

Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Carlos Manuel Oliveira Ribeiro

**Dispositivo Mecatrónico de Apoio à
Fisioterapia**

Dissertação de Mestrado

Mestrado em Engenharia Mecatrónica

Trabalho efetuado sob a orientação do

Professor Eurico Augusto Rodrigues de Seabra

Dezembro 2014

DECLARAÇÃO

Nome: Carlos Manuel Oliveira Ribeiro

Endereço eletrónico: pg23185@alunos.uminho.pt

Telefone: +351917433309

Número do Bilhete de Identidade: 14019190

Título da Tese de Mestrado: Dispositivo mecatrónico de apoio à fisioterapia

Orientador: Professor Eurico Augusto Rodrigues de Seabra

Ano de conclusão: 2014

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA TESE/TRABALHO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE;

Universidade do Minho,

Assinatura: _____

Resumo

No panorama tecnológico atual, o tratamento da tibiotalársica, nas suas variáveis, ainda é um tratamento frequentemente repetido nos serviços de medicina física e reabilitação pelos terapeutas, limitando-os a uma menor disponibilidade para outros tratamentos. A área da medicina física e reabilitação constitui uma área de interesse para a engenharia, onde existe um constante desenvolvimento de novos dispositivos de apoio, e onde são apresentados resultados cada vez mais eficientes do ponto de vista da reabilitação do paciente e conseqüentemente melhorias económicas.

Nesta dissertação, propõe-se o desenvolvimento de um equipamento que permitirá, através das suas funcionalidades graduar, controlar e monitorizar o movimento da articulação tibiotalársica. Possibilitará a avaliação da amplitude dos diversos movimentos de terapia, para além da avaliação da força muscular dos gastrocnémios, peroniais e tibiais.

O projeto, denominado *therapheet* iniciou-se em Abril de 2013, com uma equipa multidisciplinar, sendo um dos elementos do grupo de trabalho o autor desta dissertação. De referir que da constituição do grupo faz parte um licenciado em Fisioterapia pela CESPU.

Nesta dissertação, expõem-se inicialmente as características intrínsecas relacionadas com as patologias para as quais se pretende desenvolver o dispositivo, seguindo-se uma descrição das técnicas mais utilizadas atualmente para o tratamento dessas mesmas patologias. Serão também apresentados, os métodos usados atualmente, sendo feito um levantamento do custo benefício de cada um.

O dispositivo mecatrónico encontra-se modelado tridimensionalmente através do software Autodesk Inventor 2014, através do qual foram feitas várias simulações dos movimentos pretendidos e testada a dinâmica do sistema. No final do trabalho serão apresentadas conclusões ao projeto desenvolvido, bem como aspetos relevantes e possíveis melhorias.

Palavras-Chave: Reabilitação, Dispositivo mecatrónico Therapheet, Pneumática.

Abstract

In the current technology landscape, the treatment of hock in its variables, it is still a frequently repeated treatment in physical medicine and rehabilitation services by therapists, limiting them to less availability for other treatments. The area of physical medicine and rehabilitation is becoming an interest for engineering, where there is a constant development of new support equipment, and where more and more efficient results in terms of patient rehabilitation are presented and consequently improved economic-financial.

In this dissertation, we propose the development of a device that will allow, through their graduate capabilities, control and monitor the movement of the hock joint. Enables assessment of range of motion in plantar flexion, dorsiflexion, inversion, eversion, adduction and abduction, in addition to the assessment of muscle strength of the gastrocnemius, and tibial peroniais. After evaluation of these parameters the device will allow the health professional to choose the range of motion to perform and the endurance to be applied during movement rehabilitation.

The project, called therapeet started in April 2013 with a multidisciplinary team composed of various elements, and these two elements are the founders of the project while the principal with respect to the development of the device, of which the author this dissertation, licensed electromechanical engineering lying now in the final phase of the master's degree in mechatronics engineering from the University of Minho. The other element pertaining to team a degree in Physical Therapy from CESPU currently being an integral part of a team of therapists Town Hall Vila Verde.

Initially the intrinsic characteristics were exposed to conditions for which the device is intended to develop, followed by a description of techniques currently used for the treatment. This thesis were also presented, devices, and auxiliary mechanisms currently used for therapy exercises, and made a survey of your money.

The device is shaped three-dimensionally by Autodesk Inventor 2014 software, whereby the desired number of simulations were made and tested movement dynamics of the system. At the end of the work conclusions will be presented to the project developed, as well as relevant aspects and possible improvements.

Keywords: Rehabilitation, mechatronic device Therapeet, inflatable.

Agradecimentos

A presente dissertação representa o resultado de várias horas de estudo e trabalho durante as diversas etapas que a constituem. A sua concretização não seria possível sem a contribuição de diversas pessoas que me acompanharam e incentivaram durante este percurso.

Ao professor Eurico Augusto Rodrigues de Seabra, um enorme agradecimento pelas ideias e opiniões que proporcionou, bem como pela confiança que prestou no decorrer do projeto.

À empresa Serralharia Mecânica Vila-Nova, Lda e na pessoa do Sr. Fernando Vila-Nova por possibilitar a realização deste projeto utilizando as suas instalações, equipamentos, documentação e materiais, agradecendo também a todos os colaboradores da empresa toda a disponibilidade e partilha de conhecimento.

A todos os elementos que foram fazendo parte da equipa de projeto, os vários fisioterapeutas que colaboram em especial, o terapeuta Vítor Oliveira e Sónia Oliveira e ao Engenheiro Miguel Oliveira, por todos os conselhos.

Um agradecimento especial à minha namorada e companheira de todas as horas, pelo apoio e ajuda prestada, bem como aos meus pais e irmãos e amigos.

Índice

Resumo	v
Abstract	vii
Agradecimentos	ix
Índice	xi
Lista de Figuras	xvii
Lista de Tabelas	xxi
CAPÍTULO 1.	1
Introdução.....	1
1.1 Identificação do Problema	3
1.2 Objetivos da Dissertação	4
1.3 Estrutura da Dissertação	4
1.4 Motivação/ Oportunidade de Mercado	5
1.5 Parcerias.....	6
CAPÍTULO 2.	7
Estado da Arte	7
2.1 Descrição das Patologias	8
2.1.1 Fratura	8
2.1.2 Entorse.....	10
2.2 Incidência das Patologias.....	11
2.3 Exercícios de Terapia	12
2.3.1 Dorsiflexão	13
2.3.2 Flexãoplantar.....	13
2.3.3 Inversão	14
2.3.4 Eversão	14
2.3.5 Abdução e Adução	14
2.3.6 Gama de amplitudes dos exercícios de reabilitação.....	15
2.4 Métodos de Aplicação dos Exercícios de Terapia.....	16
2.4.1 Mobilização ativa-resistida	16
2.4.2 Mobilização Passiva-Assistida.....	17
2.5 Meios com os quais se aplicam os exercícios.....	17
2.5.1 Fisioterapeuta	18
2.5.2 Thera-bands.....	19

Índice

2.5.3	Estrutura estabilizadora e de apoio.....	21
2.5.4	Artromotor.....	21
2.5.5	Outros Dispositivos	23
i.	Dispositivo elástico para resistência do tornozelo.....	23
ii.	<i>Salto Exerciser 2932 / Ankle Exerciser 2933</i>	23
2.6	Estudos e Patentes de Novos Dispositivos	24
CAPÍTULO 3.		27
Projeto Mecatrónico – Desenvolvimento do Dispositivo.....		27
3.1	Desenvolvimento do Dispositivo.....	28
3.1.1	Especificações do Dispositivo - Funcionalidades pretendidas.....	30
3.1.2	Especificações do Dispositivo - Vantagens que se pretende atingir .	30
3.2	Conceptualização - Tecnologia a Aplicar no Dispositivo	30
3.2.1	Pneumática	30
i.	Vantagens desta tecnologia	31
ii.	Desvantagens desta tecnologia	31
3.2.2	Hidráulica	32
i.	Vantagens desta tecnologia	32
ii.	Desvantagens desta tecnologia	32
3.2.3	Servo Motores	33
i.	Vantagens desta tecnologia	33
ii.	Desvantagens desta tecnologia	33
3.3	Conceptualização- Ideias Projetadas e Construídas	34
3.3.1	Dispositivo baseado num hexápode (Nº1)	34
i.	Tecnologia aplicada:.....	35
ii.	Objetivos conseguidos:	35
iii.	Problemas encontrados:	35
3.3.2	Sistema baseado no hexápode da <i>Newport</i> (Nº2).....	36
i.	Tecnologia aplicada:.....	37
ii.	Vantagens em relação ao dispositivo anterior	37
iii.	Problemas encontrados	37
3.3.3	Sistema com três atuadores lineares e um rotativo (Nº3).....	37
i.	Tecnologia aplicada:.....	38
ii.	Vantagens em relação ao dispositivo anterior	38
iii.	Problemas encontrados	38

3.3.4	Dispositivo com graduação de amplitude (Nº4).....	38
i.	Tecnologia aplicada:.....	39
ii.	Vantagens em relação ao dispositivo anterior	39
iii.	Problemas encontrados	39
3.3.5	Dispositivo Final (Nº5)	40
i.	Nível 1	43
ii.	Nível 2.....	43
iii.	Nível 3.....	44
iv.	Estrutura de apoio ao dispositivo e ao paciente	45
v.	Vantagens em relação ao dispositivo anterior	46
3.1.1	Aspetos a Salientar no Capítulo 3.....	46
CAPÍTULO 4.		49
Projeto Detalhado		49
4.1	Projeto Mecânico.....	50
4.1.1	Engrenagens e Cremalheira – Nível 2 e Nível 3	50
i.	Cálculo da dimensão da engrenagem Nível 2 e Nível 3.....	51
4.1.2	Rolamentos Nível 1, Nível 2 e Nível 3	57
4.1.3	Corrediças Lineares Wurth - Nível 2 e Nível 3.....	58
4.1.4	União Flexível para Motores Nível 1, Nível 2 e Nível 3	59
4.1.5	Dimensionamento dos cilindros pneumáticos necessários para dispositivo 60	
i.	Atuadores lineares – Nível 2 e Nível 3.....	60
•	Seleção da categoria do atuador	61
•	Parâmetros de funcionamento do Sistema.....	61
•	Seleção do diâmetro do cilindro	62
•	Cálculo do consumo de ar dos cilindros ADN	63
ii.	Dimensionamento do Atuador Rotativo – Nível 1	65
4.1.6	Mesas Lineares com fuso - Nível 1, Nível 2 e Nível 3	70
i.	Seleção da Mesa linear	71
ii.	Cálculo do Binário necessário para o deslocamento da Mesa linear	72
iii.	Cálculo do curso das mesas lineares	74
4.1.7	Cálculo do Curso da Mesa do Nível 3.....	74
4.1.8	Cálculo do Curso da Mesa do Nível 2.....	75

Índice

4.1.9	Cálculo do Curso da Mesa do Nível 1.....	77
4.2	Rede de ar comprimido – Componentes necessários	79
4.2.1	Opções de implementação dos componentes de comando.....	79
i.	Opção de implementação I.....	79
ii.	Opção de implementação II – Opção Implementada.....	80
iii.	Vantagens e desvantagens das soluções apresentadas	81
4.2.2	Electroválvulas implementadas.....	81
4.2.3	Controlador.....	82
4.3	Projeto Eletrónico	84
4.3.1	Motores utilizados	86
4.3.2	Sensores utilizados	89
4.3.3	Drivers de potência.....	91
4.3.4	Placa de Interface	92
4.3.5	Fornecimento de Potência Elétrica ao Sistema	93
4.3.6	Dissipação de calor no Sistema.....	94
CAPÍTULO 5.		95
Projeto para o Fabrico e Produto Final.....		95
5.1	Desenhos Técnicos	96
5.2	Fabrico dos componentes e montagem.....	97
5.2.1	Listagem de componentes fornecidos	98
5.2.2	Processo de fabrico.....	101
5.2.3	Montagem.....	101
5.2.4	Manutenção	102
5.3	Produto acabado	103
CAPÍTULO 6.		105
Análise Detalhada e Conclusões		105
Bibliografia.....		107
Anexos.....		113
Anexo A – Ficha Técnica do Dispositivo		115
Anexo B – Desenhos Técnicos.....		119
Anexo C – Rolamentos, Cálculo da Duração de Vida		121
Anexo D – Desenhos para determinação do curso máximo das mesas lineares no nível 1 do dispositivo.....		129
Anexo E – Controlador utilizado.....		131

Anexo F – Datasheet dos motores	137
Anexo G – Datasheet Controlador e drives	141
Anexo H – Placa desenvolvida para os easy drives e para os sensores.....	147
Anexo I – Relatório de Pesquisa do pedido provisório de patente N°107250.....	153
Anexo J – Inquérito Realizado	163

Lista de Figuras

Figura 1 - Fratura do calcânhar [3].....	8
Figura 2 - Fratura indireta da perna [4].	9
Figura 3 - Entorse da articulação tibio-társica (tornozelo) [5].	10
Figura 4- Entorse da articulação tibio-társica (tornozelo) descrição dos ligamentos [6].....	10
Figura 5 - Gráfico com as áreas do corpo mais afetadas [8].	11
Figura 6 - Principais tipos de lesões [8].	12
Figura 7 - Movimentos de Flexãoplantar e Dorsiflexão [9].	13
Figura 8 – Representação da posição Neutra [10].....	13
Figura 9 - Representação da execução dos exercícios: Eversão, Inversão [11].	14
Figura 10 - Representação da execução dos exercícios: Abdução, Adução [9].	15
Figura 11 - Descrição dos eixos e ângulos de rotação do pé/tornozelo [12].....	15
Figura 12 - Métodos possíveis para a reabilitação	16
Figura 13 - Mobilização ativa/resistida executada pelo terapeuta [14].....	18
Figura 14 - Representação da execução do exercício de dorsiflexão por parte do terapeuta [15].....	18
Figura 15 - <i>Thera-bands</i> , vários níveis de resistência [16].	19
Figura 16 - Demonstração da aplicação dos <i>Thera-bands</i> [18].....	20
Figura 17 - Estrutura estabilizadora e de apoio [9].	21
Figura 18 - <i>Kinetec 5190</i> [20].	22
Figura 19 - Movimentos conseguidos com o Artromotor [21].	22
Figura 20 - <i>Ankle exerciser/muscle</i> [22].....	23
Figura 21 - <i>Hell Exerciser 2932/ Ankle Exerciser 2</i> [23].....	23
Figura 22 - “Rutgers Ankle” Sistema de reabilitação ortopédico, diagrama de blocos de funcionamento [24].	24
Figura 23- Processo de desenvolvimento do projeto mecatrónico.....	28
Figura 24 -Servo Motor [31].	33
Figura 25 - Hexápode Symetrie [32].....	34
Figura 26 - Primeiro modelo construído, modelação inventor e modelo real	35
Figura 27 - Amplitude conseguida para Dorsiflexão e adução	35
Figura 28 - Modelo N°1, teste de amplitude máxima conseguida.....	36
Figura 29 - <i>Hexápod Newport</i> , com mola central [28]	36

Lista de Figuras

Figura 30 - Modelo Nº2, Projeto 3D e Modelo construído.	37
Figura 31 - Dispositivo Mecatrónico, modelação 3D exercício Dorsiflexão, Inventor 2014.....	38
Figura 32 - Dispositivo Nº 4, modelação 3D.	39
Figura 33- Dispositivo Final, modelação 3D.	40
Figura 34 - Representação dos níveis do dispositivo final.	41
Figura 35 - Componentes integrados no nível 1 do dispositivo	43
Figura 36 - Componentes integrados no nível 2 do dispositivo	44
Figura 37 - Componentes integrados no nível 3 do dispositivo	44
Figura 38 -Estrutura de apoio ao dispositivo e ao paciente.....	45
Figura 39- Representação da ligação dos cilindros ao conjunto cremalheira, engrenagem.....	50
Figura 40 - Deslocamento da cremalheira ao fim de uma volta da roda [51].	51
Figura 41 - Distância entre o eixo da engrenagem e a base da cremalheira [34]. ...	53
Figura 42 - Representação da altura primitiva da engrenagem [33].	53
Figura 43 - Representação da distância entre o eixo da engrenagem e a base da cremalheira utilizada no nível 3.....	54
Figura 44 - Representação do exercício flexão plantar, sem colisões no cilindro série 18.	55
Figura 45- Representação da distância entre o eixo da engrenagem e a base da cremalheira utilizada no nível 2.....	56
Figura 46- Rolamento rígido de esferas [35].....	57
Figura 47 -Rolamento de Rolos cónicos A4059 [35].....	57
Figura 48 - Corredora de extração parcial 0684 502 171 [36].....	58
Figura 49 - União Flexível, Serie GE [37].	59
Figura 50 - Desenho técnico das uniões flexíveis [37]	59
Figura 51 - Representação dos pontos críticos	60
Figura 52- Atuador de dupla ação [38]	61
Figura 53 - Cilindro ADN-Festo [38].....	63
Figura 54 - Representação da força aplicada ao cilindro, e a distância de atuação. 65	
Figura 55 - Atuador rotativo Serie 18 <i>Camozzi</i> [40].	66
Figura 56 - Cilindro Rotativo série 18, desmantelado.....	68
Figura 57- Dimensões iniciais da cremalheira	69
Figura 58 - Redução do tamanho da cremalheira.....	69

Figura 59 - Dimensões finais da cremalheira	69
Figura 60 - Representação da força axial aplicada na mesa linear.....	70
Figura 61 - Representação da posição inicial e posição final do exercício de Flexão plantar	71
Figura 62 - Representação do peso do batente de alumínio sobre a mesa linear	72
Figura 63- Representação da força exercida pelo peso do batente de alumínio, e da orientação dos eixos.....	72
Figura 64 - Coordenadas do centro de massa.....	73
Figura 65 – Gráfico dos resultados obtidos para a engrenagem de $Z=33$	75
Figura 66 - Representação do curso necessário para a mesa linear, no nível 3 do dispositivo.....	75
Figura 67- Gráfico dos resultados obtidos para $Z=64$	76
Figura 68 - Representação do curso necessário para a mesa linear, no nível 3 do dispositivo.....	77
Figura 69- gráfico com resultados obtidos para a rotação Cilindro Serie 18.....	78
Figura 70- Representação do deslocamento necessário para a rotação máxima de 30°	78
Figura 71-Circuito pneumático ideal.....	79
Figura 72 - Circuito pneumático implementado.....	80
Figura 73- Electroválvula e acessórios utilizados [37]	81
Figura 74 -Controlador electropneumático utilizado (ITV2050	83
Figura 75 - Circuito de potência e de comando das electroválvulas	84
Figura 76 - Circuito de potência e de comando dos motores e sensores.....	85
Figura 77 - Ligação de um motor de passo unipolar	87
Figura 78 – Ligação de um motor de passo unipolar como bipolar.	87
Figura 79 - Ligação de um motor de passo unipolar como bipolar.....	87
Figura 80 - Placa de terminais do motor.	88
Figura 81 – Relação binário-frequência na ligação unipolar.	88
Figura 82 – Relação binário-frequência na ligação bipolar.	88
Figura 83- Sensor de contacto mecânico.....	89
Figura 84 - Sensor ótico utilizado.	90
Figura 85 – Circuito de ligação dos sensores óticos.	90
Figura 86- Circuito electrónico implementado para o sensor utilizado	90
Figura 87 - Placa desenvolvida para integração no dispositivo	91

Lista de Figuras

Figura 88 – <i>EasyDriver</i> , driver utilizado para controlo dos motores de passo.	91
Figura 89 – Montagem elaborada para interface entre o Arduíno e os sensores e motores de passo.....	92
Figura 90 – Circuito desenhado no <i>Eagle</i> para a placa de interface.	92
Figura 91- Fonte de alimentação de potência do dispositivo HRPG-300 [42]	93
Figura 92 - Dissipador utilizado no dispositivo.	94
Figura 93 - Localização do dissipador no dispositivo.	94
Figura 94 - Vista da montagem final do dispositivo, com parte dos componentes invisíveis.	96
Figura 95- Maquinação dos diversos componentes	101
Figura 96 – Montagem do dispositivo.....	102
Figura 97-Montagem do dispositivo na estrutura de apoio	102
Figura 98 – Dispositivo Mecatrónico final.....	103
Figura 99 - Apoio do pé, dispositivo mecatrónico final.....	103

Lista de Tabelas

Tabela 1-Amplitudes típicas dos movimentos do Tornozelo [13].	16
Tabela 2 - Representação dos valores da resistência das <i>thera-bands</i> em função do alongamento [16].	19
Tabela 3- Estudo e patentes já criadas.	25
Tabela 4 - Representação dos níveis do dispositivo final	42
Tabela 5 - Comparação dos dispositivos projetados e construídos	47
Tabela 6 - Tabela com as características das engrenagens inferiores, <i>harker solutions</i> [33].	52
Tabela 7 - Tabela com as características das cremalheiras inferiores, <i>harker solution</i> [33].	53
Tabela 8 - Tabela com as características das engrenagens superiores, <i>harker solutions</i> [33].	54
Tabela 9 - Tabela com as características das engrenagens superiores com diâmetro superior ao calculado, <i>harker solution</i> [33].	55
Tabela 10 - Componentes suportados pelas corrediças lineares <i>whurt</i> , peso total suportado.	58
Tabela 11 - Características da liga elástica selecionada	59
Tabela 12 – Parâmetros do sistema- Base para a seleção do cilindro ADN	61
Tabela 13 - Tabela (Foça/Pressão) de dimensionamento, atuadores lineares em função da carga axial [39].	63
Tabela 14- Tabela de binário (teórico) em N.m, Cilindro Série 18 [40]	66
Tabela 15 - Características técnicas da mesa linear <i>igus</i> [41].	71
Tabela 16- Informações importantes para o cálculo do binário necessário para o deslocamento da guia.	72
Tabela 17- Coordenadas do Centro de massa	73
Tabela 18- Binário necessário para p deslocamento da mesa	73
Tabela 19 – Resultados obtidos para o conjunto engrenagem $Z = 33$	74
Tabela 20 - Resultados obtidos para o conjunto engrenagem $Z=63$	76
Tabela 21 – Resultados obtidos para o cilindro série 18.	77
Tabela 22- Vantagens e desvantagens das opções de comando da rede de ar comprimido.	81
Tabela 23 - Características do solenoide, consumo	82

Lista de Tabelas

Tabela 24 - Características gerais do controlador	83
Tabela 25 - Componentes utilizados no circuito de potência e de comando das electroválvulas	85
Tabela 26 - Critérios de seleção do motor.....	86
Tabela 27-Calculo do consumo do circuito elétrico.....	93
Tabela 28 - Valores fornecidos pela fonte de potência	93
Tabela 29- Componentes projetados e maquinados	97
Tabela 30 - Lista componentes adquiridos para o dispositivo	98

CAPÍTULO 1.

Introdução

Neste capítulo é feita uma identificação do problema na medicina física e de reabilitação, no tratamento de lesões da tibiotalársica. São apresentados os objetivos que se pretendem com este trabalho, e que apoios foram necessários encontrar para o seu desenvolvimento.

Introdução

Este documento apresenta a dissertação de mestrado “ Equipamento mecatrónico de apoio à fisioterapia”. O foco do projeto é a construção de um dispositivo que se foque no tratamento de lesões da tibio-társica, de forma passiva e ativa estando sempre presente a possibilidade de adaptação do dispositivo a outras zonas anatómicas.

A realização deste trabalho foi motivada pela cada vez maior incidência de patologias na região da tibio-társica, nos Estados Unidos estimam-se cerca de 2300 entorses do tornozelo diárias (1entorse/1000indivíduos/dia), em Portugal, os números atingem particular importância no meio desportivo, com 30% dos atletas apresentando pelo menos um traumatismo em inversão do tornozelo durante a carreira. Apesar de usualmente consideradas lesões trívias, as entorses do tornozelo representam um problema de saúde pública importante, associando a uma abstinência desportiva e laboral significativa [1].

Nos últimos anos, empresas de grande desenvolvimento tecnológico, instituições de saúde e universidades de todo o mundo têm demonstrado um grande interesse relativamente à construção de sistemas automatizados para a reabilitação. O objetivo é conseguir um melhor desempenho com os exercícios aplicados às zonas anatómicas afetadas, o que consequentemente resultará num fortalecimento dos músculos afetados num menor tempo, aumentando assim a eficiência em cada seção de terapia.

Atualmente é possível encontrar inúmeras investigações e protótipos sobre o tratamento de lesões da tibiotársica, com enorme variedade de característica, contudo ainda nenhum respondeu por completo aos requisitos dos terapeutas, nomeadamente à realização de mobilização ativa nos exercícios.

Na tentativa de encontrar uma melhor solução para o paciente e ao mesmo tempo para o terapeuta, a presente dissertação foca-se no estudo de um dispositivo mecatrónico que terá por objetivo melhorar a execução dos exercícios de terapia na região da tibiotársica.

A tibiotársica é uma das mais importantes uniões do corpo humano, existindo por parte de médicos e investigadores um grande empenho em encontrar um método efetivo para o tratamento e prevenção deste tipo de lesões. A realização deste tipo de dispositivos não se torna possível sem o conhecimento de terapeutas e médicos com conhecimento aprofundado sobre os conceitos de reabilitação.

1.1 Identificação do Problema

A medicina física e de reabilitação têm cada vez mais impacto na qualidade de vida da humanidade, sendo responsável pela prevenção, diagnóstico, tratamentos e organização do programa de reabilitação de pacientes com patologias médicas incapacitantes e comorbidades em todos os grupos etários. Cada vez mais o ser humano está sujeito a incidentes traumáticos que impossibilitam a realização da sua vida cotidiana. Devido a um passado recente, de trabalhos contínuos em indústrias, existem cada vez mais pessoas que mesmo depois de deixarem de exercer a sua atividade profissional ficam com lesões em resultado da sua vida de trabalho, necessitando de reabilitação permanente.

Uma grande parte de lesões neuromusculares requer tratamento imediato de recuperação, para evitar danos maiores ou incapacidades permanentes. Quando um músculo não é utilizado ou fica debilitado, tende a encurtar que resulta na rigidez das articulações, provocando deformidades e contraturas. Por outro lado as fraturas obrigam à imobilização do membro afetado, para que exista uma união do osso na posição correta. Com a imobilização é provocada uma deterioração notável do músculo e articulações que, sem estímulo de movimentos com exercícios de terapia, perdem boa parte das suas capacidades.

Atualmente, as equipas de profissionais que integram os diversos centros de reabilitação, esforçam-se para proporcionar aos pacientes que necessitam de um processo de reabilitação na região da tibiotársica, o melhor tratamento que lhes é possível, estando certos das suas limitações, tais como o controlo da força resistiva e da amplitude aplicada. Em muitos casos os terapeutas recorrem a equipamentos auxiliares como as *thera-bands*, que apesar úteis apresentam algumas semelhanças com o terapeuta do ponto de vista das limitações na execução.

Para ser possível uma melhor reabilitação em lesões deste tipo, existem alguns dispositivos auxiliares, como os *Artromotores*, que permitem mover e esticar os músculos e tendões de forma suave. Contudo estes dispositivos apresentam diversos fatores que os tornam menos versáteis, um dos quais, e o mais relevante é a incapacidade de execução de mobilização do pé de forma ativa.

1.2 Objetivos da Dissertação

O objetivo principal do projeto passa pela construção de um dispositivo que permita a reabilitação de lesões na tibiotalar com a execução de movimentos como: dorsiflexão, flexão plantar, inversão, eversão, adução e abdução. É também importante para o dispositivo que este consiga a realização de mobilização ativa-resistida e mobilização passiva.

Para a realização desta dissertação, definiram-se os seguintes objetivos:

1. Estudo das tecnologias aplicáveis ao dispositivo que se pretende construir.
2. Projeto e desenvolvimento da estrutura para montagem das tecnologias escolhidas.
3. Desenvolvimento de *software* para controlo do dispositivo.
4. Realização de testes em pacientes com patologias.
5. Escrita da Dissertação de Mestrado.

1.3 Estrutura da Dissertação

A presente dissertação encontra-se dividida em 5 capítulos, de seguida apresenta-se uma breve descrição de cada um. No final do trabalho são ainda apresentadas referências e anexos.

- Capítulo 1 – Introdução: É feito um enquadramento ao tema do trabalho, abordando a data de início e a equipa que integra o projeto bem como apresentadas as motivações e parcerias do mesmo.
- Capítulo 2 – Estado de Arte: Realiza-se uma contextualização das patologias para as quais se pretende construir o dispositivo. Apresentam-se ainda os exercícios utilizados para o tratamento deste tipo de patologias, e os métodos para a sua aplicação.
- Capítulo 3 – Projeto Mecatrónico: No presente capítulo é feita uma breve descrição do que se pretende do dispositivo, são descritas as especificações e características pretendidas, bem como, as vantagens que se pretendem atingir com a sua utilização. Na continuação do

capítulo são apresentados os dispositivos projetados e construídos até ao resultado final.

- Capítulo 4 – Projeto Detalhado: O capítulo 4 tem como objetivo a seleção e o dimensionamento dos equipamentos necessários, nomeadamente elementos pneumáticos, elementos eletrónicos, e elementos estruturais.
- Capítulo 5 – Fabrico e Produto Final: Demonstra-se a modelação tridimensional do dispositivo mecatrónico, a descrição do processo de fabrico, montagem e o resultado final construído. É ainda feita uma breve descrição dos anteriores protótipos até ao resultado final.
- Capítulo 6 – Analise e Conclusões: Descrevem-se conclusões sobre o trabalho realizado, e apresentam-se propostas para trabalho futuro.

1.4 Motivação/ Oportunidade de Mercado

Atualmente existem métodos de reabilitação da articulação tibio-társica, nomeadamente de mobilização articular e de fortalecimento muscular, mas todos eles têm variáveis que influenciam a sua eficiência (dificuldade em graduar a amplitude do movimento, complexidade na monitorização da resistência aplicada, erros na contabilização das séries e das repetições), para além de implicarem um elevado dispêndio de tempo por parte do profissional de saúde.

Identificou-se, com base nesta lacuna da reabilitação, uma oportunidade de mercado ou seja identificou a carência de um equipamento que permita graduar amplitude e força, para além de monitorizar parâmetros como número de repetições e de séries, e que liberte o profissional de saúde para outras intervenções.

A solução para a oportunidade de mercado verificada é a construção de um dispositivo mecatrónico, o qual permitirá uma resposta eficaz às carências supracitadas.

1.5 Parcerias

A presente dissertação de mestrado, como já descrito anteriormente, é o seguimento de um projeto do qual o autor faz parte desde Abril de 2013. No seu arranque a equipa de trabalho deparou-se com a necessidade de financiamento e apoio em diversificadas áreas, começando por isso a procura de parcerias.

A primeira entidade que a equipa de trabalho se propôs contactar foi o IAPMEI, instituto de apoio as pequenas e medias empresas e à inovação, entidade que apresentou ao grupo um dos seus programas de apoio a novos empreendedores, o passaporte para o empreendedorismo. O passaporte para o empreendedorismo é uma iniciativa do programa +E+I de acordo com o impulso jovem, que pretende estimular jovens empreendedores qualificados a desenvolverem o seu projeto de empreendedorismo inovador, que se encontre em fase de ideia, facultando um conjunto de ferramentas técnicas e financeiras. A equipa submeteu a sua candidatura, conseguindo posteriormente apoio financeiro durante doze meses.

Depois de conseguido o apoio financeiro a equipa entrou em contacto com mais algumas entidades e conseguiu parcerias com o Desportivo de Ronfe, que permitir numa fase mais desenvolvida do dispositivo, a realização testes com o contacto direto no mercado alvo, tendo sempre como objetivo ajustar pormenores da programação e das funcionalidades do dispositivo.

O grupo de trabalho estabeleceu também uma parceria com a empresa Serralharia Mecânica Vila Nova Lda (Fermentões), a qual facilitou o contacto com fornecedores de material necessário para a construção do dispositivo, para além disso, facultou à equipa as instalações e maquinaria necessária para a montagem do aparelho, reduzindo significativamente o investimento monetário.

CAPÍTULO 2.

Estado da Arte

Neste capítulo é feita uma identificação das patologias que se pretendem reabilitar com o dispositivo construído, são apresentados os exercícios necessários para o tratamento, e os métodos possíveis para aplicação desses exercícios.

O presente capítulo faz ainda uma identificação dos meios utilizados atualmente para a aplicação dos exercícios de terapia, é feita uma breve descrição de cada método, sendo apresentadas as vantagens e desvantagens de cada um.

2.1 Descrição das Patologias

O pé é uma das partes mais complexas do sistema esquelético e têm um papel importante na movimentação dos humanos transmitindo força e binário através do contacto com a terra.

A falta de mobilidade deste membro inferior, provoca uma incapacidade elevada aos pacientes, estando por isso cada vez mais a serem feitos estudos com objetivo de otimizar os tratamentos.

O trabalho realizado tem por objetivo a reabilitação de lesões contraídas por um grande número de pacientes que procuram os centros de reabilitação de todo o país. As lesões podem ser de duas naturezas distintas, faturas ou entorses.

2.1.1 Fratura

Uma fratura é uma perda parcial ou completa da integridade do osso, habitualmente acompanhada de lesões nos tecidos circundantes, na Figura 1 é apresentada uma fratura completa do calcânhar [2].



Figura 1 - Fratura do calcânhar [3].

A grande maioria das fraturas é resultado de um traumatismo, podendo estas serem classificadas segundo a ação/violência que as gera como direta, indireta ou muscular [2].

- i. Ação direta – quando o local em que se dá o impacto é o que se lesiona, como acontece quando se é atropelado por um carro.
- ii. Ação indireta – quando a fratura se dá num local diferente do local de impacto, como acontece na fratura da clavícula, por exemplo, quando se cai

para a frente sobre a palma da mão, dá-se uma transmissão de forças que fratura a clavícula.

- iii. Ação muscular – ocorre quando se dá uma contração muito violenta, como na contração do tricípite, por exemplo, onde este é capaz de fraturar o olecrânio [2].

A Figura 2 apresenta um tipo de fratura muito comum, a fratura indireta, neste caso devido à força exercida pelo corpo do jogador sobre o membro inferior que se encontrava preso.



Figura 2 - Fratura indireta da perna [4].

Esta lesão ocorre quando a força exercida contra um osso é maior que a resistência do mesmo. A direção, a velocidade e a potência da força, assim como a idade, a flexibilidade e o tipo de osso determinam o tipo e a gravidade da fratura [2].

As fraturas podem ser completas quando abrangem toda a espessura do osso e incompletas quando alguma das camadas do osso resiste, habitualmente o perióstio, como se sucede com relativa frequência nas crianças. As fraturas também podem ser desencadeadas por uma doença, onde a fratura ocorre num local previamente fragilizado por essa doença, por exemplo, os ossos enfraquecidos pela osteoporose ou pelos tumores podem sofrer fraturas com muita facilidade [2].

2.1.2 Entorse

Uma entorse acontece quando existe uma sobrecarga intensa, estiramento ou rutura de tecidos moles, como capsula articular, ligamento, tendão ou musculo. Este termo com frequência, refere-se especificamente à lesão de ligamentos [2].

Na Figura 3, é possível verificar a posição do tornozelo quando sujeito a uma entorse.



Figura 3 - Entorse da articulação tibio-társica (tornozelo) [5].

Após uma lesão, os ligamentos do tornozelo podem ficar estirados ou rompidos. O tipo de entorse mais comum é causado por uma sobrecarga em inversão e pode resultar em rutura parcial ou completa [2]. Na Figura 4 é feita uma descrição dos ligamentos da articulação da tibio-társica.



Figura 4- Entorse da articulação tibio-társica (tornozelo) descrição dos ligamentos [6].

A fratura da perna e pé e entorses da tibio-társica, passam por uma fase de reabilitação, que consiste em exercícios para retorno á função.

Esta fase consiste na utilização de exercícios resistidos para fortalecimento muscular [2].

2.2 Incidência das Patologias

Sabe-se que em países como os Estados Unidos da América, lesões no tornozelo têm elevada incidência. Cerca de 90% das lesões relacionadas com desporto estão diretamente ligadas à zona do tornozelo, e em média 75% desse valor é provocado por entorses, os restantes 15% são o resultado de fraturas. Na população geral dos EUA, a incidência na população geral é de 187 por 100.000 pessoas-ano [7].

Pesquisas realizadas pela Universidade Cidade de São Paulo em 2014 indicam que o aumento de atletas amadores que praticam desporto interfere proporcionalmente no índice de lesões nos joelhos, pés, pernas, tornozelos e coluna [8].

No gráfico da Figura 5 é possível verificar que 47% das áreas mais afetadas poderão ser posteriormente tratadas com o dispositivo que se pretende construir.

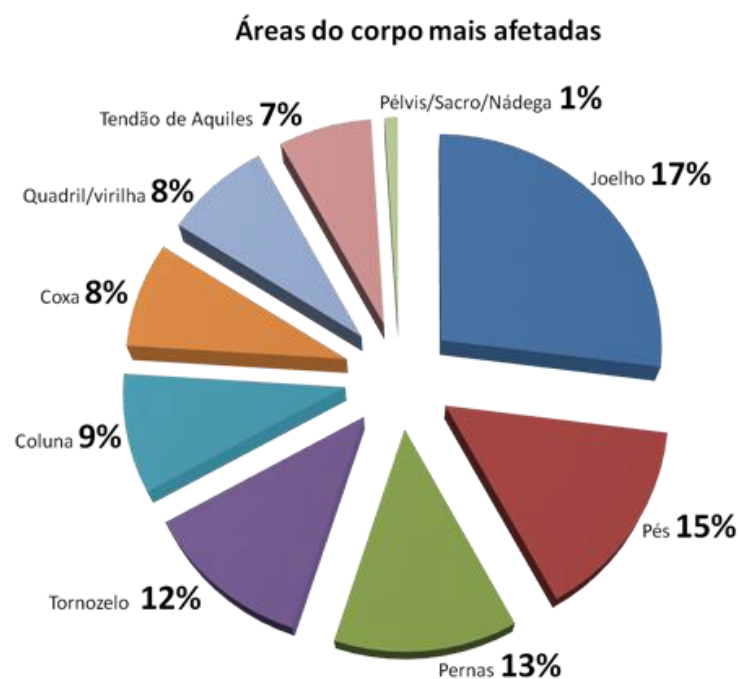


Figura 5 - Gráfico com as áreas do corpo mais afetadas [8].

No gráfico da Figura 6 é possível verificar a incidência dos principais tipos de lesões.

As lesões causadas por entorses e as fraturas chegam as 20%, mas se se examinar as lesões musculares facilmente se percebe que é um tipo de lesão que necessita de

reabilitação, e na maioria dos casos mobilização ativa, aumentando assim a incidência de lesões com possível reabilitação pelo dispositivo para 36% [8].

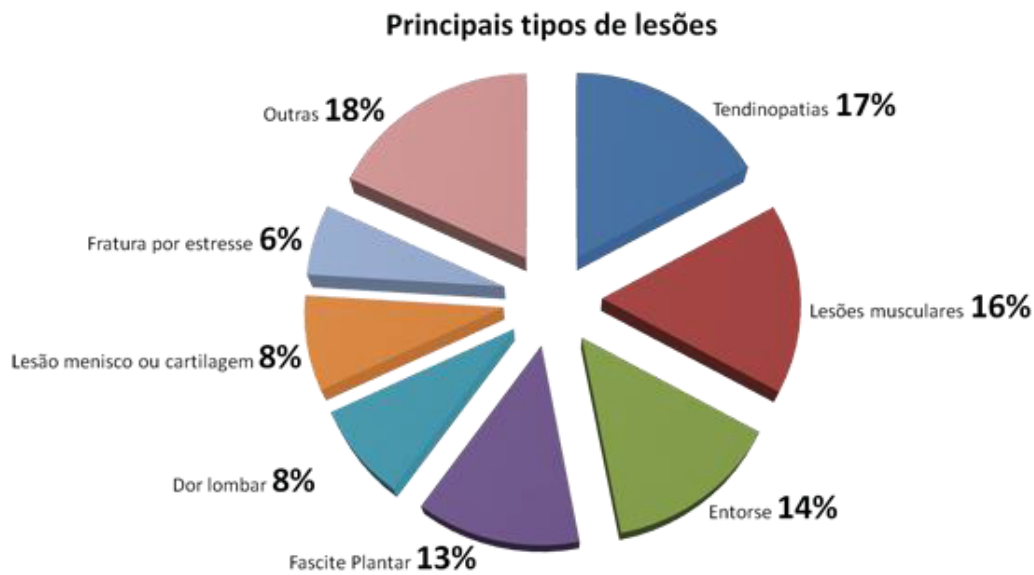


Figura 6 - Principais tipos de lesões [8].

2.3 Exercícios de Terapia

Depois de fraturado o pé ou uma perna, ou até mesmo depois de contrair uma entorse da tibiotársica os pacientes passam por uma fase de reabilitação que se foca em exercícios para retorno da função. Numa grande parte dos casos esses exercícios são exercícios resistidos para o fortalecimento muscular da região da tibio-társica tendo em vista uma possível recuperação de todas as funcionalidades perdidas com a lesão.

Atualmente no tratamento de lesões na tibiotársica são utilizados seis tipos de exercícios de terapia, dorsiflexão, flexãoplantar, inversão, eversão, abdução e adução, cada um com direção e amplitude diferentes. A aplicação específica de cada movimento incide em zonas diferentes do pé, tornando este tipo de tratamento completo [2].

2.3.1 Dorsiflexão

Dorsiflexão é o movimento de aproximação do dorso do pé à parte anterior da perna. A amplitude máxima do movimento é de 20° . Os músculos que atuam neste movimento são o tibial anterior, o extensor longo dos dedos e o fibular terceiro [2].

2.3.2 Flexãoplantar

Flexãoplantar consiste em abaixar o pé procurando alinhá-lo em maior eixo com a perna, elevando o calcanhar do chão. A amplitude máxima desse movimento é de 50° . Esse movimento é realizado principalmente pelos músculos sóleo e gastrocnêmios [2]. Na Figura 7 são apresentados as posições finais dos exercícios dorsiflexão e flexão plantar, bem como a posição neutra que lhes é comum.

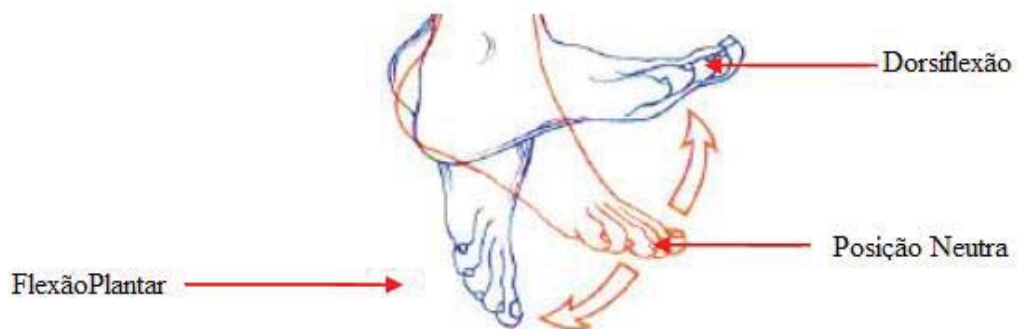


Figura 7 - Movimentos de Flexãoplantar e Dorsiflexão [9].

A posição neutra ou posição de repouso é conseguida quando o eixo do pé faz um ângulo de 90° com o eixo da perna, como representado na Figura 8.

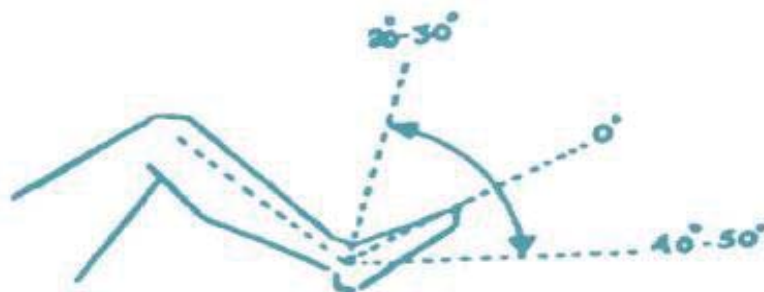


Figura 8 – Representação da posição Neutra [10].

2.3.3 Inversão

Inversão ocorre quando a borda medial do pé dirige-se em direção a parte medial da perna. A amplitude máxima deste movimento é de 20°. Realizado principalmente pelo músculo tibial posterior, e auxiliado pelos músculos gastrocnêmios, sóleo e flexor longo dos dedos [2].

2.3.4 Eversão

Eversão ocorre quando se dirige a borda lateral do pé em direção a parte lateral da perna. A amplitude máxima é de 25°, sendo realizada principalmente pelos músculos fibular curto e longo, auxiliado pelos músculos extensor longo dos dedos e fibular terceiro [2]. Na Figura 9 são apresentados as posições finais dos exercícios eversão e inversão, bem como a posição neutra que lhes é comum.



Figura 9 - Representação da execução dos exercícios: Eversão, Inversão [11].

2.3.5 Abdução e Adução

Abdução é o movimento que ocorre no plano transversal, com os dedos a apontar para fora [2].

A adução consiste no movimento oposto, de apontar os dedos para dentro [2]. Na Figura 10 são apresentados as posições finais dos exercícios eversão e inversão, bem como a posição neutra que lhes é comum.



Figura 10 - Representação da execução dos exercícios: Abdução, Adução [9].

2.3.6 Gama de amplitudes dos exercícios de reabilitação

O movimento executado pelo pé pode ser descrito pelas rotações através de três eixos que são perpendiculares aos planos anatómicos.

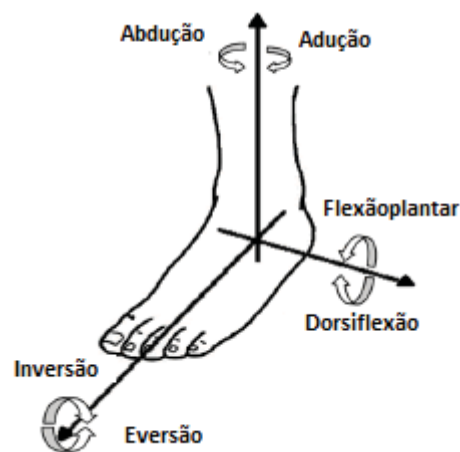


Figura 11 - Descrição dos eixos e ângulos de rotação do pé/tornozelo [12].

A amplitude a que o pé/tornozelo pode estar sujeito em cada movimento, e a denominação desses movimentos encontra-se representado na Tabela 1- Amplitudes típicas dos movimentos do Tornozelo. Tabela 1.

Tabela 1-Amplitudes típicas dos movimentos do Tornozelo [13].

Tipo de exercício	Amplitude máxima possível		
	Gama de Amplitudes	Média	Desvio Padrão
Dorsiflexão	20.3° a 29.8°	24.68°	3.25°
Flexãoplantar	37.6° a 45.8°	40.92°	4.32°
Inversão	14.5° a 22°	16.29°	3.88°
Eversão	10° a 17°	15.87°	4.45°
Abdução	15.4° a 25.9°	29.83°	7.56°
Adução	22° a 36°	22.03°	5.99°

É importante ter em consideração a variação de amplitude entre cada indivíduo, sendo por isso necessário um sistema adaptativo a cada paciente e que limite a amplitude dos movimentos a executar.

2.4 Métodos de Aplicação dos Exercícios de Terapia



Figura 12 - Métodos possíveis para a reabilitação

2.4.1 Mobilização ativa-resistida

A mobilização ativa-resistida é realizada com movimentos de resistência manual, aplicada pelo fisioterapeuta, ou resistência mecânica, sendo o método mais comum a utilização de elásticos thera-bands, ou aplicação de uma força resistiva por parte do terapeuta.

Os efeitos da mobilização ativa-resistida são a manutenção da amplitude de movimento, preservação da consciência dos padrões de movimento, manutenção da elasticidade e contractilidade muscular, melhorar a nutrição da cartilagem, diminuir efeitos da imobilização prolongada e desenvolver coordenação e habilidades motoras para atividades funcionais.

2.4.2 Mobilização Passiva-Assistida

Movimento livre realizado dentro de uma amplitude articular, produzido inteiramente por uma força externa, não existindo contração muscular voluntária. A força externa pode ser a gravidade, um aparelho, uma pessoa ou uma parte do corpo do próprio indivíduo.

Quando um paciente não se acha apto para mover ativamente um segmento ou segmentos do corpo, como, um comatoso, um paralítico ou alguém em repouso total no leito, ou quando há uma reação inflamatória e a amplitude de movimento ativa é dolorosa, a mobilização passiva controlada é usada para diminuir as complicações da imobilização de modo a manter a integridade da articulação ou tecido mole, a minimizar efeitos da formação de contraturas, manter elasticidade mecânica do músculo, promover circulação vascular, manter líquido sinovial para nutrição das cartilagens e difusão de substâncias dentro da articulação, diminuir ou inibir dor, auxiliar o processo de cicatrização após uma lesão ou cirurgia, ajudar a manter a consciência de movimento do paciente, também é utilizado para determinar a elasticidade do músculo e outros tecidos moles, para determinar limitações de movimento e estabilidade articular.

2.5 Meios com os quais se aplicam os exercícios

O fundamento de cada exercício pode ser aplicado de inúmeras formas diferentes, cada uma com as suas características particulares que leva o terapeuta a definir quando utilizar cada uma delas.

2.5.1 Fisioterapeuta

A procura de um fisioterapeuta por parte dos cidadãos acontece quando deixam de se conseguir movimentar, ou realizar tarefas normalmente. Através de exercícios adequados a cada paciente, o fisioterapeuta trabalha os músculos atrofiados que sofreram disfunções.



Figura 13 - Mobilização ativa/resistida executada pelo terapeuta [14].

i. Vantagens

Como principal fator de diferenciação de todos os outros meios que possam existir, o terapeuta diferencia-se pela comunicação, conseguindo avaliar instantaneamente as reações de cada paciente, regulando assim os exercícios à sua capacidade física.

ii. Desvantagens

A execução dos exercícios por parte do terapeuta, apesar de ser o método que como mais vantagens para o paciente, sabe-se que é impossível para o terapeuta aplicar a mesma amplitude durante uma série de repetições. Em grandes centros de reabilitação, o facto de ser o terapeuta a executar o tratamento implica que este não tenha disponibilidade para outras tarefas. Na Figura 14, é possível verificar a execução do exercício de dorsiflexão por parte do terapeuta. Para a medição da amplitude do exercício, como não existe essa capacidade por parte do terapeuta, recorre-se se necessário a um *software* preparado para o efeito.

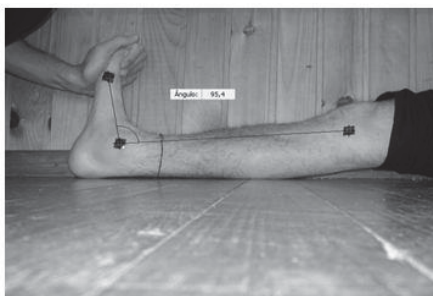


Figura 14 - Representação da execução do exercício de dorsiflexão por parte do terapeuta [15].

2.5.2 Thera-bands

Thera-bands são bandas elásticas utilizadas em treino de fortalecimento muscular, como alternativa a métodos utilizados para exercícios resistidos.

Existem sete cores de thera-band, amarela, vermelha, verde, azul, preta, prata e ouro), onde cada cor representa um nível diferente de resistência.



Figura 15 - *Thera-bands*, vários níveis de resistência [16].

A resistência exercida pelas thera-bands está diretamente relacionada com o alongamento das mesmas. Cada thera-band com uma cor diferente fornece uma quantidade específica de resistência ao mesmo alongamento percentual, independentemente do comprimento inicial de repouso [16]. Na Tabela 2 estão representados os valores da resistência em função do alongamento percentual, para cada cor das thera-bands

Tabela 2 - Representação dos valores da resistência das thera-bands em função do alongamento [16].

Resistência em Kg			
Thera-Band Gama de cores	Aumento de cor procedente em 100% de alongamento	100% Alongado	200% Alongado
Thera-Band Bronze	-	1.1	1.5
Thera-Band Amarelo	25%	1.3	2.0
Thera-Band Vermelho	25%	1.7	2.5
Thera-Band Verde	25%	2.1	3.0
Thera-Band Azul	25%	2.6	3.9
Thera-Band Preta	25%	3.3	4.6
Thera-Band Prata	40%	4.6	6.9
Thera-Band Ouro	40%	6.5	9.5

i. Vantagens

Originalmente utilizadas por fisioterapeutas para exercícios de reabilitação, as bandas elásticas são uma opção atraente como auxílio em exercícios porque são fáceis de ser adquiridas, o custo é acessível, podem ser levadas e utilizadas em qualquer lugar, não dependem da ação da gravidade, uso simples e com uma única *thera-band*, é possível trabalhar todos os grandes grupos musculares do corpo. Outro ponto favorável ao uso da *thera-band* é que os aparelhos de musculação nem sempre têm ajustes apropriados para todas as pessoas que irão utilizá-los, problema que não ocorre quando se usa a *thera-band* como forma de resistência.

Por último, e como referido acima as *thera-bands* têm um custo acessível que varia entre 8 e 18 euros segundo a sua cor, sabe-se também que tem uma vida útil longa, o que permitirá a realização de centenas de exercícios [17].



Figura 16 - Demonstração da aplicação dos *Thera-bands* [18].

ii. Desvantagens

Uma das principais dificuldades encontradas pelos utilizadores refere-se à quantificação da resistência oferecida pelas *thera-band*. Sabe-se, por exemplo, que a *thera-band* amarela oferece uma resistência menor que a ouro, porém a dificuldade encontra-se em definir a proporcionalidade desta diferença, existindo ainda o problema do seu desgaste, que a determinada altura a resistência aplicada pelas *thera-bands* deixa de corresponder à resistência da sua cor.

O controlo dos períodos dos treinos e até mesmo a comparação de exercícios utilizando *thera-band* com os métodos tradicionais (pesos livres ou máquinas de musculação) torna-se difícil, na medida em que não existe uma leitura de dados na que permitam quantificar a força empregada para distender as bandas elásticas de forma simples e eficiente.

2.5.3 Estrutura estabilizadora e de apoio

A estrutura representada na Figura 17, não realiza nenhum movimento por si só, unicamente coloca o pé na altura indicada para que o terapeuta possa executar os movimentos de terapia.



Figura 17 - Estrutura estabilizadora e de apoio [9].

i. Vantagens:

Existe uma melhor fixação do pé, e permite ao terapeuta um maior rigor na amplitude aplicada na execução do exercício.

ii. Desvantagens:

Não executa qualquer movimento automaticamente, o que limita o terapeuta para outras funções.

2.5.4 Artromotor

Atualmente o dispositivo mecatrónico mais utilizado na área da medicina física e de reabilitação que se foca no tratamento de lesões na região da tibiotársica é denominado de artromotor. A sua ergonomia facilita a sua utilização na cama ou sentado, possibilitando executar exercícios como a flexão plantar até 40°, 30 ° de flexão dorsal e 25 ° de eversão e inversão [19]. Na Figura 18 é apresentado um dos modelos existentes no mercado, o *kinetec 5190*, existindo ainda outros modelos disponíveis, tais como o *Optiflex X3 Knee CPM* e o *Optiflex K1 Knee CPM*.



Figura 18 - Kinetec 5190 [20].

i. Vantagens:

Pode ser usado em pelo profissional de saúde no local de trabalho ou em casa pelo paciente. Permite graduar em amplitude o movimento, sendo uma forma segura de mobilização, sem a necessidade de presença constante de um profissional de saúde.

ii. Desvantagens:

O primeiro fator que limita a utilização de um artromotor por parte dos centros de reabilitação é o custo aproximado de 4000€, este fator coloca este tipo de equipamentos com uma grande desvantagem em relação a outras técnicas já descritas [20]. O artromotor apesar de todas as suas funcionalidades apenas permite realizar corretamente movimentos passivos no tornozelo, não existindo, até ao momento no mercado nenhuma série que permita a realização de exercícios de forma ativa.

Um artromotor do conjunto de seis exercícios existentes para o tratamento de lesões na região da tibiotársica têm apenas articulações para quatro desses exercícios, e apenas de forma passiva. Os exercícios de adução e abdução não são de todo possíveis neste dispositivo, o que se torna um entrave para por exemplo a realização de uma seção de terapia continua como todos os exercícios.

Na Figura 19, são apresentados os exercícios que o artromotor *kinetec* 5190 consegue executar e as suas amplitudes máximas.

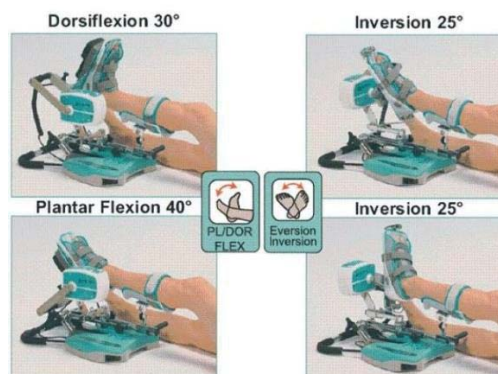


Figura 19 - Movimentos conseguidos com o Artromotor [21].

2.5.5 Outros Dispositivos

i. Dispositivo elástico para resistência do tornozelo

Este dispositivo é um avanço das *thera-bands*, já mencionadas neste documento, apesar do seu princípio de funcionamento e objetivo, serem os mesmos, este dispositivo fornece maior rigor na execução do exercício.

Este dispositivo ao contrário do artromotor, não é automático, o que não permite fazer reabilitação passiva mas sim ativa, funcionalidade que o artromotor não tem disponível.



Figura 20 - Ankle exerciser/muscle [22].

ii. Salto Exerciser 2932 / Ankle Exerciser 2933

Dispositivos projetados especificamente para o exercício dos grupos musculares do tornozelo e da tíbia. Como um princípio de funcionamento semelhante, apenas o componente que permite criar resistência ao movimento do pé se diferencia. Permitem apenas a realização dos exercícios Dorsiflexão e Flexão plantar, possibilitando a graduação manual da resistência a executar [23].



Figura 21 - Hell Exerciser 2932/ Ankle Exerciser 2 [23].

2.6 Estudos e Patentes de Novos Dispositivos

Desde de 1990 que várias universidades e centros de medicina física e reabilitação estudam dispositivos para reabilitação ativa, existindo várias publicações com avanços importantes, e algumas patentes já criadas.

A 17 de julho de 2000 foi criada a patente do “*Ankle rehabilitation system*” com o número EL292377025US, reconhecida pela comissão de patentes e marcas dos Estados Unidos da América, para o dispositivo frequentemente denominado de “Rutgers Ankle”.

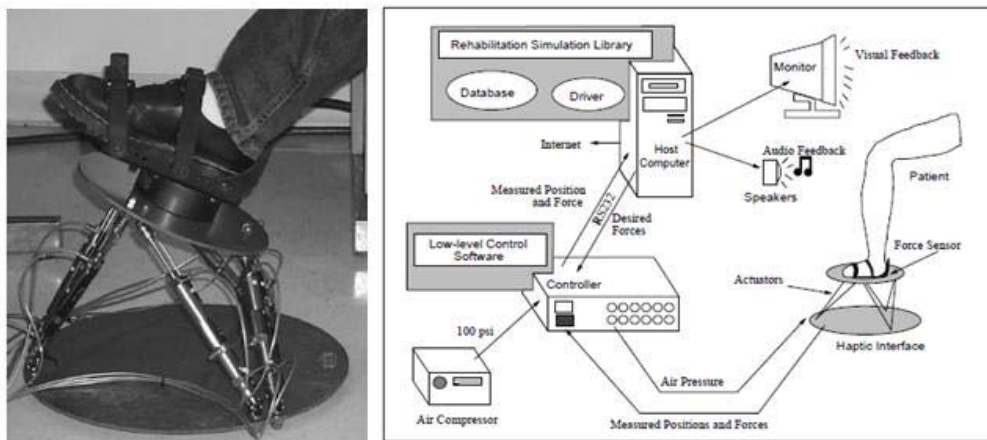


Figura 22 - “Rutgers Ankle” Sistema de reabilitação ortopédico, diagrama de blocos de funcionamento [24].

O projeto mais recente juntou uma equipa norte-americana de investigadores das universidades de Carnegie Mellon, Califórnia do Sul, Harvard, do MIT com uma empresa de biossensores e o Hospital Pediátrico de Boston e resultou num dispositivo robótico que se assemelha a morfologia e a funcionalidade da estrutura biológica músculo-tendão-ligamentos. Dada a sua composição, este dispositivo pode ser vestido pelo paciente.

Na Tabela 3 são apresentados os estudos e patentes existentes a nível mundial, foi feita uma pequena descrição de cada trabalho e apresentada a organização que desenvolveu o estudo, sabe-se que nenhum destes projetos está atualmente a ser comercializado.

Tabela 3- Estudo e patentes já criadas

Designação	Descrição	Organização	Estado	
<i>Ruters Ankle</i> [24]	O dispositivo, baseado numa <i>stewart</i> , e aplicando a tecnologia de um hexápode o <i>ruters ankle</i> foi projetado para executar apenas dois exercícios de reabilitação do tornozelo de forma ativa, a dorsiflexão e a flexão plantar.	<i>University by M. Girone</i> (USA)	Patente criada (2000)	
<i>Robo-Ankle</i> [25]	Equipamento feito de materiais compósitos e plásticos suaves, integra músculos pneumáticos artificiais, pequenos sensores, e um <i>software</i> dedicado. Desenvolvido para doentes com disfunções neuromusculares graves.	<i>Carnegie Mellon University</i> (USA)	Protótipo de demonstração	
<i>A Reconfigure Ankle Exoskeleton Device</i> [26]	A presente invenção refere-se a um mecanismo reconfigurável que se posiciona entre o tornozelo e a superfície de apoio, retornando a força exercida através do <i>exo-skeleton</i> para o tornozelo humano.	<i>Volkan Patolglu</i> (<i>Sabancı university</i>) (USA)	Patente criada (2009).	
<i>Robot for Ankle Rehabilitation</i> [27]	Projeto desenvolvido na Universidade de Auckland no âmbito da tese de mestrado do aluno Yun Ho Tsoi, com objetivo de construção de um dispositivo de reabilitação de lesões na zona do tornozelo.	<i>Universidad e Auckland</i> (<i>Nova Zelândia</i>)	Estudo de Mestrado (2011)	
<i>Robot Paralelo para la Reabilitación de Tobillo</i> [9]	Projeto desenvolvido no âmbito do curso de engenharia mecatrónica, com objetivo desenvolver um dispositivo que execute alguns dos exercícios de terapia do tornozelo.	<i>Cenidet</i> (Espanha)	Estudo de Mestrado (2012)	

CAPÍTULO 3.

Projeto Mecatrónico – Desenvolvimento do Dispositivo

Neste capítulo são apresentadas as principais etapas pelas quais o projeto passou.

São abordados aspetos importantes como as especificações do dispositivo, vantagens que se pretendem atingir. São ainda apresentados estudos e patentes já desenvolvidas para este tipo de reabilitação.

Por projeto mecatrónico entende-se, um conjunto de tarefas mais ou menos complexas, as quais permitem atingir a elaboração de um sistema mecânico, partindo de uma série de requisitos técnicos e chegando ao *design* do produto que se deseja construir.

Projetar consiste tanto em formular um plano para a satisfação de uma necessidade específica, quanto solucionar um problema. Se tal plano resultar na criação de algo tendo realidade física, como por exemplo, uma máquina, então o produto deverá ser funcional, seguro, confiável, competitivo, de fácil utilização e com possibilidade de introdução do mercado alvo.

3.1 Desenvolvimento do Dispositivo

O desenvolvimento do dispositivo encontra-se dividido em seis etapas, como apresentado na Figura 23.



Figura 23- Processo de desenvolvimento do projeto mecatrónico

CAPÍTULO 6.

Análise Detalhada e Conclusões

Projeto para o Fabrico e Produto Final

O presente projeto de dissertação mostrou-se um desafio por consistir no desenvolvimento de um produto novo, inovador e com objetivo de colmatar uma falha na medicina física e de reabilitação. Sendo a sua área de aplicação a saúde, o dispositivo tinha de responder a especificações bastante restritas por parte dos profissionais dessa área. O principal desafio e foco de todo o trabalho, foi o desenvolvimento da estrutura e articulação onde se colocará o pé.

O início do projeto consistiu na identificação de forma clara do problema, ouvindo os profissionais que todos os dias aplicam os métodos hoje existentes, partindo posteriormente para uma pesquisa de equipamentos com o mesmo propósito, onde se encontravam abrangidas as vantagens e os pontos menos satisfatórios.

O do dispositivo passou por várias fases de melhoramento até à solução final, sendo frequentemente necessária uma análise do ponto de vista de fabrico e custos associados.

A utilização de um *Software* de modelação tridimensional tornou-se uma ferramenta muito importante por permitir observar a interação entre os diferentes componentes que constituem o dispositivo. Deste modo garante-se que as folgas e os contactos entre componentes estejam corretos, minimizando a possibilidade de incoerências no momento da montagem. Para além disso possibilitou a criação de simulações em formato vídeo, que permitia um melhor esclarecimento por parte dos técnicos de produção do funcionamento do dispositivo de terapia.

O principal desafio na construção do dispositivo, foi garantir a segurança para o utilizador, não podendo em nenhuma hipótese acontecer um desvio da e amplitude maior que o permitido, para isso optou-se pela utilização em todos os casos de batentes mecânicos.

Em suma, apesar das diversas dificuldades, e de o dispositivo ainda não estar completamente concluído, obteve-se um dispositivo que corresponde às expectativas iniciais, sendo possível afirmar que o trabalho desenvolvido cumpriu os objetivos.

As oportunidades de melhoria do presente trabalho passam pela integração de um sistema eletrónico mais compacto e fiável. Outro aspeto que necessita de um trabalho profundo é o interface gráfico com o utilizador, que nesta fase está muito atrasado comparativamente com o resto do projeto. Em conclusão, será também possível aplicar as funcionalidades deste dispositivo a outras zonas anatómicas, nomeadamente o pulso, para isso, será apenas necessário a criação de um novo fixador para esse membro e uma adequada programação.

Bibliografia

- M. Massada, A. Pereira, R. Aido, R. Sousa e L. Massada, “Entorse do Tornozelo da Lesão Aguda à Instabilidade Crónica,” Dezembro 2010. [Online]. Available: http://revdesportiva.pt/files/5Setembro2010/Entorses_do_tornozelo.pdf. [Acedido em Dezembro 2013].
- C. Lynn, Exercícios Terapêuticos, Luarga Serviços Gráficos Ltda, ISBN 85-204-1574-1, 2005.
- D. S. Maffi, “Clinica e Cirurgia do Pé e Tornozelo,” [Online]. Available: http://www.clinicaecirurgiadope.com.br/artigo/Fraturas_do_Calc%C3%A2neo. [Acedido em Janeiro 2014].
- “FoxSport,” [Online]. Available: www.foxsports.com. [Acedido em Setembro 2013].
- “Precision Footcare,” [Online]. Available: precision-footcare.com. [Acedido em Outubro 2013].
- “Academiadefutebol.pt,” [Online]. Available: www.academiadefutebol.pt. [Acedido em Setembro 2013].
- M. & ACOEM, “Guidelines,” [Online]. Available: <https://www.mdguidelines.com/easyaccess/fracture-ankle/definition>. [Acedido em Dezembro 2013].
- A. Carvalho, “Artigo Saúde: Lesões que Afetam os Corredores,” [Online]. Available: <http://pilatesalessandrocarvalho.blogspot.pt/2012/11/artigo-saude-lesoes-que-afetam-os.html>. [Acedido em Outubro 2013].
- J. I. Godoy, “Robot Paralelo para la Rehabilitation de tobillo,” México, 2012.

Bibliografia

I. n. p. a. reabilitação, “Tabela nacional de incapacidade,” [Online]. Available:
10] http://www.inr.pt/bibliopac/diplomas/dl_341_93.htm. [Acedido em Novembro
2013].

“Morphepedics,” [Online]. Available: www.t-nation.com. [Acedido em
11] Novembro 2013].

W. ALCO CER, L. VELA, A. BLANCO, J. GONZALEZ e M. OLIVER,
12] “MAJOR TRENDS IN THE DEVELOPMENT OF ANKLE REHABILITATION
DEVICES,” [Online]. Available: [http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S0012-
73532012000600006&script=sci_arttext](http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S0012-73532012000600006&script=sci_arttext). [Acedido em Dezembro 2013].

Y. H. Tsoi, “Modelling and Adaptive Interaction Control of a Parallel Robot
13] for Ankle Rehabilitation,” Abril 2011. [Online]. Available:
<https://researchspace.auckland.ac.nz/handle/2292/6756>. [Acedido em Janeiro
2014].

“solofisio,” [Online]. Available: www.solofisio.com. [Acedido em Outubro
14] 2013].

“efdeportes,” [Online]. Available: www.efdeportes.com. [Acedido em
15] Novembro 2013].

T. H. Corporation, “THERABAND,” [Online]. Available: [http://www.thera-
band.com/](http://www.thera-
16] band.com/). [Acedido em Novembro 2013].

ORTOMED, “Ortomed,” [Online]. Available: [http://www.ortomed.pt/loja/c-
48-fisioterapia--reabilita--o/c-143-reabilita--o/p-309-banda-elastica-theraband](http://www.ortomed.pt/loja/c-
17] 48-fisioterapia--reabilita--o/c-143-reabilita--o/p-309-banda-elastica-theraband).
[Acedido em Janeiro 2014].

“fisioterapiajoaomaia,” [Online]. Available: fisioterapiajoaomaia.blogspot.pt.
18] [Acedido em Novembro 2013].

Kinetec, “CoachKin,” [Online]. Available:
19] <https://www.coachkin.fr/produits.php>. [Acedido em Setembro 2013].

H. P. f. You, “HPFY STORES,” [Online]. Available:
20] <http://healthproductsforyou.com/p-24626-kinetec-breva-ankle-cpm-machine.html>.
[Acedido em Janeiro 2014].

Neotech. [Online]. Available: <http://neotech.ro/4621006502-kinetec-breva-ankle-cpm/208.htm>. [Acedido em Dezembro 2013].

Alibaba. [Online]. Available: <http://www.alibaba.com/products-directory/recommended-tongkat-untuk-orang-butuh.html>. [Acedido em Dezembro 2013].

I. M. Instruments. [Online]. Available:
23] http://www.indiamedico.com/physiotherapy equipments/leg_knee_foot_exercises.php. [Acedido em Outubro 2014].

J. R. Jungwon Yoon, “Control of the rutgers ankle,” [Online]. [Acedido em
24] Setembro 2013].

NewScientist, “Robo-ankle uses artificial muscles to get you walking,” 2014.
25]

T. SABANCI UNIVERSITY, “Reconfigurable ankle exoskeleton device”. 24
26] Junho 2010.

Y. H. Tsoi, “Modelling and Adaptive Interaction Control of a Parallel Robot
27] for Ankle Rehabilitation,” Abril 2011. [Online]. Available:
<https://researchspace.auckland.ac.nz/handle/2292/6756>. [Acedido em Março 2014].

Parker, “Tecnologia Pneumática Industrial,” [Online]. Available:
28] http://www.parker.com/literature/Brazil/apostila_M1001_1_BR.pdf. [Acedido em Abril 2014].

C. F. d. E. T. d. B. U. d. e. d. S. Amaro, “CEFET-BA,” [Online]. Available:
29] <http://www.ebah.pt/content/ABAAAFJsEAG/hidraulica>. [Acedido em Abril 2014].

Bibliografia

Wikipédia, “Servomotor,” [Online]. Available:
30] <http://pt.wikipedia.org/wiki/Servomotor>. [Acedido em Setembro 2014].

L. Shenzhen Youkong Electromechanical CO, “Automation-Drive,” 2009.
31] [Online]. Available: <http://www.automation-drive.com/servo-motors>. [Acedido em Novembro 2014].

Symétrie. [Online]. Available: <http://www.hexapod.fr/>. [Acedido em Outubro
32] 2014].

H. Solutions, “Carretos Módulo,” [Online]. Available:
33] http://www.harkersolutions.com/wp-content/uploads/2012/10/Carretos_de_transmissao-catalogo_geral.pdf. [Acedido em Agosto 2014].

J. C. L. Lopes e L. Galdino, “Dimenisonamento do sistema cremaheira-pinhão
34] de dentes retos,” 20 Dezembro 2013. [Online]. Available:
http://www.fics.edu.br/index.php/augusto_guzzo/article/view/193/pdf_9. [Acedido em Julho 2014].

SKF, “Catalogo Online,” [Online]. Available: www.skf.com. [Acedido em
35] Agosto 2014].

Whurt, “Catalogo Online Whurt,” [Online]. Available: www.wurth.pt.
36] [Acedido em Setembro 2014].

i. i. tekel, “is,” [Online]. Available: www.italsensor.com. [Acedido em
37] Setembro 2014].

“Festo,” [Online]. [Acedido em Agosto 2014].
38]

P. Bertrand, D. Bouteille, R. Collot, J.-C. Garnier e J.-F. Hénau, Les
39] automatismes electropneumatiques et pneumatiques, Editions de L'Usine nouvelle,
1985, 1985.

Camozzi, “Catálogo General,” 2013-2014. [Online]. Available:
40] <http://pdf.directindustry.it/pdf/camozzi/catalogo-camozzi-cilindri-rotanti/5625-112372.html>. [Acedido em Junho 2014].

IGUS, “Mesas SLW 1040,” [Online]. Available:
41] http://www.igus.pt/wpck/9422/Spindelunterstuetzung_SLW. [Acedido em Agosto 2014].

RS, “RS-Online,” [Online]. [Acedido em Setembro 2014].
42]

Hospital do mar , “Hrmar,” [Online]. Available: www.hrmar.pt. [Acedido em
43] Junho 2013].

Sporting Clube de Portugal, “SCP,” [Online]. Available: www.scp.pt.
44] [Acedido em Junho 2013].

Passaporte para o Empreendedorismo, “IAPMEI,” [Online]. Available:
45] www.iapmei.pt. [Acedido em Abril 2013].

Hospital Narciso Ferreira , “hnf,” [Online]. Available: www.hnf.pt. [Acedido
46] em Junho 2013].

Desportivo de Ronfe, [Online]. Available:
47] www.facebook.com/DesportivoDeRonfe. [Acedido em Junho 2013].

Clinica e cirurgia do pé e tornozelo, [Online]. Available:
48] <http://clinicaecirurgiadope.com.br>. [Acedido em Julho 2013].

“Salud es Fisioterapia,” [Online]. Available: saludsfisioterapia.blogspot.pt.
49] [Acedido em Setembro 2013].

T. L. d. Costa, “Desenvolvimento de um colchão inteligente, com modulação
50] local da pressão por células de ar a baixa pressão,” Guimarães, 2013.

Profoc, “Trasnformação do movimento circular em moviemento de translação

Bibliografia

51] retilíneo contínuo,” [Online]. Available: http://elearning.iefp.pt/pluginfile.php/47218/mod_resource/content/0/CD-rom/Estudo/Mecanica/D_-_Transmiss_o_de_Movimento/frame_12.htm. [Acedido em Junho 2014].

Parker. [Online]. Available: http://www.parker.com/literature/Brazil/apostila_M1001_1_BR.pdf. [Acedido em Agosto 2014].

“Met Medical,” [Online]. Available: <http://www.metmedicalcpm.com/cpmDevices.html>. [Acedido em Dezembro 2013].

Igus, [Online]. Available: <http://www.igus.pt/>. [Acedido em Abril 2014].

54]

Anexos

Anexo A – Ficha Técnica do Dispositivo

Anexo B – Desenhos Técnicos

Anexo C – Rolamentos, Cálculo do tempo de vida

Anexo D – Desenhos para determinação do curso máximo das mesas lineares no nível 1 do dispositivo.

Anexo E – Controlador utilizado

Anexo F – *Datasheet* dos motores

Anexo G – *Datasheet* Controlador e *drives*

Anexo H – Placa desenvolvida para os *easy drives* e para os sensores

Anexo I – Relatório de Pesquisa do pedido provisório de patente N°107250

Anexo J – Inquérito Realizado