informação. Se achar que algo está incorreto ou que não está claro, não hesite em solicitar mais informações. Se concorda com a proposta que lhe foi feita, queira assinar este documento.

Título do estudo: Confiabilidade (Teste-Reteste) de um dispositivo “BioBall” para a reabilitação do punho

Enquadramento: Projeto para obtenção do grau de mestre no âmbito de dissertação de Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica da Universidade do Minho

Explicação do estudo: Este estudo consiste num teste-reteste do dispositivo BioBall (dispositivo para a reabilitação do punho, projetado no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho), utilizando indivíduos saudáveis, com o intuito de avaliar o desempenho do dispositivo e a adequabilidade do mesmo à reabilitação do punho. O teste implicará a realização prévia, por parte dos participantes, de um questionário onde serão recolhidas informações sobre os mesmos como idade, peso, altura, ocupação, entre outros aspetos e de onde se concluirá acerca do seu nível de sedentarismo. O dispositivo será testado na Escola Superior de Saúde da Universidade Fernando Pessoa, onde o participante terá de se apresentar a duas sessões. Será pedido ao participante que realize certos movimentos aquando a utilização de cada programa do dispositivo, de acordo com o protocolo de teste definido. A segunda sessão consistirá no mesmo processo e será realizada uma semana após a primeira sessão. Após a conclusão desta sessão, será realizado novamente um questionário de modo a perceber se há a necessidade de se alterar alguns aspetos a nível ergonómico.

Condições e financiamento: A participação deste projeto não inclui o pagamento de deslocações ou contrapartidas sendo que a participação dos investigadores é de carácter voluntário. O participante poderá abandonar o estudo a qualquer altura com a garantia de que não existirá quaisquer prejuízos, assistenciais ou outros, caso recuse a participação. Este estudo mereceu o parecer favorável da Comissão de Ética para a Saúde da ARSN.

Confidencialidade e anonimato: A informação recolhida será anónima e confidencial e utilizada exclusivamente para o presente estudo, não sendo registado qualquer dado que o identifique. O estudo será realizado num ambiente privado.

Obrigada pela sua participação!

Os investigadores,

Nome: Ana Rita Silva de Amorim

Profissão: Estudante

e-mail: a75475@alunos.uminho.pt

Local: Universidade do Minho

Contacto telefónico: 933272103

Nome: Bárbara Maria Freitas Silva

Profissão: Estudante

e-mail: a73647@alunos.uminho.pt

Local: Universidade do Minho

Contacto telefónico: 912894400

Assinatura/s:
.....

-0-0-0-0-0-0-0-0-0-0-0-0-0-0-0-0-

Declaro ter lido e compreendido este documento, bem como as informações verbais que me foram fornecidas pela/s pessoa/s que acima assina/m. Foi-me garantida a possibilidade de, em qualquer altura, recusar participar neste estudo sem qualquer tipo de consequências. Desta forma, aceito participar neste estudo e permito a utilização dos dados que de forma voluntária forneço, confiando em que apenas serão utilizados para esta investigação e nas garantias de confidencialidade e anonimato que me são dadas pelo/a investigador/a.

Nome:

Assinatura:

Data: / /

**ESTE DOCUMENTO É COMPOSTO DE 2 PÁGINAS E FEITO EM DUPLICADO:
UMA VIA PARA O/A INVESTIGADOR/A, OUTRA PARA A PESSOA QUE CONSENTE**

ANEXO VIII – QUESTIONÁRIO APRESENTADO AOS PARTICIPANTES PARA A REALIZAÇÃO DO TESTE-RETESTE



Universidade do Minho

Escola de Engenharia

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

DISSERTAÇÃO: Avaliação do desempenho do dispositivo BioBall para a reabilitação da amplitude de movimento do punho em adultos e jovens adultos

QUESTIONÁRIO

As investigadoras, alunas do 5º ano do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, pretendem avaliar o desempenho de um dispositivo de reabilitação do punho, desenvolvido por estudantes da Universidade do Minho. Decidiu-se, numa primeira fase, testar o dispositivo em adultos e jovens adultos saudáveis, para avaliar a adequabilidade do dispositivo em questão. Como se pretende dividir esse estudo em indivíduos sedentários e não sedentários, é necessário perceber qual o nível de atividade física dos indivíduos em estudo.

Assim, é importante a sua colaboração no preenchimento deste questionário, respondendo a todas as questões. Leia atentamente cada questão e, por favor, assinale com um x no espaço que melhor traduz a sua opinião ou escreva nos espaços indicados. As respostas são anónimas e confidenciais, por isso, não escreva nada que o identifique em qualquer local deste questionário.

Obrigada pela sua colaboração nesta investigação!

Parte I – Identificação

Sujeito: _____

Género: Feminino ___ Masculino ___

Idade: _____ anos

Profissão atual: _____

Peso: _____ kg Altura: _____ m

Mão dominante: Direita ____ Esquerda ____

Pratica algum desporto? Se sim, qual? _____

Já teve alguma lesão no punho? Se sim, refira o tipo de lesão, causa e forma de tratamento.

Parte II – Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) - Versão Curta

As questões que se apresentam, referem-se ao tempo que despense na atividade física numa semana. Este questionário inclui questões acerca de atividades que faz no trabalho, para se deslocar de um lado para outro, atividades referentes à casa ou ao jardim e atividades que efetua no seu tempo livre para entretenimento, exercício ou desporto. As suas respostas são importantes. Por favor responda a todas as questões mesmo que não se considere uma pessoa ativa. Ao responder às seguintes questões considere o seguinte:

Atividade física vigorosa refere-se a atividades que requerem muito esforço físico e tornam a respiração muito mais intensa que o normal.

Atividade física moderada refere-se a atividades que requerem esforço físico moderado e torna a respiração um pouco mais intensa que o normal.

Ao responder às questões considere apenas as atividades físicas que realize durante pelo menos 10 minutos seguidos.

1a Habitualmente, por semana, quantos dias faz atividades físicas vigorosas como levantar e/ou transportar objetos pesados, cavar, ginástica aeróbica ou andar de bicicleta a uma velocidade acelerada?
____ dias por semana ____ Nenhum (passe para a questão **2a**)

1b Quanto tempo costuma fazer atividade física vigorosa por dia?
____ horas ____ minutos

2a Normalmente, por semana, quantos dias faz atividade física moderada como levantar e/ou transportar objetos leves, andar de bicicleta a uma velocidade moderada ou jogar ténis? (Não inclua o andar/caminhar).

_____ dias por semana _____ Nenhum (passe para a questão **3a**)

2b Quanto tempo costuma fazer atividade física moderada por dia?

____ horas ____ minutos

3a Habitualmente, por semana, quantos dias caminha durante pelo menos 10 minutos seguidos? Inclua caminhadas para o trabalho e para casa, para se deslocar de um lado para outro e qualquer outra caminhada que possa fazer somente para recreação, desporto ou lazer.

____ dias por semana _____ Nenhum (passe para a questão **4a**)

3b Quanto tempo costuma caminhar por dia?

____ horas ____ minutos

As últimas questões referem-se ao tempo que está sentado diariamente no trabalho, em casa, no percurso para o trabalho e durante os tempos livres. Estas questões incluem o tempo em que está sentado numa secretária, a visitar amigos, a ler ou sentado/deitado a ver televisão.

4a Quanto tempo costuma estar sentado num dia de semana?

____ horas ____ minutos

4b Quanto tempo costuma estar sentado num dia de fim-de-semana?

____ horas ____ minutos

ANEXO IX – ANÁLISE À NORMALIDADE

Análise à normalidade realizada para verificar se a amostra seguia uma distribuição normal nos diferentes tipos de movimento. Esta análise foi realizada com recurso ao teste *Kolmogorov-Smirnov*, no qual se usou os valores médios de ADM do teste e do reteste. O processamento de dados nesta análise contou com as ADM dos 61 indivíduos testados no caso do teste e com as ADM dos 60 indivíduos testados no caso do reteste. Os resultados da análise à normalidade apresentam-se na Tabela 23.

Tabela 23 - Análise à normalidade com recurso ao teste Kolmogorov-Smirnov

Movimento		Média	DP	Significância (p)
Flexão	Teste	104,51	14,535	0,200
	Reteste	102,41	17,851	0,200
Extensão	Teste	46,80	9,278	0,200
	Reteste	48,68	10,424	0,200
Desvio cubital	Teste	40,75	12,599	0,036
	Reteste	44,06	12,703	0,200
Desvio Radial	Teste	31,27	8,839	0,200
	Reteste	35,18	10,198	0,200
Pronação	Teste	97,42	17,558	0,200
	Reteste	95,85	16,825	0,200
Supinação	Teste	99,82	15,818	0,091
	Reteste	103,13	19,186	0,200

ANEXO X – CERTIFICADO DA PUBLICAÇÃO E APRESENTAÇÃO DE UM ARTIGO NO ICEUBI 2019

November 27 28 29
ICEUBI2019
University of Beira Interior
Faculty of Engineering Covilhã :: Portugal



International
Congress on Engineering
Engineering for Evolution

The Organizing Committee of

ICEUBI2019

INTERNATIONAL CONGRESS ON
ENGINEERING UBI2019
Engineering for Evolution

organized by the Faculty of Engineering, University of Beira Interior, which took place in Covilhã, Portugal, November 27-29, 2019, certifies that the paper,

Test and Preliminary Analysis of BioBall Device for Wrist Rehabilitation

id 279

by:
Ana Rita Amorim, Bárbara Silva, Ana Cristina Braga, Eurico Seabra, Luís Ferreira da Silva, Rui Viana

was presented and included in the Congress documentation.

Covilhã, UBI, November 27, 2019

Silvio Mariano
President of Faculty of Engineering

Jorge Silva
Chairman of the Organizing Committee



 UNIVERSIDADE
BEIRA INTERIOR

 ORDEM
DOS
ENGENHEIROS

 COVILHÃ
A UBI E O MUNDO

ANEXO XI – PANFLETO DESENVOLVIDO PARA O CONGRESSO O NORTE DA ANESTESIA



BioBall device for rehabilitation of the wrist range of motion

Eurico Seabra, Luís F. Silva, Ricardo Ferreira, Valdemar Leiras, Ana Rita Amorim, Bárbara Silva
(Mechanical Engineering Department, School of Engineering, University of Minho, Azurém Campus, Guimarães, Portugal)
Rui Viana (Faculty of Health Sciences, Fernando Pessoa University, Porto, Portugal)

The wrist forms an extremely important complex joint mechanism and is associated with a wide range of movements. In order to recover wrist function, the physical therapy modalities are essentially based on traditional procedures. Thus, the BioBall device was developed to perform movements with a higher level of control, either in passive or active mode, and also allows relaxation and proprioception exercises. It is also possible to read the range of motion of the patients wrist. The performance of the BioBall was tested through a technical evaluation in order to verify its accuracy. The technical tests consisted of motion amplitude readings taken by the device, whether in automatic mode or in manual mode. These tests were performed in order to calibrate the system and their results showed that BioBall, besides functioning correctly, is able to collect angular data consistently and it is suitable to follow the evolution of patient's rehabilitation. In order to evaluate the device reliability, a test-retest was performed, which consisted of verifying the reproducibility of the device in measuring the wrist range of motion of healthy subjects. Each participant had to attend two sessions in total, with a retest time of one week. Statistical analysis of test-retest results is currently being performed and the results appear to be quite promising.

ANEXO XII – POSTER DESENVOLVIDO PARA O CONGRESSO O NORTE DA ANESTESIA COM INFORMAÇÃO GERAL SOBRE O DISPOSITIVO BIOBALL

BioBall

Wrist Rehabilitation Device

Problem/Opportunity

Lack of supply of controlled rehabilitation equipment in most rehabilitation centers and hospitals. These equipments are complex and only dedicated to a specific rehabilitation function, usually require specialized training, causing high costs in their purchase and maintenance.

The absence of such equipment requires the displacement of patients and the occupation of health professionals during the period of rehabilitation sessions.

Solution / Value Proposition

Creation of a versatile, inexpensive, modular, intuitive device designed to respond to the scarcity of autonomous and controlled equipment capable of creating personal reports on the entire rehabilitation process.

When compared to other solutions

- Low cost;
- Modules adapted to each user;
- Mass-produced standard elements at low cost;
- Replacement of multiple devices with a single device with the same functionality;
- Excellent price / technical characteristics.

Benefits

- Easy patient adherence to the rehabilitation protocol;
- Motivating equipment for the patient;
- Faster recovery;
- Registration of the entire rehabilitation process.

Market

Possibility to sale or rent to private customers or companies, such as hospitals, rehab clinics, health centers, retirement homes, pharmacies, gyms and sports clubs.

Tests and Validation

Technical tests in order to calibrate the device were performed. Their results showed that BioBall meets the designed features and is able to collect angular data consistently, being capable of following the patient's rehabilitation.

Additionally, a test-retest was performed in Fernando Pessoa University Pedagogical Clinics, which verified the reproducibility of the device measuring the wrist range of motion of healthy subjects.

To adapt the equipment to market realities, demonstrations were carried out at Dr. Nelson Carvalho's rehabilitation clinic, at V. N. Famalicão, as well as at the Rehabilitation Department of the Braga Hospital.

The results allowed to validate the developed device, as well as its suitability for wrist/hand injury rehabilitation.



Team

Eurico Seabra, Luís F. Silva, Ricardo Ferreira, Valdemar Leiras, Ana Rita Amorim, Bárbara Silva
Mechanical Engineering Department
School of Engineering, University of Minho
Azurém Campus
4800-058 Guimarães
Portugal

Rui Viana

Faculty of Health Sciences
Fernando Pessoa University
Porto, Portugal



ANEXO XIII – POSTER DESENVOLVIDO PARA O CONGRESSO O NORTE DA ANESTESIA COM INFORMAÇÃO ACERCA DOS MODOS DE OPERAÇÃO DO DISPOSITIVO E PROGRAMAS DESENVOLVIDOS

BioBall

Medical device developed for the rehabilitation of wrist function and movements, which has integrated a component that allows the reading of the wrist range of motion. In addition to having different rehabilitation programs (active and passive), it has programs that allow the increase of proprioception and promote muscle relaxation through vibration.



Eurico Seabra, Luís F. Silva, Ricardo Ferreira, Valdemar Leiras, Ana Rita Amorim, Bárbara Silva
 Mechanical Engineering Department, School of Engineering,
 University of Minho, Azurém Campus, Guimarães, Portugal

Rui Viana
 Faculty of Health Sciences, Fernando Pessoa University, Porto, Portugal

System for rehabilitation of the wrist movement



System for relaxation and proprioception



5 Developed Programs

- **Passive Exercise**
 The device moves the ball while the patient grabs it, helping him to perform the exercises without having to make any effort.
- **Active exercise**
 The device moves the ball and the patient, grabbing the ball, has to create some resistance to the movement generated by the motor.
- **Physical exercise**
 The motor is not running and the exercise consists of grabbing the ball, performing the movements freely, to observe the maximum amplitude obtained by each patient.
- **Relaxation and Proprioception**
 The patient has to grab the ball and move it to the maximum amplitude possible while it is vibrating. Coupling the ball to the stick, it is also possible to achieve the effect intended for massage.
- **Mixed Exercise**
 Grabbing the ball, the patient's hand is taken along by the motor movement, as in Passive Exercise, but with the addition of vibration.