

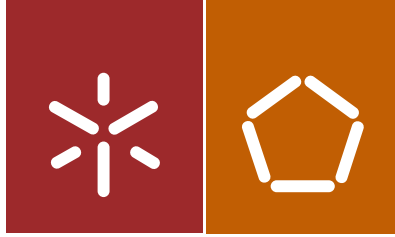


Conceção, projeto e desenvolvimento de um
dispositivo tipo “cycling” para reabilitação
de membros inferiores e superiores

António Ricardo Mendes Pereira

Universidade do Minho
Escola de Engenharia





Universidade do Minho
Escola de Engenharia

António Ricardo Mendes Pereira

Conceção, projeto e desenvolvimento de um
dispositivo tipo “cycling” para reabilitação
de membros inferiores e superiores

Dissertação de Mestrado
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao
Grau de Mestre em Engenharia Mecânica

Trabalho efetuado sob a orientação do
Professor Doutor Eurico Augusto R. Seabra
Professora Cristina Peixoto Santos

DECLARAÇÃO

Nome: António Ricardo Mendes Pereira

Correio eletrónico: a58836@alunos.uminho.pt

Tel./Tlm.: 919081753

Número do Cartão de Cidadão: 13908193

Título da dissertação: Conceção, projeto e desenvolvimento de um dispositivo tipo “*cycling*” para reabilitação de membros inferiores e superiores

Ano de conclusão: 2014

Orientadores: Professor Doutor Eurico Seabra

Professora Cristina Santos

Designação do Mestrado

Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de Mestre em Engenharia Mecânica

Área de Especialização: Energia e Ambiente

Escola: Escola de Engenharia

Departamento: Departamento de Engenharia Mecânica

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA DISSERTAÇÃO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.

Guimarães, ___/ ___/ _____

Assinatura: _____

Agradecimentos

Quero aqui deixar um sincero agradecimento a todos os que contribuíram para a realização deste projeto de dissertação, principalmente pela compreensão, motivação e encorajamento que me transmitiram.

Ao meu orientador, Professor Doutor Eurico Seabra pela disponibilidade e orientação;

À minha família, que é o meu suporte e permitiu que tudo isto fosse possível;

Aos meus amigos, pelo encorajamento e companheirismo;

A todos os que não mencionei, mas que intervieram direta ou indiretamente na realização deste projeto.

A todos o meu sincero OBRIGADO.

Resumo

A reabilitação é um processo global e dinâmico orientado para a recuperação física e psicológica de pessoas portadoras de deficiência, tendo em vista a sua reintegração social.

No âmbito do trabalho desta dissertação pretende-se projetar e desenvolver um dispositivo para a reabilitação de membros superiores e inferiores que agrupe as melhores características funcionais dos dispositivos tipo *cycling* existentes no mercado. O equipamento desenvolvido além de agrupar as melhores características funcionais dos dispositivos tipo *cycling* já existentes no mercado pretende também incorporar novas funções, tais como: a medição de espasmos; possibilidade de execução de programas pré-programados para recuperações de acordo com patologias diferentes e pretende de igual modo melhorar o bio feedback de maneira a criar um incentivo para quem está a realizar os exercícios. Além do descrito anteriormente, ambiciona-se explorar de igual modo os sistemas de *cycling* motorizados (ativos).

Todo o projeto foi realizado com a preocupação de criar um equipamento de utilização simples e prática, e ao mesmo tempo de interesse económico.

Palavras-chave: Reabilitação; *Cycling*; Incapacidade física.

Abstract

Rehabilitation is a global and dynamic process focused to physical and psychological recovery of people with disabilities, in order to achieve their social reintegration.

In this project of dissertation is intended to develop a device for rehabilitation of upper and lower limbs that combine the best characteristics of the devices type cycling presents in the market. Besides that the new device should be capable of integrate new functions, like: measuring spasms, possibility of running pre-programmed programs for recoveries under different conditions and also intends to improve the bio feedback, in order to stimulate and incentive those who are performing the exercises. In addition to this, this project also aims to explore the active cycling systems.

The entire project was performed with the ambition of creating a device simple and practical to use, and at the same time of economic interest.

Keyword: Rehabilitation; Cycling; Physical disabilities.

Índice

Agradecimentos.....	i
Resumo.....	iii
Abstract.....	v
Índice.....	vii
Índice de Figuras	xi
Índice de Tabelas	xvii
Glossário de Símbolos e Abreviaturas.....	xix
1.Introdução.....	1
1.1. Objetivos	2
1.2. Motivação.....	2
1.3. Estrutura da Dissertação.....	2
2.Estado da Arte.....	5
2.1. Equipamentos Existentes	5
2.1.1. Thera-Trainer.....	6
2.1.1.1. Módulo de Reabilitação de Membros Superiores	7
2.1.1.2. Módulo de Reabilitação de Membros Inferiores.....	9
2.1.1.3. Base de Suporte	10
2.1.1.4. Unidade de Controlo e Exibição.....	11
2.1.2. MOTOMed.....	11
2.1.2.1. MOTOMed Viva.....	12
2.1.2.2. MOTOMed Stativ.....	13
2.1.2.3. MOTOMed Duplex.....	14
2.1.2.4. MOTOMed Viva2 Parkinson.....	15
2.1.2.5. MOTOMed Including FES (Functional Electrical Stimulation)	15
2.1.2.6. MOTOMed Letto	15
2.1.2.7. Acessórios MOTOMed.....	16
2.1.3. Tzora.....	18

2.1.3.1.	Active Passive Trainer APT1	18
2.1.3.2.	Digital Active Passive Trainer APT5.....	19
2.1.3.3.	I-Motion	19
2.2.	Elementos de Resistência Mecânica	20
2.2.1.	Rodas de Atrito.....	21
2.2.2.	Freio de Cinta.....	23
2.2.3.	Molas de tração.....	24
2.2.4.	Motor de Corrente Contínua.....	25
2.3.	Dados Antropométricos.....	27
3.	Desenvolvimento Conceptual	29
3.1.	Requisitos/Objetivos.....	29
3.2.	Funções	30
3.3.	Especificações.....	33
3.4.	Soluções Propostas	34
3.4.1.	Ajuste do Raio de pedal/manípulo	34
3.4.2.	Base de Suporte e Ajuste de Inclinação.....	37
3.4.3.	Ajuste de Horizontalidade do Módulo Superior.....	39
3.4.4.	Ajuste de altura	41
3.4.5.	Base Extensível.....	43
3.4.6.	Acessório para aplicação a Camas Hospitalares	44
3.4.7.	Acessório para Aplicação do Módulo Superior	46
3.4.8.	Ajuste da largura do pedal	48
3.4.9.	Variação da Resistência Mecânica.....	50
3.4.10.	Elemento de ligação do Módulo Superior ao Módulo Inferior.....	52
3.4.11.	Alteração e fixação do manípulo.....	53
3.5.	Equipamentos desenvolvidos	54
3.5.1.	Equipamentos de reabilitação de membros inferiores.....	55
3.5.2.	Equipamentos de reabilitação de membros superiores	55
3.5.3.	Equipamentos de reabilitação de membros inferiores e superiores	56
4.	Projeto de Detalhe	59
4.1.	Sistema de Transmissão.....	59
4.2.	Veio de transmissão.....	62

4.3.	Base de apoio do módulo superior	66
4.4.	Elemento de suporte do manipulô.....	68
4.5.	Elemento de suporte do pedal.....	70
4.6.	Pedal.....	72
4.7.	Barra de ajuste de altura.....	73
4.8.	Ajuste de Inclinação.....	75
4.9.	Largura do pedal	79
4.10.	Componentes “off the shelf”	81
4.11.	Centro de Massa.....	82
5.	Descrição.....	83
5.1.	Instruções de Utilização	87
5.1.1.	Ajuste do Raio Pedal/Manipulo	87
5.1.2.	Ajuste de altura	87
5.1.3.	Ajuste de Inclinação.....	88
5.1.4.	Ajuste da distância horizontal do módulo superior	88
5.1.5.	Aplicação do módulo superior a mesas	89
5.1.6.	Aplicação do módulo superior para apoio a acamados	90
6.	Conclusão	91
	Referências.....	95
	Anexos.....	97
	Anexo A – Tabela de Comparação.....	98
	Anexo B – Mapa Morfológico.....	101
	Anexo C – Dimensões da cadeira de rodas.....	104
	Anexo D – Figuras de apoio aos Dados Antropométricos.....	106
	Anexo E – Dados sobre o peso da população	108
	Anexo F – Extrato Catálogo Optibelt.....	110
	Anexo G – Determinação dos coeficientes	117
	Anexo H – Desenhos Técnicos	119

Índice de Figuras

Figura 1: a) <i>Thera-Trainer Tigo 502</i> ; b) <i>Thera-Trainer Tigo 510</i> . (Adaptado de [4]).....	6
Figura 2 - <i>Thera-Trainer Veho 512</i> . (Adaptado de [4])	6
Figura 3 - Módulo de Reabilitação de Membros Superiores. (Adaptado de [5]).....	7
Figura 4: a) Variação de altura; b) Variação de inclinação; c) Variação da distância horizontal (direita). (Adaptado de [5]).....	7
Figura 5: a) <i>Thera-Trainer Tigo 528</i> ; b) <i>Thera-Trainer Tigo 502</i> . (adaptado de [4])	9
Figura 6: a) Pedaleira com velcro; b) pedaleira com almofada. (Adaptado de [5])	9
Figura 7 - Sistema de fixação de pernas. (Adaptado de [5]).....	10
Figura 8: a) Base plana; b) Base com rodas. (Adaptado de [5]).....	10
Figura 9: a) <i>MotoMed viva1</i> ; b) <i>MotoMed viva2</i> ; c) <i>MOTOmed gracile</i> ; d) <i>MOTOmed Letto</i> . (Adaptado de [6])	12
Figura 10: a) <i>MotoMed Viva1</i> ; b) <i>MOTOmed Viva2</i> . (Adaptado de [6])	12
Figura 11: a) Módulo de Reabilitação de Membros Superiores para <i>MotoMed Viva1</i> ; b) para <i>MOTOmed Viva2</i> . (Adaptado de [6]).....	13
Figura 12 - Movimento de rotação e ajuste horizontal. (Adaptado de [6])	13
Figura 13: a) <i>MotoMed Stativ1</i> ; b) <i>MOTOmed Stativ2</i> . (Adaptado de [6])	14
Figura 14 - <i>MotoMed Duplex</i> . (Adaptado de [7]).....	14
Figura 15 - <i>MotoMed including FES</i> . (Adaptado de [8])	15
Figura 16: a) <i>MotoMed Letto1</i> ; b) <i>MOTOmed Letto2</i> . (Adaptado de [6])	16
Figura 17: a) <i>Active Passive Trainer APT1</i> para membros superiores; b) para membros inferiores. (Adaptado de [9])	18

Figura 18 - <i>Stand Hi-Lo</i> . (Adaptado de [9]).....	19
Figura 19: a) Unidade de Controlo APT1; b) Unidade de Controlo APT5. (Adaptado de [9])....	19
Figura 20: <i>I-motion</i> com cadeira a); com cadeira de rodas b). (Adaptado de [9])	20
Figura 21 - Esquema de Forças.....	20
Figura 22 - Esquema de forças nas rodas de atrito	21
Figura 23 - Freio de Cinta.....	23
Figura 24 - Mola de Tração. (Adaptado de [18]).....	24
Figura 25: a) Seção A; b) seção B. (Adaptado de [19]).....	25
Figura 26 - Vista esquemática de uma máquina de corrente contínua de 2 polos. (Adaptado de [21])	26
Figura 27 - Fases de desenvolvimento do projeto.....	29
Figura 28 - Árvore de objetivos	30
Figura 29 - Diagrama de funções.....	31
Figura 30 – Solução 1.....	34
Figura 31: a) Solução 2; b) Solução 3.	35
Figura 32 – Solução 4.....	35
Figura 33 - Régua graduada	36
Figura 34 – Solução 5.....	37
Figura 35 – Solução 6.....	38
Figura 36 – Solução 7.....	38
Figura 37 – Solução 8.....	39

Figura 38 - Solução 9.....	40
Figura 39: a) Perfil quadrangular; b) Tubo; c) Perfil de aperto duplo.....	42
Figura 40 - Base extensível com a) formato quadrado; b) formato triangular.....	43
Figura 41 – Solução 14	43
Figura 42: a) Solução 15; b) Solução 15 utilização.	45
Figura 43 – Solução 16 em extensão mínima e máxima.	45
Figura 44 - Solução 16 em utilização.....	45
Figura 45 – Solução 17.	47
Figura 46 – Solução 18	47
Figura 47 – Solução 19.	49
Figura 48 – Solução 20.	49
Figura 49 - Solução 21.....	50
Figura 50 - Solução 22.....	51
Figura 51 – Solução 24	52
Figura 52 – Solução 25	53
Figura 53 - Sistema de aperto: a) posição de aperto; b) posição de alívio.	54
Figura 54 - Variação de largura: a) posição mínima; b) posição máxima.....	54
Figura 55: a) Modelo Inferior particular; b) Modelo Inferior; c) Modelo inferior com variação de largura do pedal.....	55
Figura 56: a) Módulo superior uso particular; b) Módulo superior uso em instituições.	56
Figura 57: a) Modelo completo uso particular; b) Modelo completo uso em instituições.....	56

Figura 58 - Caixa redutora PLG 75.	60
Figura 59 - Perfil de correia tipo PK. (Adaptado de [29])	60
Figura 60 - Sistema de transmissão	63
Figura 61 - Diagrama de corpo livre do veio	63
Figura 62 - Diagrama de esforços transversos	64
Figura 63: a) Diagrama de momentos fletores; b) Diagrama de momentos torsores.	64
Figura 64: a) Base de apoio do módulo superior; b) Base de apoio em situação crítica.	66
Figura 65 - Cargas e restrições aplicadas na base de apoio.	67
Figura 66 – Resultados obtidos da simulação para um peso do módulo superior de 15 Kg. ..	67
Figura 67 - Elemento de suporte do manipulô.	68
Figura 68 - Cargas e restrições aplicadas no componente de suporte do manipulô.....	68
Figura 69 - Resultados obtidos da simulação de deformação para uma força de 65 N.....	69
Figura 70 - Resultados obtidos da simulação de tensões para uma força de 65 N.	69
Figura 71 – Situação de estudo.....	70
Figura 72 - Cargas e restrições aplicadas no componente de suporte do pedal.....	71
Figura 73 - Resultados obtidos da simulação para uma força aplicada no rolamento de 279 N.	72
Figura 74 - Cargas e restrições aplicadas no pedal.	72
Figura 75 - Resultados obtidos da simulação para uma força aplicada no pedal de 279 N.....	73
Figura 76 - Situação crítica de funcionamento em altura máxima.....	74
Figura 77 - Cargas e restrições aplicadas na barra de ajuste de altura.	74

Figura 78 - Resultados obtidos da simulação realizada à barra de ajuste de altura.	75
Figura 79: a) Posição de ajuste 1; b) posição de ajuste 2; c) posição de ajuste 3.	76
Figura 80 - Cargas e restrições aplicadas no elemento de ajuste de inclinação.	76
Figura 81 - Resultados da simulação para posição de ajuste 1.	77
Figura 82 - Resultados da simulação para posição de ajuste 2.	77
Figura 83 - Resultados da simulação para posição de ajuste 3.	77
Figura 84 – Resultado da simulação de tensões no tubo em “C” com diâmetro de seção de 10 mm.	78
Figura 85 – Resultado da simulação de tensões no tubo em “C” com diâmetro de seção de 12 mm.	79
Figura 86 – Cargas e restrições aplicadas sobre o conjunto de variação de largura do pedal.	79
Figura 87 - Resultado da simulação de deformações e tensões no elemento de suporte da variação de largura do pedal.	80
Figura 88 – Centro de massa.	82
Figura 89 - Vista explodida do equipamento.	83
Figura 90 – Vista explodida 1.	84
Figura 91 - Vista explodida 2.	85
Figura 92 - Vista explodida 3.	86
Figura 93 – Sequência para o ajuste do raio do pedal ou manípulo.	87
Figura 94 - Sequência para o ajuste da altura do módulo de reabilitação dos membros superiores.	88
Figura 95 - Sequência para o ajuste de inclinação.	88

Figura 96 - Sequência para o ajuste da distância horizontal do módulo de reabilitação dos membros superiores a) ajuste contínuo; b) ajuste descontínuo.....	89
Figura 97 – Sequência de montagem do módulo de reabilitação de membros superiores em mesas.....	90
Figura 98 - Sequência de montagem e aplicação do módulo de reabilitação para apoio a acamados.....	90

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Manipulos de diferentes utilidades. (Adaptado de [5])	8
Tabela 2 - Unidade de controlo e exibição. (Adaptado de [5])	11
Tabela 3 - Acessórios <i>MOTOMed</i> . (Adaptado de [6])	16
Tabela 4 - Dados Antropométricos. (Adaptado de [24])	27
Tabela 5 - Percentagem da massa corporal dos segmentos. (Adaptado de [25]).....	28
Tabela 6 - Importância Relativa das Funções	32
Tabela 7 – Ordenação de funções por importância relativa	32
Tabela 8 - Análise de valor das soluções para o ajuste do raio	36
Tabela 9 - Análise de valor das soluções de ajuste de inclinação	39
Tabela 10 - Análise de valor das soluções de ajuste da horizontalidade do módulo superior...	40
Tabela 11 - Ajuste de Altura	41
Tabela 12 - Análise de valor das soluções de ajuste de altura	42
Tabela 13 - Análise de valor das soluções para base extensível	44
Tabela 14 - Análise de valor das soluções para aplicação a camas hospitalares.	46
Tabela 15 - Análise de valor das soluções para aplicação do módulo superior	48
Tabela 16 - Análise de valor das soluções de ajuste de largura do pedal	50
Tabela 17 - Análise de valor das soluções de variação de resistência mecânica.....	52
Tabela 18 - Análise de valor das soluções para conjugação dos módulos.	53
Tabela 19 - Dados técnicos motor. (adaptado de [28]).....	59

Tabela 20 - Componentes off the shelf.	81
Tabela 21 – Lista de componentes da vista explodida 1.....	84
Tabela 22 - Lista de componentes vista explodida 2.....	85
Tabela 23 - Lista de componentes vista explodida 3.....	86

Glossário de Símbolos e Abreviaturas

Símbolo	Unidade S.I	Equação	Descrição
N	N	1	Força de Reação Normal
F_a	N	1;3	Força de Atrito
F_c	N	4	Força de Contacto
F	N	2;3;4;7;17;18	Força Aplicada
μ	-	1;4	Coeficiente de Atrito
μ_{est}	-		Coeficiente de Atrito Estático
μ_d	-		Coeficiente de Atrito Dinâmico
$\omega_a; \omega_b$	rad/s		Velocidade Angular
T	N.m	2;3;4;5;9	Binário
r	m	2;3;4	Raio
D	m	5	Diâmetro
F_1	N	5	Força 1
F_2	N	5	Força 2
τ_i	Pa	6	Pré-tensão Inicial da Mola
C	-	6	Índice de Mola
σ_{ut}	Pa	6	Tensão de Rotura
σ	Pa	7	Tensão Normal
K_t	-	7	Fator de Concentração de Tensões
D	m	7;8	Diâmetro da mola
d	m	7;8	Diâmetro da espira da mola

K_w	-	8	Fator de correção de Wahl
τ	Pa	8	Tensão de corte
k_m	-	9	Constante de binário do motor
I_R	A	9	Intensidade de corrente no rotor
P_P	W	10;15	Potência de projeto
P_N	W	10;15	Potência nominal
f_s	-	10;15	Fator de serviço
i	-	11;12	Relação de transmissão
d_1	m	11;12;13;16	Diâmetro da polia motora
d_2	m	11;12;13;16	Diâmetro da polia movida
n_1	rpm	11	Velocidade de rotação da polia motora
n_2	rpm	11	Velocidade de rotação da polia movida
L	mm	13;14	Comprimento primitivo da correia
C	mm	13;14	Distância entre eixos
C_e	mm	14;16	Distância entre eixos efetiva
L_N	mm	14	Comprimento de correia normalizado
Z	-	15	Número de estrias
$c_1; c_2$	-	15	Fator de correção
R_A	N	17	Reação em A
R_B	N	17	Reação em B
M_f	N.m	18;19;20	Momento fletor
d	mm	19;20	Diâmetro do veio
n	-	19;20	Coefficiente de segurança

S_y	Pa	19;20	Tensão de cedência
M_T	N.m	19;20	Momento torsor
S_e	Pa	20	Tensão limite de fadiga
S'_e	Pa	21	Tensão limite de fadiga
k_a	-	21	Coefficiente de acabamento superficial
k_b	-	21	Coefficiente de tamanho
k_c	-	21	Coefficiente de fiabilidade
k_d	-	21	Coefficiente de temperatura

1. Introdução

A dissertação de Mestrado aqui apresentada e com o título “Conceção, Projeto e Desenvolvimento de um Dispositivo tipo *cycling* para Reabilitação de Membros Inferiores e Superiores” é realizada no âmbito do projeto final do Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

A reabilitação, que teve o seu grande impulso no século XX devido às grandes guerras, é um processo global e dinâmico orientado para a recuperação física e psicológica da pessoa portadora de deficiência, tendo em vista a sua reintegração social. Por sua vez, a reabilitação pretende tratar ou atenuar as incapacidades causadas por doenças crónicas, sequelas neurológicas ou lesões derivadas da gestação e do parto, acidentes de trânsito e de trabalho [1].

Dados referentes ao ano de 2005, demonstram que 60% do número total de mortes da população mundial se deveu às doenças crónicas [2]. A contínua melhoria das condições de vida, os avanços médico-cirúrgicos e a generalização dos cuidados de saúde levaram ao aumento da esperança média de vida. Paralelamente a este crescimento, também o número de doenças crónicas frequentemente incapacitantes aumentou [1].

As trombozes, uma das doenças crónicas mais comuns, são causas primárias de distúrbios físicos crónicos na locomoção. Os indivíduos que padecem desta doença apresentam várias modificações no desempenho motor, demonstrando principalmente, fraqueza muscular e paralisia, bem como um deficiente controlo motor. Após o trauma, o sistema nervoso central é continuamente remodelado desde a fase aguda até às fases subsequentes de reorganização cerebral, em resposta à atividade física e comportamento dos sujeitos. Durante esta fase, é fundamental realizar uma intensiva reabilitação neuro-motora orientada à tarefa e endereçada à prevenção de uma postura anormal, envolvendo o treino do desempenho muscular e a reaprendizagem de habilidades motoras [3].

No seguimento desta ideia, existem diversos tipos de equipamentos de reabilitação, mas no âmbito deste projeto o estudo concentra-se nos equipamentos de reabilitação tipo *cycling*.

1.1. Objetivos

Esta dissertação tem como objetivo projetar um equipamento de reabilitação tipo *cycling*. Pretende-se criar uma solução que agrupe as vantagens dos diferentes tipos de equipamentos de reabilitação existentes no mercado. Juntamente a este objetivo, pretende-se também que o equipamento desenvolvido seja de baixo custo e de simples manuseamento sem prejudicar a sua viabilidade.

Este equipamento deverá ainda apresentar a possibilidade de ser utilizado por pessoas acamadas.

1.2. Motivação

Os equipamentos de reabilitação tipo *cycling* existentes no mercado são equipamentos que necessitam de um grande investimento por parte do utilizador. Sendo estes equipamentos fundamentais numa correta recuperação física e psicológica dos indivíduos com deficiência motora, a principal motivação deste projeto passa por desenvolver um equipamento que reabilite os indivíduos de igual forma aos equipamentos existentes, mas com a necessidade de um investimento menor e desta forma possibilitar uma correta reabilitação a indivíduos com menor recursos financeiros.

1.3. Estrutura da Dissertação

O presente projeto de dissertação está dividido em introdução, estado da arte, desenvolvimento conceptual, projeto de detalhe, componentes e conclusão. O primeiro capítulo referente á introdução é um capítulo introdutório, no qual se pretende contextualizar o tema da dissertação e dar a conhecer o trabalho que irá ser desenvolvido.

No segundo capítulo é feita uma revisão bibliográfica sobre temas considerados pertinentes para a execução deste projeto. Assim, o Capítulo 2 apresenta o estudo relativo aos equipamentos existentes no mercado, a elementos de resistência mecânica, bem como o estudo dos dados antropométricos da população.

No terceiro capítulo é apresentado o desenvolvimento concetual. Neste é descrito todo o caminho percorrido desde o estabelecimento de requisitos até a apresentação da solução concetual.

No quarto capítulo é realizada a parte do projeto de detalhe. Neste capítulo apresenta-se em detalhe o dimensionamento analítico do sistema de transmissão, bem como do veio de transmissão. Para além do dimensionamento analítico, este capítulo apresenta o estudo das deformações e tensões realizadas aos componentes considerados críticos através do *software SolidWorks*. Para finalizar este capítulo apresenta-se ainda o estudo referente ao centro de massa do equipamento.

No quinto capítulo é possível visualizar através de vistas explodidas os componentes pertencentes ao equipamento. Para além disso, neste capítulo descreve-se as instruções de utilização do equipamento.

Por fim, no sexto capítulo são apresentadas as conclusões do trabalho efetuado e sugestões para um trabalho futuro.

2. Estado da Arte

2.1. Equipamentos Existentes

Com o intuito de melhorar a qualidade de vida dos indivíduos incapacitados fisicamente é necessário realizar uma correta e regular reabilitação. Com este objetivo, ao longo dos anos têm sido desenvolvidos vários equipamentos de reabilitação, nomeadamente equipamentos tipo *cycling*, que são o género de equipamentos abordados neste projeto. Inicialmente, este tipo de equipamentos só poderiam ser usados em indivíduos que detivessem alguma força física, isto é, numa fase mais terminal da sua reabilitação.

Com o objetivo de melhorar a recuperação física, percebeu-se que era fundamental realizar uma melhor reabilitação numa fase mais inicial, nas quais os indivíduos ainda não possuem força física. Desta necessidade e devido ao conseqüente avanço tecnológico na área médica, surgiu o conceito de treino ativo e treino passivo. O treino passivo corresponde ao treino em que o utilizador não necessita de realizar qualquer esforço para movimentar o equipamento, sendo todo este esforço assumido por uma fonte externa. No caso do treino ativo, a fonte já não realiza qualquer tipo de esforço, sendo por sua vez este esforço inteiramente realizado pelo utilizador. Os equipamentos atuais permitem ainda um treino assistido, em que a fonte atua sempre que se ultrapassa os valores mínimos de determinados parâmetros previamente definidos, como a velocidade de rotação, a potência de saída, entre outros.

Neste sentido, têm sido desenvolvidos equipamentos tipo *cycling* que permitem ao profissional de saúde tratar simultaneamente mais do que um paciente, visto que os equipamentos possuem programas de reabilitação, e ao mesmo tempo permitem realizar uma reabilitação mais efetiva. Além destas características, estes equipamentos não necessitam de ser utilizados obrigatoriamente por profissionais de saúde, podendo ser utilizados pelos utentes nas suas próprias casas.

Nas pesquisas efetuadas, encontraram-se algumas marcas que desenvolvem este tipo de equipamentos para reabilitação de membros superiores e inferiores, bem como equipamentos do mesmo género desenvolvidos para melhorar a performance dos desportistas. De encontro ao projeto a desenvolver, as marcas estudadas foram a *Thera-Trainer*, a *MOTOMed* e a *Tzora*.

2.1.1. *Thera-Trainer*

Os equipamentos *Thera-Trainer* encontram-se divididos em equipamentos de uso profissional e em equipamentos de uso doméstico, sendo que a diferença entre os mesmos reside na unidade de controlo e de exibição. Ignorando a diferença de *software* pode-se observar que os equipamentos são semelhantes na sua estrutura física. A marca *Thera-Trainer* possui vários modelos de equipamentos tipo *cycling*. Esta variedade de equipamentos deve-se ao fato de esses equipamentos serem modulares, o que permite consoante as necessidade do utilizador obter desde equipamentos simples (*Thera-Trainer Tigo 502*) até equipamentos mais complexos (*Thera-Trainer Tigo 510*), como demonstrado na Figura 1.

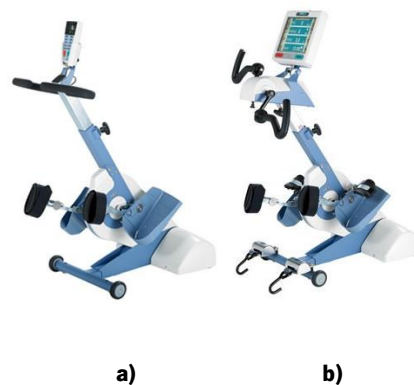


Figura 1: a) *Thera-Trainer Tigo 502*; b) *Thera-Trainer Tigo 510*. (Adaptado de [4])

Assim, o modelo em questão pode ser composto apenas pelo módulo de reabilitação de membros inferiores (ex: *Thera-Trainer Tigo 502*), pelos módulos de reabilitação de membros inferiores e superiores (ex: *Thera-Trainer Tigo 510*), ou ainda apenas pelo módulo de reabilitação de membros superiores (ex: *Thera-Trainer Veho 512*), este modelo corresponde ao modelo apresentado na Figura 2.



Figura 2 - *Thera-Trainer Veho 512*. (Adaptado de [4])

2.1.1.1. Módulo de Reabilitação de Membros Superiores

No caso de reabilitação de membros superiores, o módulo pode ser conjugado com um módulo de reabilitação de membros inferiores (ex: *Thera-Trainer Tigo 510*) ou ter simplesmente um módulo de apoio sem nenhuma função de reabilitação (ex: *Thera-Trainer Veho 512*). Em ambos os casos, o módulo em questão está representado na Figura 3.



Figura 3 - Módulo de Reabilitação de Membros Superiores. (Adaptado de [5])

Este módulo contém a capacidade de permitir vários ajustes, de modo a tornar a sua utilização o mais confortável possível, isto é, permitir ao utilizador realizar o exercício com os braços na devida posição e concretizar uma correta recuperação. Na Figura 4 apresentam-se os diferentes ajustes, nomeadamente, o ajuste da altura (Figura 4 a)), o ajuste da inclinação (Figura 4 b)) e por fim, o ajuste da distância horizontal do módulo de reabilitação dos membros superiores (Figura 4 c)).

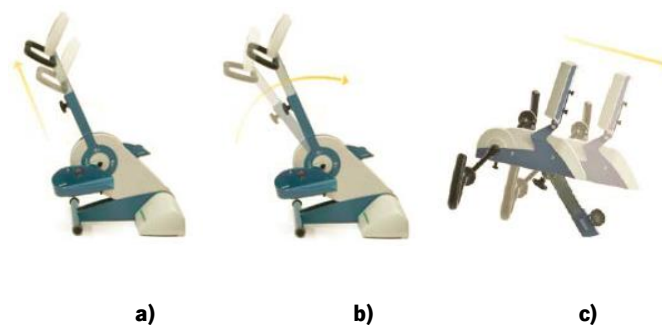


Figura 4: a) Variação de altura; b) Variação de inclinação; c) Variação da distância horizontal (direita). (Adaptado de [5])

Além destes ajustes, os manípulos podem ainda ser ajustados em termos de raio (75 ou 110 mm) e a tipologia dos manípulos altera consoante as necessidades e as limitações do utilizador. A Tabela 1 apresenta os diferentes manípulos e a respetiva aplicação.

Tabela 1 – Manipulos de diferentes utilidades. (Adaptado de [5])

Nome	Imagem	Descrição/Aplicação
<p>Grip Adapter</p>		<p>Manipulo fixo, não permite a realização de exercício. Utilizado durante o uso do módulo inferior, como barra de apoio.</p>
<p>Therapy grip</p>		<p>Permite a realização de exercício, quando o paciente é capaz de segurar este de forma firme.</p>
<p>Wristbands</p>		<p>Realização de exercício quando o utilizador tem a mão paralisada ou pouca força na mão.</p>
<p>Apoios de Braço</p>		<p>Realização de exercício quando o utilizador apresenta sintomas de:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Paralisia; - Espasmos; - Contraturas; - Hipertonia Muscular; - Deformidades Musculares.

Este módulo além de todas estas funcionalidades e possíveis acessórios é constituído por um motor elétrico de 100 W que permite ao utilizador alternar entre as opções de treino passivo e treino ativo.

2.1.1.2. Módulo de Reabilitação de Membros Inferiores

No caso do módulo de reabilitação de membros inferiores, se o utilizador não necessitar do módulo de reabilitação de membros superiores, este pode tomar uma forma bastante simples sem qualquer tipo de modelo conjugado (ex: *Thera-Trainer Tigo 528*), mas por outro lado, pode ser conjugado com o módulo superior que apenas serviria como barra de apoio para as mãos (ex: *Thera-Trainer Tigo 502*), como apresentado na Figura 5 a) e b), respetivamente. Como referido anteriormente, no caso de o equipamento ser composto por módulo de reabilitação de membros superiores e inferiores, adapta-se o *grip adapter* no módulo superior para este funcionar como barra de apoio aquando a utilização do módulo inferior.

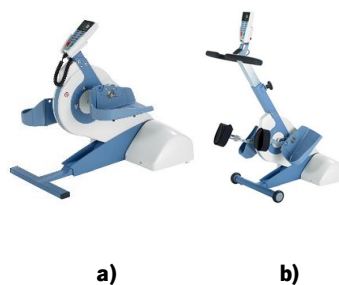


Figura 5: a) Thera-Trainer Tigo 528; b) Thera-Trainer Tigo 502. (adaptado de [4])

De modo a satisfazer um maior número de utilizadores, as pedaleiras possuem diferentes acessórios. Dependendo das condições do utilizador estas podem ser bastante simples, utilizando simplesmente um velcro para segurar o pé ou usando uma pequena almofada para o fixar. No caso do sistema com almofada, este permite que seja o próprio utilizador a fixar o pé e impede o aparecimento de marcas de pressão, além de poder ser lavável.

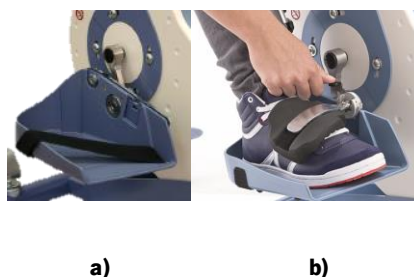


Figura 6: a) Pedaleira com velcro; b) pedaleira com almofada. (Adaptado de [5])

Em conjugação com este sistema, nos casos em que o utilizador apresente paralisia, espasticidade ou força física insugiciente, é obrigatório o uso de um sistema de imobilização para as pernas, tal como o apresentado na Figura 7.



Figura 7 - Sistema de fixação de pernas. (Adaptado de [5])

Além destas questões de segurança, o veio responsável pela ligação do pedal à roda movida pode ser de raio fixo (110 mm), com ajuste entre dois raios (75 ou 110 mm) ou de ajuste variável (65 a 115 mm).

Na base deste módulo, encontra-se um motor elétrico de 240 W com um binário variável entre 2 a 22 N.m e permite obter uma rotação máxima de 60 rpm aquando o funcionamento em treino passivo. [6]

2.1.1.3. Base de Suporte

Nos modelos *Thera-trainer*, estes podem ser constituídos por dois diferentes tipos de base. Uma base plana, unicamente utilizada no modelo *Thera-Trainer Tigo 528*, equipamento composto apenas por módulo de reabilitação de membros inferiores, ou por uma base com rodas, como demonstrado na Figura 8.



a)

b)

Figura 8: a) Base plana; b) Base com rodas. (Adaptado de [5])

A base destes equipamentos é extensível (máximo de extensão – 120 mm) de modo a melhorar a estabilidade aquando a reabilitação dos membros superiores. A base com rodas, por sua vez, facilita o transporte do equipamento.

2.1.1.4. Unidade de Controlo e Exibição

Como já referido anteriormente, a unidade de controlo e exibição estabelece a diferença entre um uso profissional ou um uso doméstico. Por uso profissional, entenda-se o uso destes equipamentos em centros hospitalares, centros de reabilitação, entre outros. Assim a *Thera-trainer* apresenta três tipos de unidades de controlo.

Tabela 2 - Unidade de controlo e exibição. (Adaptado de [5])



Unidade de Controlo e Exibição de pequena dimensão de 2,7" (51x40mm) com ecrã a cores.

Formato Ergonómico.



Unidade de Controlo e Exibição de 5,7" (115x86mm) com ecrã a cores e de alta resolução.

Permite obter *biofeedback* em forma de ilustrações/gráficos.



Unidade de Controlo e Exibição de 10,4" (211x158mm) com ecrã a cores e tecnologia *touchscreen*.

Oferece *biofeedback* em ilustrações complexas TFT de alta qualidade.

2.1.2. MOTOMed

A marca *MOTOMed* apresenta diferentes soluções relativamente à reabilitação de membros superiores e inferiores. No sentido dos equipamentos tipo *cycling*, esta marca apresenta o *Motomed viva, gracile, stativ, letto* e *duplex*, como apresentado na Figura 9.

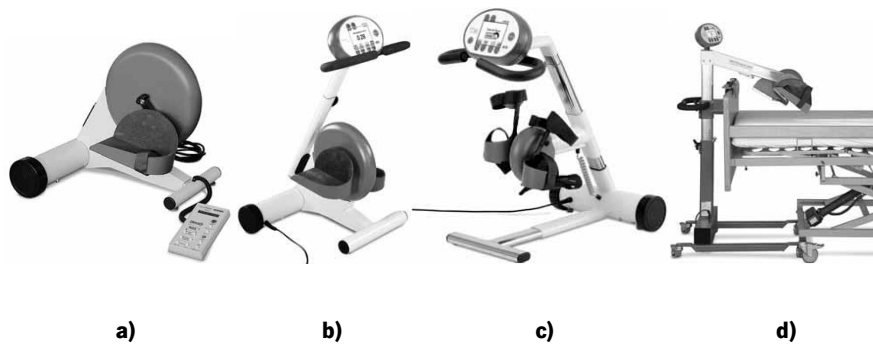


Figura 9: a) *MotoMed viva1*; b) *MotoMed viva2*; c) *MOTOMed gracile*; d) *MOTOMed Letto*. (Adaptado de [6])

2.1.2.1. *MOTOMed Viva*

O modelo *MotoMed Viva* divide-se em dois modelos o *MotoMed Viva1* e o *MotoMed Viva2*. Apesar desta divisão o motor utilizado nos modelos é idêntico, este permite obter uma velocidade de rotação máxima de 60 rpm e um binário variável entre 1 a 17 Nm. O modelo básico destes equipamentos é composto apenas por módulo de reabilitação de membros inferiores (Figura 10).

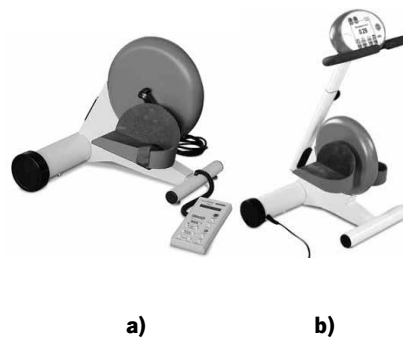
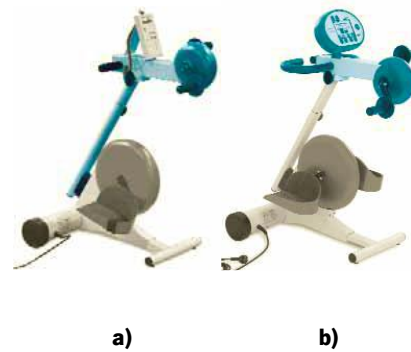


Figura 10: a) *MotoMed Viva1*; b) *MOTOMed Viva2*. (Adaptado de [6])

A principal diferença entre estes modelos reside na unidade de controlo e de exibição, que como se verifica é mais avançada no modelo *MotoMed Viva2*. Além desta diferença, o modelo *MotoMed Viva2* é composto por uma barra de apoio.

Ambos os modelos permitem a ligação com um módulo de reabilitação de membros superiores, como demonstrado na Figura 11.



**Figura 11: a) Módulo de Reabilitação de Membros Superiores para *MotoMedViva1*; b) para *MOTMedViva2*.
(Adaptado de [6])**

Este módulo possui rotação sobre o eixo vertical, de modo a permitir ao utilizador alternar entre a barra de apoio, necessária aquando a utilização do módulo dos membros inferiores e a parte responsável pela reabilitação dos membros superiores. Além da possibilidade de rotação, é composto por um braço telescópico que permite ajustar a distância horizontal dos braços em relação ao módulo, como exemplificado na Figura 12.



Figura 12 - Movimento de rotação e ajuste horizontal. (Adaptado de [6])

2.1.2.2. *MOTMed Stativ*

O modelo *MotoMed Stativ* caracteriza-se por ser composto apenas por módulo de reabilitação de membros superiores, este módulo é idêntico ao anteriormente descrito possuindo assim as mesmas características. Tal como o modelo *MotoMed Viva*, o *MotoMed Stativ* está dividido em dois modelos, a diferença entre estes reside igualmente na unidade de controlo e exibição. Assim sendo, apresenta-se na Figura 13 o *MotoMed Stativ1* e *Stativ2*.

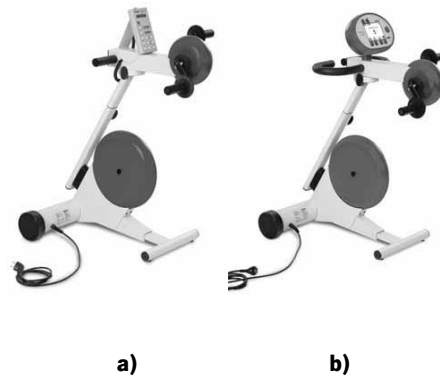


Figura 13: a) *MotoMed Stativ1*; b) *MOTOMed Stativ2*. (Adaptado de [6])

Neste campo, existe ainda um módulo que apenas permite realizar treino ativo, isto é, durante a reabilitação não existe nenhuma força externa a auxiliar o movimento. Este tipo de módulo é apenas indicado para indivíduos que já possuam alguma força física, isto é, indivíduos que se encontrem numa fase mais avançada da reabilitação.

2.1.2.3. *MOTOMed Duplex*

Este modelo foi o único modelo, encontrado na pesquisa bibliográfica, que permite realizar treino passivo para os membros superiores e para os membros inferiores simultaneamente. Com este propósito, este modelo é composto por duas unidades de controlo independentes, uma responsável por definir os parâmetros de reabilitação para os membros superiores e outra para definir os parâmetros de reabilitação para os membros inferiores.



Figura 14 - *MotoMed Duplex*. (Adaptado de [7])

2.1.2.4. MOTOMed Viva2 Parkinson

Este modelo surgiu após vários estudos comprovarem que um movimento rápido de reabilitação tipo *cycling* (entre 80 a 90 rpm) reduziria os sintomas de Parkinson, tais como o rigor, tremores e falta de movimento. Assim, apesar de a estrutura física não sofrer nenhuma alteração, a única diferença que se encontra em relação aos outros modelos corresponde à parte mecânica, mais precisamente ao motor. Enquanto nos outros modelos é permitido um treino passivo até um máximo de 60 rpm, neste modelo em especial o utilizador pode realizar treino passivo até um máximo de 90 rpm.

2.1.2.5. MOTOMed Including FES (Functional Electrical Stimulation)

O modelo *MotoMed including FES (functional electrical stimulation)* foi especialmente desenvolvido para utilizadores com paralisia nos membros superiores e/ou nos membros inferiores, ver Figura 15. Este modelo através da estimulação elétrica dos músculos permite ao utilizador realizar treino ativo, restituindo desta maneira a força e a massa muscular e evitando o aparecimento de doenças secundárias.



Figura 15 - MotoMed including FES. (Adaptado de [8])

2.1.2.6. MOTOMed Letto

Este modelo é capaz de realizar reabilitação por treino ativo e/ou passivo a membros inferiores e superiores. Mas, ao contrário dos modelos anteriores em que é exigido ao indivíduo que se coloque numa cadeira ou numa cadeira de rodas para realizar a reabilitação, este modelo é dedicado aos indivíduos acamados, isto é, pessoas sem a capacidade física de manter uma postura correta na posição de sentado. Tal como os modelos anteriores, devido à diferença

existente na unidade de controlo e exibição, este encontra-se repartido em dois modelos diferentes o *MotoMed Letto1* e *Letto2*, como apresentado na Figura 16.

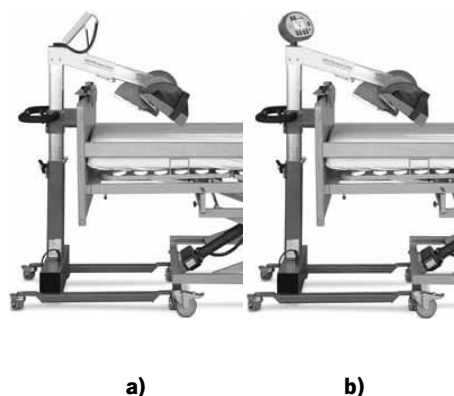

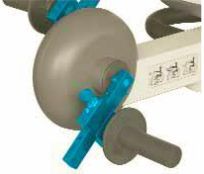




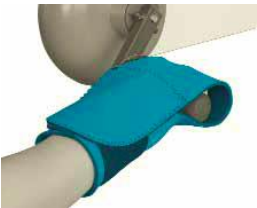


Figura 16: a) *MotoMed Letto1*; b) *MOTOmed Letto2*. (Adaptado de [6])

2.1.2.7. Acessórios *MOTOMed*

Tabela 3 - Acessórios *MOTOmed*. (Adaptado de [6])

Nome	Imagem	Designação	Modelos
Guias de Perna		Em caso de paralisia nas pernas, sistema que permite imobilizar as mesmas. Altura ajustável desde 90 até 160 mm.	Viva1 Viva2
Barra de Apoio		Apoio de mãos, aquando a realização de reabilitação de membros inferiores.	Viva1
Fixação de Pés		Permite ao utilizador, ser ele próprio a fixar os pés.	Viva1 Viva2

<p>Ajuste do Raio do Pedal</p>		<p>Permite a alteração do raio do pedal, entre 4 níveis (51/74/99/124 mm)</p>	<p>Viva1 Viva2</p>
<p>Ajuste do Raio do Manípulo</p>		<p>Permite a alteração do raio do pedal, entre 4 níveis (60/80/115/130 mm)</p>	<p>Viva1 Viva2</p>
<p>Movimento Síncrono</p>		<p>Permite o movimento síncrono dos braços e mãos</p>	<p>Viva1 Viva2</p>
<p>Apoio de Braços / Mãos</p>		<p>Posição e fixação simples dos braços.</p>	<p>Viva1 Viva2</p>
		<p>Posição e fixação dos braços e mãos. Recomendado para tetraplégicos.</p>	<p>Viva1 Viva2</p>
<p>Apoio de Braços / Mãos</p>		<p>Recomendado para pacientes com força moderada nas mãos.</p>	<p>Viva1 Viva2</p>
		<p>Fixação simples e rápida, para utilizadores com paralisia nas mãos.</p>	<p>Viva1 Viva2</p>

2.1.3. Tzora

Na área de reabilitação de membros superiores e inferiores através de equipamentos tipo *cycling*, a produtora *Tzora* apresenta diferentes equipamentos que permitem a realização de treino ativo e passivo por parte dos utilizadores. Nomeadamente o *active passive trainer apt1*, *active passive digital trainer apt5* e *I-motion*. Tal como nos equipamentos até agora descritos, estes modelos possuem um conjunto de acessórios idênticos aos anteriormente descritos, daí que na descrição destes modelos não se procedeu à descrição dos acessórios.

2.1.3.1. Active Passive Trainer APT1

Este equipamento pode ser utilizado na reabilitação de membros superiores ou inferiores, através de treino passivo (ajuste entre 5 velocidades) e treino ativo (ajuste entre 5 níveis de resistência). No entanto, ao contrário dos outros equipamentos já estudados, este possui um único módulo capaz de realizar a reabilitação de membros superiores ou inferiores, sendo apenas necessário acoplar os pedais ou os manípulos consoante a intenção de utilização, como apresentado na Figura 17.

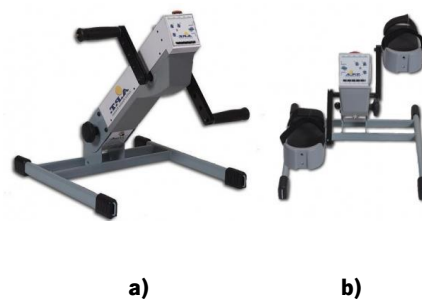


Figura 17: a) Active Passive Trainer APT1 para membros superiores; b) para membros inferiores. (Adaptado de [9])

Como se pode concluir observando a Figura 17, no que diz respeito à reabilitação de membros superiores é necessário colocar o equipamento à altura dos membros superiores, como por exemplo sobre uma mesa, enquanto no caso dos membros inferiores basta simplesmente apoiar o equipamento sobre o chão.

Relativamente a este modelo, existe um acessório designado por *Stand Hi-Lo* em que o principal objetivo deste relaciona-se com o facto de assim não ser necessário uma mesa de apoio aquando a reabilitação de membros superiores, como exemplificado na Figura 18.



Figura 18 - *Stand Hi-Lo*. (Adaptado de [9])

2.1.3.2. *Digital Active Passive Trainer APT5*

O *digital active passive trainer* APT5 apresenta em relação ao anterior uma melhoria na unidade de controlo e exibição. Em comparação com o modelo anterior, este modelo é em tudo semelhante (incluindo os acessórios), apresentado uma unidade de controlo mais avançada e uma capacidade de realizar treino passivo numa maior gama de velocidades, como apresentado na Figura 19.



a)

b)

Figura 19: a) Unidade de Controlo APT1; b) Unidade de Controlo APT5. (Adaptado de [9])

2.1.3.3. *I-Motion*

O equipamento *I-Motion* é designado pela *Tzora* como um equipamento ideal para utilização em hospitais, centros de reabilitação e clínicas de fisioterapia. Este equipamento possui uma estrutura física semelhante aos equipamentos da *Thera-Trainer* e da *MotoMed*, mas apresenta duas versões. Uma das versões permite ao utilizador realizar a reabilitação a partir da sua cadeira de rodas, enquanto a outra versão incorpora uma cadeira que permite o ajuste em termos de altura, bem como a distância horizontal da cadeira ao equipamento, como demonstrado na Figura 20.

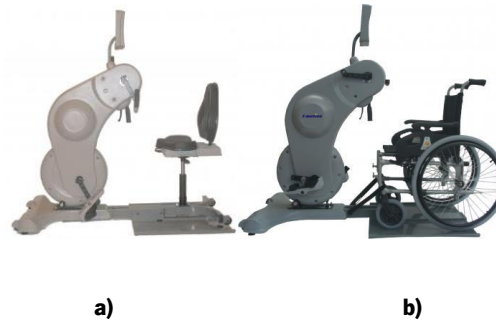


Figura 20: *I-motion* com cadeira a); com cadeira de rodas b). (Adaptado de [9])

2.2. Elementos de Resistência Mecânica

No desenvolvimento deste projeto demonstrou-se fundamental o estudo de diferentes elementos mecânicos capazes de permitir uma variação de resistência mecânica. No seguimento deste trabalho, os elementos mecânicos a serem estudados referem-se a rodas de atrito, freios de cinta e molas. Os dois primeiros elementos descritos tem como base de funcionamento o atrito gerado entre duas superfícies, no caso das rodas de atrito, o atrito gerado entre a superfície das rodas e no caso do freio de cinta, o atrito gerado entre a cinta e o tambor. Sendo assim, torna-se necessário compreender o que é o atrito e a diferença entre atrito estático e atrito dinâmico.

Por atrito, entenda-se como a componente horizontal da força de contato entre dois corpos que entram em choque e há tendência ao movimento. A força de atrito é gerada pela aspereza dos corpos e é sempre paralela às superfícies em interação e com sentido contrário ao movimento relativo entre eles [10]. De modo a clarificar esta ideia, atente-se na Figura 21, onde,

N – Força de Reação Normal;

F_a – Força de Atrito;

F_c – Força de Contato;

F – Força Associada ao movimento pretendido.

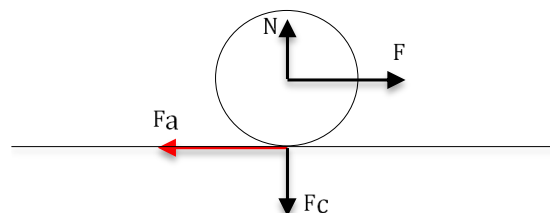


Figura 21 - Esquema de Forças

A força de contato é simétrica em sentido e intensidade em relação à força de reação normal. Por conseguinte, o aumento da força de contato provoca o aumento da força de reação normal. Por outro lado, a força de atrito depende da força normal e do coeficiente de atrito (μ) entre as duas superfícies de contato, sendo a relação entre as duas forças dada pela equação 1,

$$F_a = \mu \times N \quad (1)$$

No entanto, o coeficiente de atrito não depende apenas das superfícies em contato. O coeficiente de atrito encontra-se dividido em dois tipos, o atrito estático (μ_{est}) e o atrito dinâmico (μ_d).

Atrito estático é aquele que atua quando não há deslizamento dos corpos, isto é, os corpos estão em repouso mas na iminência de começar o movimento. A força de atrito estático máxima é igual à força mínima necessária para iniciar o movimento de um corpo. Atrito dinâmico é aquele que atua quando há deslizamento dos corpos, ou seja, quando a força de atrito estática é ultrapassada [11].

2.2.1. Rodas de Atrito

As rodas de atrito normalmente são utilizadas como elementos de transmissão de movimento, mas por outro lado podem ser utilizadas como sistema de travagem. Neste projeto interessa o estudo das rodas de atrito na componente de criar resistência mecânica ao movimento realizado pelo utilizador. As rodas de atrito consistem em duas rodas em contato podendo os seus eixos serem paralelos ou concorrentes e a sua relação de transmissão não deve ultrapassar uma razão de 6 [12] [13]. Na Figura 22, apresenta-se o esquema de forças presente neste tipo de sistema.

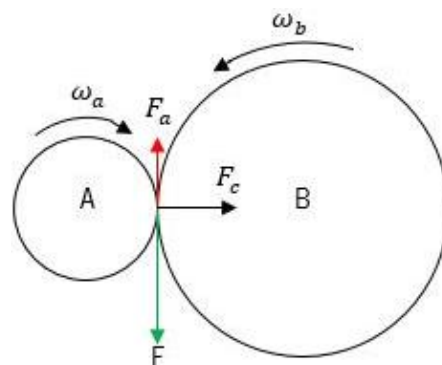


Figura 22 - Esquema de forças nas rodas de atrito

Na Figura 22 considere-se a roda A como a roda movida e a roda B como a roda motriz. A força F é a força gerada através do binário aplicado na roda motriz e a força de atrito é a reação da existência de contato entre as superfícies.

No caso de a força de atrito ser nula, implica que a força de contato seja igualmente nula, o que quer dizer que as superfícies não se encontram em contato e não existe resistência ao movimento. Porém, quando a força de contato começa a tomar valores maior que zero, a força de atrito reage proporcionalmente segundo a equação 1.

No estudo do caso específico de se manter o binário constante e de se variar a força de contato entre as superfícies, numa fase inicial em que não existe contato, sabemos que o binário transmitido é dado pela equação 2,

$$T = F \times r \quad (2)$$

No entanto, numa fase em que as rodas contactam entre si, surge a força de atrito com sentido inverso ao sentido da força F . Reformulando a equação 2, obtém-se a seguinte equação,

$$T = (F - F_a) \times r \quad (3)$$

Empregando a equação 1 na equação anterior, obtém-se o binário em função da força de contato,

$$T = (F - \mu \times F_c) \times r \quad (4)$$

Com o intuito de manter o binário constante, apesar da variação da força de contato, através da análise das equações anteriormente apresentadas pode-se concluir, que a força F varia proporcionalmente com a força de contato, o que permite no caso específico da reabilitação de membros superiores ou inferiores a realização de um esforço mais ligeiro ou mais duro por parte do utilizador.

2.2.2. Freio de Cinta

Freios são mecanismos de atrito usados para regular o movimento dos corpos, reduzindo-lhes a marcha, mantendo as suas velocidades constantes ou mantendo-os em repouso, através da capacidade de absorver energia cinética e dissipar esta sobre a forma de calor [14] [15].

Atualmente existem vários tipos de freios, como por exemplo, os freios de tambor, de cinta, de disco e cónicos. No entanto, no interesse deste projeto apenas se vai proceder ao estudo dos freios de cinta.

Neste tipo de freios o tambor que se pretende imobilizar ou simplesmente ao qual se pretende oferecer alguma resistência ao movimento, é envolvido por uma cinta (a vermelho na figura), que normalmente é composta por uma cinta de aço ou por uma cinta forrada de um lado com couro, blocos de madeira ou por um material composto por amianto. A cinta tem normalmente uma das extremidades fixa, enquanto a outra extremidade está sujeita à aplicação de uma força, como exemplificado na Figura 23 [16] [17].

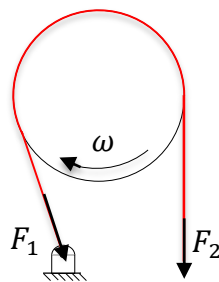


Figura 23 - Freio de Cinta

De modo a criar resistência ao movimento a cinta necessita de estar em tensão e a força de atrito aplicada na cinta é dada pela diferença das forças. Assim, o binário de travagem é dado pela equação 5 [17].

$$T = (F_1 - F_2) \times \frac{D}{2} \quad (5)$$

2.2.3. Molas de tração

As molas são elementos mecânicos projetados e construídos para sofrer deformações elásticas quando sujeitas a cargas. Devido às suas características de resistir a temperaturas e à sua capacidade de deslizamento ou relaxamento sobre cargas, as molas na sua maioria são fabricadas a partir de metais e em casos de aplicação normal os metais comumente utilizados são os aços de alto teor de carbono (0,7 a 1 %) e as ligas de aço de médio teor de carbono, como o SAE 6150 e o SAE 8660. No caso de as molas necessitarem de propriedades especiais, estas podem ser construídas por outros materiais resilientes, tais como, borracha, cortiça, entre outros.

No caso específico das molas de tração, as suas espiras são enroladas firmemente juntas segundo uma hélice cilíndrica ou cônica, por esta razão, antes da extensão da mola ocorrer é necessário vencer a pré-tensão inicial presente na mola. A pré-tensão inicial (τ_i) da mola é obtida através da equação 6 [17].

$$\tau_i = 0,6 \times \frac{\sigma_{ut}}{C} \quad (6)$$

Devido ao facto de este tipo de mola estar sujeita a forças de tensão, é fundamental que o fim da mola seja composto por um meio de transporte da carga, normalmente um gancho que pode apresentar as mais variadas configurações. Um exemplo de mola de tração está representado na Figura 24.



Figura 24 - Mola de Tração. (Adaptado de [18])

No dimensionamento de molas de tração é essencial ter em atenção as tensões de corte e as tensões normais nas zonas críticas. As zonas críticas correspondentes à tensão normal e à tensão de corte estão assinaladas como seção A e seção B, respetivamente, na Figura 25.

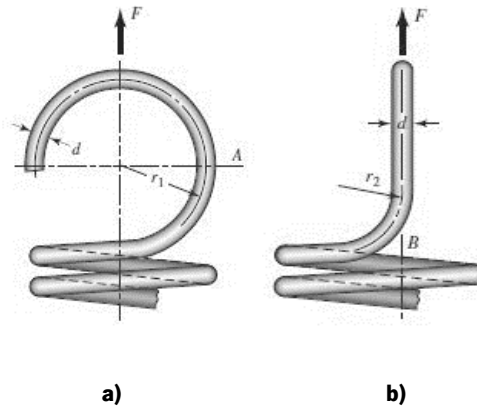


Figura 25: a) Seção A; b) seção B. (Adaptado de [19])

A determinação da tensão normal máxima a que a seção A está sujeita, devido às forças axiais e ao momento de flexão, é dada pela equação 7.

$$\sigma = F \left[K_t \times \frac{16D}{\pi d^3} + \frac{4}{\pi d^2} \right] \quad (7)$$

Por outro lado, a tensão de corte máxima na seção B devido às forças de tração é determinada pela equação 8.

$$\tau = K_w \times \frac{8FD}{\pi d^3} \quad (8)$$

2.2.4. Motor de Corrente Contínua

O motor de corrente contínua é um dispositivo eletromecânico composto por duas partes principais. Uma parte fixa denominada de estator e uma parte móvel denominada de rotor. O estator é composto pela carcaça (1), que suporta a máquina e que também serve para a circulação do fluxo indutor, pelos polos indutores (2), que conjuntamente com os enrolamentos de excitação (3) criam o fluxo magnético indutor principal, pelos polos de comutação, pelos enrolamentos de comutação (4), pelos enrolamentos de compensação, pelos porta-escovas e pelas escovas (5). Por sua vez, o rotor é composto pelo núcleo do motor (6), que tem forma cilíndrica e ranhuras no sentido do eixo onde são colocadas os enrolamentos do induzido (7) e é ainda composto pelo coletor (8), que é constituído por lâminas de cobre isoladas uma das outras e pelo veio (9), como exemplificado na Figura 26 [20].

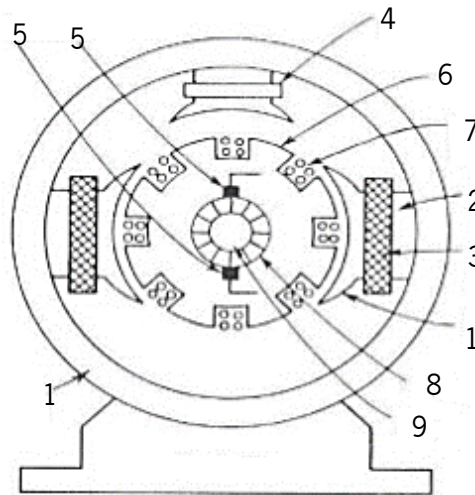


Figura 26 - Vista esquemática de uma máquina de corrente contínua de 2 polos. (Adaptado de [21])

A rotação do veio realiza-se através da aplicação de uma tensão contínua no rotor. A tensão aplicada gera um campo magnético interno que impele a rotação do veio. O sentido de rotação pode ser horário ou anti-horário dependendo da polaridade de alimentação. A variação da tensão aplicada no rotor permite variar a velocidade de rotação, por outro lado, a variação da intensidade de corrente elétrica influencia diretamente o binário produzido pelo motor, sendo esta relação dada pela equação 9 [22] [23].

$$T = K_m \times I_r(t) \quad (9)$$

onde K_m é a constante de binário do motor e I_r é a intensidade de corrente no rotor.

No entanto, os motores de corrente contínua apresentam diferentes intervalos de funcionamento de parâmetros como o binário e a velocidade. Por este motivo, o fabricante apresenta diagramas de funcionamento que apresentam os valores limites de funcionamento.

De modo a controlar os parâmetros de funcionamento existem os denominados controladores que se definem pela sua posição em relação ao motor e pelos parâmetros que podem controlar. Em termos de posição, estes podem ser integrados ou externos e em termos de parâmetros estes podem controlar a velocidade, o binário e/ou a posição.

2.3. *Dados Antropométricos*

No desenvolvimento de equipamentos ergonômicos para utilização humana é essencial estudar os dados antropométricos da população. A Tabela 4 apresenta os dados, em milímetros, referentes ao estudo antropométrico da população americana.

Tabela 4 - Dados Antropométricos. (Adaptado de [24])

Medida	Percentis da População		
	5	50	95
Posição: de Pé			
1. Extensão horizontal do Braço:			
a. desde as costas	655	748	865
b. desde o ombro	575	650	745
c. desde o abdômen	485	611	745
2. Espessura da anca	181	220	258
3. Altura da cintura	910	1014	1130
4. Altura da tibia	388	436	492
5. Altura do cotovelo	988	1107	1235
6. Altura do ombro	1266	1404	1564
7. Altura dos olhos	1442	1577	1723
8. Altura	1544	1680	1830
Posição: Sentado			
9. Altura da coxa	108	135	165
10. Altura do cotovelo	184	236	289
11. Altura do ombro	545	600	665
12. Altura dos olhos	697	760	833
13. Altura	766	842	916
14. Altura do joelho	475	525	577
15. Comprimento da perna	947	1028	1114
16. Comprimento da coxa	537	584	633
17. Comprimento do cotovelo até ao punho	289	350	410
18. Comprimento do antebraço	289	350	410
19. Largura entre ombros	363	423	478
Pé			
20. Comprimento	226	253	284
21. Largura	82	94	108

As medidas descritas na Tabela 4 encontram-se numeradas de modo a serem facilmente identificadas nas imagens de apoio presente no anexo D.

Para além de estudar as dimensões do corpo humano, no dimensionamento deste género de equipamentos é ainda fundamental conhecer a força aplicada no pedal/manípulo. No anexo E apresenta-se a tabela referente ao estudo do peso da população portuguesa, a partir da qual se pode concluir que 95% da população tem um peso igual ou inferior a 93 Kg. A Tabela 5 apresenta a distribuição em percentagem da massa total do corpo humano nos seus principais segmentos.

Tabela 5 - Percentagem da massa corporal dos segmentos. (Adaptado de [25])

Segmento	Homens	Mulheres	Média
Cabeça	6,94%	6,68%	6,81%
Tronco	43,46%	42,58%	43,02%
Braço (x2)	4,33% (8,66%)	3,93% (7,86%)	4,13% (8,26%)
➤ Antebraço (x2)	1,62% (3,24%)	1,38% (2,76%)	1,5% (3%)
Mão (x2)	0,61% (1,22%)	0,56% (1,12%)	0,585% (1,17%)
Perna (x2)	18,49% (36,98%)	19,59% (39,18%)	19,04% (38,08%)
➤ Coxa (x2)	14,16% (28,32%)	14,78% (29,56%)	14,47% (28,94%)
Pé (x2)	1,37% (2,74%)	1,29% (2,58%)	1,33% (2,66%)
Total	100%	100%	

A análise da Tabela 5 permitiu concluir que os membros inferiores representam em média 40,74% (20,37% cada) da massa total do corpo humano, enquanto os membros superiores correspondem em média a 9,43% (4,715% cada) da massa total do corpo humano.

3. *Desenvolvimento Conceptual*

No desenvolvimento de qualquer projeto é fundamental, para o sucesso do mesmo, que o projeto respeite de forma ordenada diferentes fases, tais como, clarificação e estabelecimento dos objetivos do projeto, estabelecimento da estrutura de funções do produto, estabelecimento das especificações do produto, criação de soluções alternativas, avaliação das soluções alternativas e aperfeiçoamento dos detalhes [26].

A Figura 27 apresenta um esquema de modo a clarificar as fases de projeto anteriormente descritas.

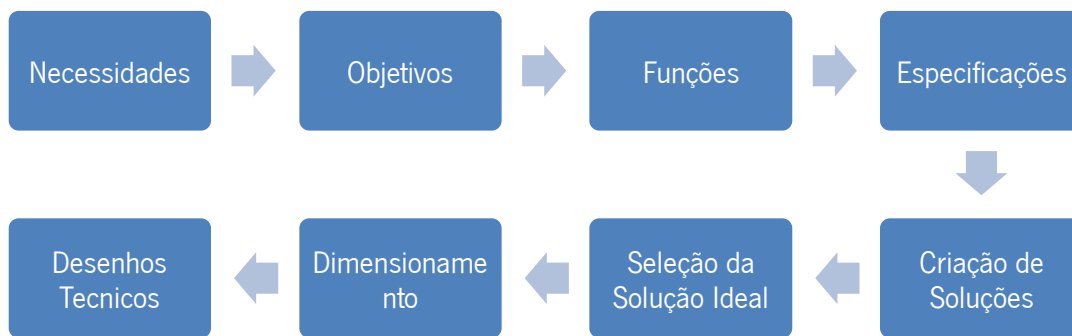


Figura 27 - Fases de desenvolvimento do projeto

3.1. *Requisitos/Objetivos*

A Figura 28 apresenta a árvore de objetivos do projeto. A árvore de objetivos permite clarificar e definir os objetivos e os meios para os atingir. O estabelecimento desses objetivos teve em atenção as necessidades pré-determinados pelas ORTHOS XXI e as necessidades identificadas no estudo de mercado realizado.

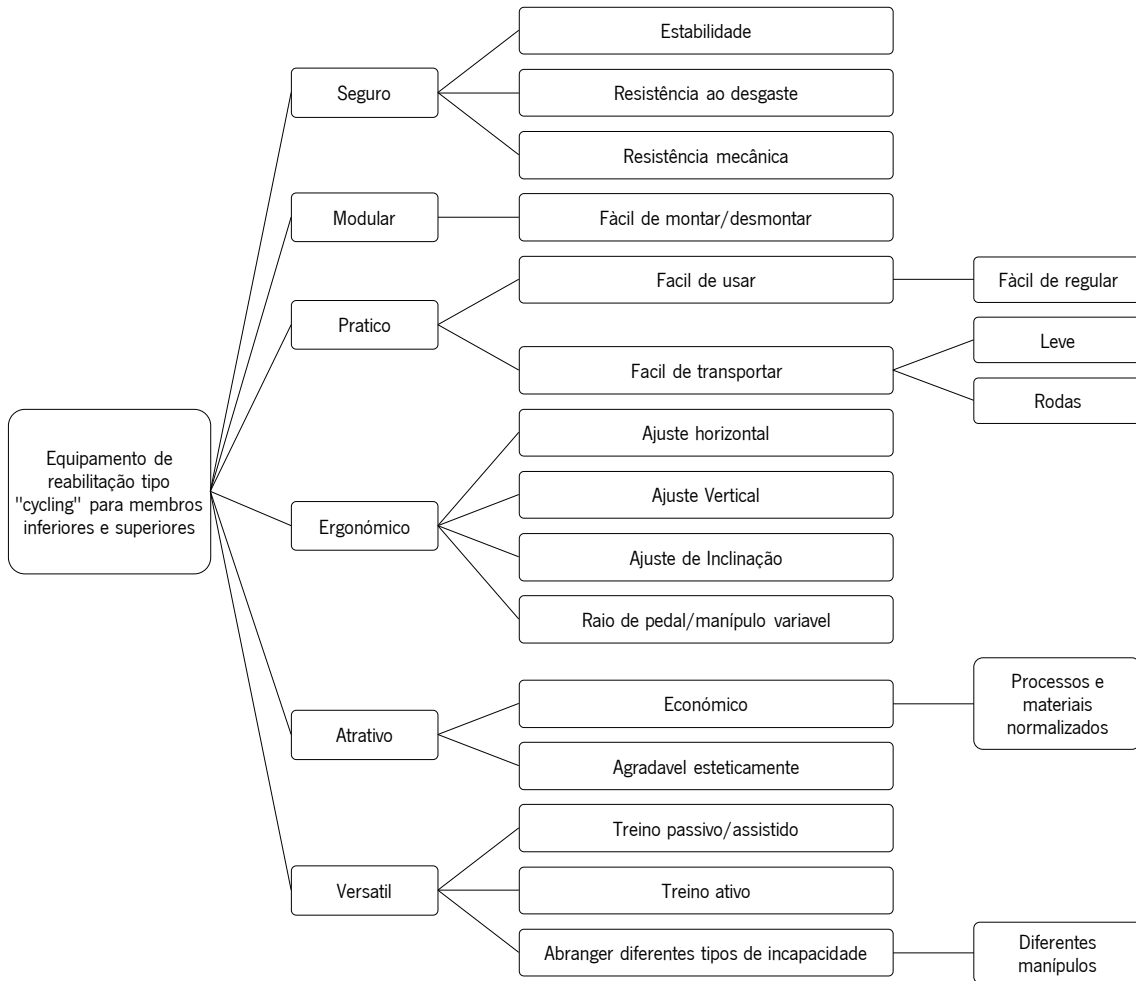


Figura 28 - Árvore de objetivos

3.2. Funções

Na realização de qualquer projeto é extremamente importante definir precisamente as funções que o dispositivo deverá ser capaz de executar, de forma a clarificar e definir a orientação que as tarefas de trabalho devem seguir. Para além disso, é possível perceber o nível do problema, definindo-se um “limite” conceptual à volta das funções pré-estabelecidas [27].

Inicialmente definiu-se uma função global e posteriormente, essa função foi dividida em subfunções mais específicas. A função global deve ser interpretada como uma “caixa negra”, que converte determinadas entradas em saídas. As subfunções foram representadas por um diagrama de blocos, que liga as mesmas através de entradas e saídas, estabelecendo uma relação entre si. Para que a função global se concretize, todas as subfunções têm que ser executadas [27]. A Figura 29 apresenta o diagrama de funções determinado para este projeto. Como função global foi

definido a reabilitação de membros superiores/inferiores, isto é, auxiliar o utilizador na reabilitação dos seus membros inferiores ou superiores. Esta função encontra-se dividida em subfunções. No caso específico deste projeto, as subfunções passam por imobilizar o equipamento de reabilitação, de seguida imobilizar a cadeira/cadeira de rodas, adequar o equipamento de forma ergonómica ao utilizador, definir os parâmetros de reabilitação (binário, nível de resistência, velocidade de rotação, tempo) e, por fim, realizar o programa pré-definido.

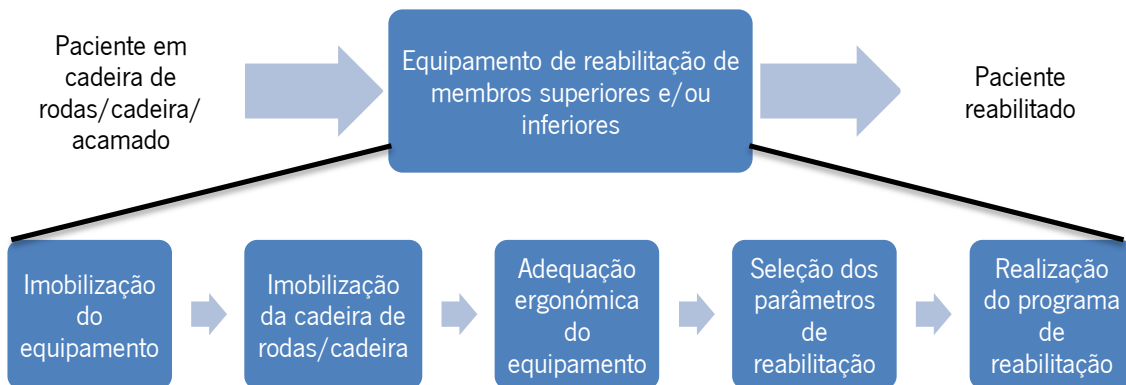


Figura 29 - Diagrama de funções

No sentido de alcançar o estado final apresentado na Figura 29, descrevem-se em seguida as principais funções:

- A. Ajuste do raio do pedal e manípulo, permite a adequação ergonómica do equipamento consoante as características do utilizador;
- B. Ajuste de inclinação, permite a adequação ergonómica do equipamento consoante as características do utilizador;
- C. Ajuste horizontalidade módulo superior, permite a adequação ergonómica do equipamento consoante as características do utilizador;
- D. Ajuste de altura, permite a adequação ergonómica do equipamento consoante as características do utilizador;
- E. Ajuste de largura de pedal, permite a adequação ergonómica do equipamento consoante as características do utilizador;
- F. Variação de velocidade, permite uma reabilitação progressiva, bem como, uma capacidade de abranger indivíduos com diferentes níveis de incapacidade física;
- G. Variação de resistência mecânica, permite uma reabilitação progressiva, bem como, uma capacidade de abranger indivíduos com diferentes níveis de incapacidade física;

- H. Alteração de manípulo, permite abranger indivíduos com diferentes tipos de incapacidade física;
- I. Ajuste largura de manípulo, permite a adequação ergonómica do equipamento consoante as características do utilizador;

De modo a perceber a importância relativa das funções, realizou-se uma comparação de pares de funções. Neste caso, na comparação de soluções atribuiu-se a classificação de 0, caso a função A apresenta-se menor importância que a função B, a classificação de 1/2 caso as funções demonstrassem importância equivalente e a classificação de 1, caso a função A fosse de maior importância que a função B. Neste sentido, apresenta-se a Tabela 6 que demonstra o resultado das comparações entre as funções.

Tabela 6 - Importância Relativa das Funções

Função	A	B	C	D	E	F	G	H	I	Total
A	-	1	1	1/2	1	0	0	1	1	5,5
B	0	-	0	0	0	0	0	0	1	1
C	0	1	-	1/2	1	0	0	0	1	3,5
D	1/2	1	1/2	-	1	0	0	1/2	1	4,5
E	0	1	0	0	-	0	0	0	1	2
F	1	1	1	1	1	-	1/2	1	1	7,5
G	1	1	1	1	1	1/2	-	1	1	7,5
H	0	1	1	1/2	1	0	0	-	1	4,5
I	0	0	0	0	0	0	0	0	-	0

0 – Menos Importante; 1/2 – Importância Equivalente; 1 – Mais Importante

De acordo com a Tabela 6, as funções relativas à variação de velocidade (F) e resistência mecânica (G) revelaram-se ser as funções mais importantes. Por outro lado, o ajuste de largura de manípulo (I) mostrou ser a função menos importante. A Tabela 7 apresenta a ordenação das funções, no sentido da função de maior importância para a de menor importância.

Tabela 7 – Ordenação de funções por importância relativa

Função	F	G	A	D	H	C	E	B	I
Total	7,5	7,5	5,5	4,5	4,5	3,5	2	1	0

3.3. Especificações

Após o estabelecimento de funções a realizar pelo equipamento é necessário definir as especificações de projeto. Nesse sentido, e tendo em atenção o estudo realizado sobre os modelos da marca *Thera-Trainer* e *MOTOmed* e respetiva comparação dos modelos, apresentada no anexo A, definiram-se as seguintes especificações de funcionamento,

1. Base extensível em aproximadamente 120 mm, de modo a melhorar a estabilidade do equipamento no caso de utilização do módulo superior;
2. Adaptabilidade ergonómica, diferentes posições de ajuste em termos de, altura (no mínimo 6 posições diferentes), inclinação (no mínimo 3 posições diferentes), ajuste horizontal (variável em 130 mm) e raio do pedal/manípulo (variável entre 65 a 115 mm), de modo a abranger um vasto leque de pessoas com incapacidade;
3. Módulo superior com um peso inferior a 10 Kg, de modo a poder ser transportado facilmente;
4. Modelo completo com um peso inferior a 45 Kg;
5. Variação da velocidade de rotação até 60 rpm (em treino passivo) e diferentes níveis de resistência (10 a 15 níveis), de forma a criar diferentes possibilidades de treino;
6. Sistema de imobilização do equipamento;
7. Modelo equipado com rodas, de modo a facilitar o seu transporte;
8. Equipamento composto por módulos, de modo a permitir o utilizador selecionar os módulos que pretende;
9. Borrachas de suporte antiderrapante na base extensível para impedir o deslizamento do dispositivo durante o movimento;
10. Sistema de apoio de fixação/imobilização de membros superiores ou inferiores para o caso de pacientes com paralisia total;
11. Materiais utilizados de baixo peso e resistentes, de modo a facilitarem a deslocação do equipamento;
12. Sistemas de variação simples e práticos, de modo a permitir uma fácil e rápida alteração dos ajustes, bem como, uma rápida e fácil alteração dos manípulos;
13. Uso de componentes normalizados, de modo a diminuir custos;
14. Utilização de materiais vulgares, de forma a reduzir custos de produção;

3.4. Soluções Propostas

No sentido de satisfazer todos os requisitos anteriormente apresentados e também com o intuito de melhorar alguns aspetos dos modelos estudados, desenvolveram-se várias soluções para as diferentes exigências. Nos próximos subcapítulos apresentam-se as diferentes soluções, com a respetiva explicação de funcionamento e uma breve comparação das mesmas. As soluções apresentadas podem também ser encontradas no mapa morfológico presente no anexo B. Antes de apresentar as soluções desenvolvidas, é necessário perceber que o equipamento desenvolvido foi dividido em dois módulos, o módulo para reabilitação dos membros inferiores e o módulo de reabilitação dos membros superiores, ou como denominado neste trabalho, módulo inferior e superior, respetivamente.

3.4.1. Ajuste do Raio de pedal/manípulo

No desenvolvimento de soluções para este requisito apresentam-se dois grupos distintos, um grupo é composto por soluções que permitem o ajuste contínuo do raio do pedal, enquanto no outro grupo o ajuste é realizado de forma descontínua.

No caso do ajuste descontínuo, este permite o ajuste de 20 em 20 mm através de um parafuso, o que totaliza 5 posições de ajuste, que fixa o elemento que liga ao pedal com o componente que possui ligação à roda movida/motora, como demonstrado na Figura 30.

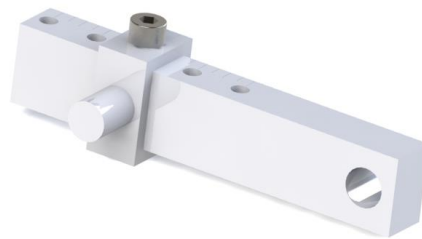


Figura 30 – Solução 1.

Por outro lado, no desenvolvimento de soluções para o ajuste contínuo, começou-se por desenvolver uma solução semelhante à existente no mercado (solução 2) e a partir desta obteve-se uma solução mais eficaz (solução 3).

A Figura 31 a) representa a solução 2 semelhante à existente no mercado, enquanto a solução 3 apresentada na Figura 31 b) representa a solução desenvolvida. A principal diferença

reside na forma de aperto. Apesar de ambas realizarem o seu aperto através de um parafuso, na solução 3 existe um rasgo na barra com o intuito de aumentar a força de aperto. Além de melhorar a força de aperto, permite estabelecer de uma forma mais simples um raio máximo e mínimo de utilização.

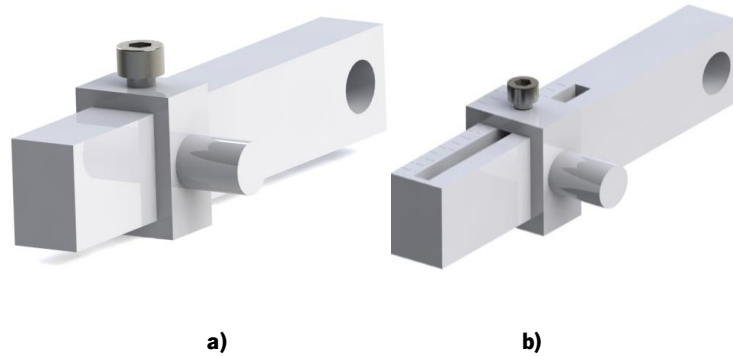


Figura 31: a) Solução 2; b) Solução 3.

Ainda no campo de ajuste do raio de pedais/manípulos desenvolveu-se uma outra solução. A solução 4 é mais complexa em termos de componentes, já que consiste no uso de um parafuso sem fim, como demonstrado na Figura 32. Assim, a rotação do parafuso sem fim, provoca uma translação e respectiva alteração do raio.

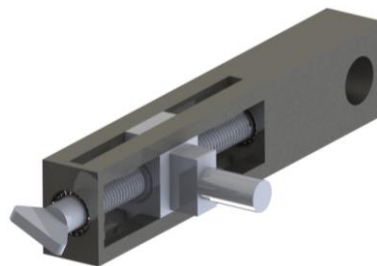
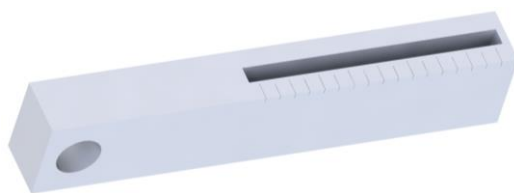


Figura 32 – Solução 4.

De modo a favorecer uma correta posição dos membros superiores e inferiores, a solução a ser desenvolvida apresentará uma escala numérica nos seus componentes, como exemplificado na Figura 33.


Figura 33 - Régua graduada

Contudo, após o desenvolvimento das soluções é necessário proceder à escolha da melhor solução. De modo a tornar esta decisão mais clara, estabeleceram-se critérios de avaliação com diferentes valores de ponderação e procedeu-se à avaliação das soluções. A Tabela 8 mostra a avaliação obtida para as diferentes soluções permitindo assim, concluir qual a solução mais bem cotada ((apresentada na Figura 31 b)). No entanto, neste requisito é necessário ter em atenção que as soluções devido à necessidade de utilização, podem dividir-se em uso particular e uso em centros, isto é, satisfazer as necessidades de apenas um paciente ou por outro lado, satisfazer as necessidades de diversos pacientes. Neste sentido e atendendo à alta classificação da solução da Figura 30, optou-se por selecionar as duas soluções. Sendo que, no caso de uso particular a solução mais adequada é apresentada na Figura 30 e no caso do uso em centros (hospitales, lar de idosos) é apresentada na Figura 31 b).

Tabela 8 - Análise de valor das soluções para o ajuste do raio

Objetivos	Peso Relativo	Parâmetro de Desempenho	Solução 1		Solução 2		Solução 3		Solução 4	
			Pont.	Valor	Pont.	Valor	Pont.	Valor	Pont.	Valor
Segurança	0,333	Forma de Fixação	5	1,665	4	1,332	5	1,665	3	0,999
Prático	0,2	Simplicidade de Utilização	4	0,8	4	0,8	4	0,8	5	1
Uso Particular	0,25	Capacidade de Adaptação	4	1		0		0		0
Uso em Centros				0	5	1,25	5	1,25	5	1,25
Simples	0,15	Número de componentes	4	0,6	4	0,6	4	0,6	2	0,3
Produção	0,067	Processos de Fabrico	4	0,268	4	0,268	4	0,268	1	0,067
Total	1			4,065		3,982		4,315		3,549

1 – Muito mau; 2 - mau; 3 - mediano; 4 - bom; 5 – muito bom.

3.4.2. Base de Suporte e Ajuste de Inclinação

Nas soluções desenvolvidas, a base de suporte e o ajuste de inclinação estão profundamente relacionados, daí as suas soluções serem abordadas em conjunto. A base de suporte, tal como o próprio nome indica, tem a função de servir de base a toda a estrutura do equipamento. Por outro lado, o ajuste de inclinação, como o próprio nome indica permite variar a inclinação de modo que o equipamento consiga satisfazer as necessidades de um maior número de indivíduos. O formato da base de suporte depende da solução escolhida para realizar o ajuste de inclinação.

Neste sentido, propõem-se as seguintes soluções para realizar o ajuste de inclinação. A primeira (solução 5) consiste na utilização de um perfil dentado e o seu respetivo guiamento, como exemplificado na Figura 34. Esta solução apresenta uma falha de segurança no caso de o guiamento dos dentes ser realizado sem um limitador do movimento vertical dos dentes, o que pode provocar que o mesmo mude de posição durante a realização do exercício. No caso de o equipamento usufruir de um limitador de movimento, este encarece o mesmo e torna a sua construção mais complexa.

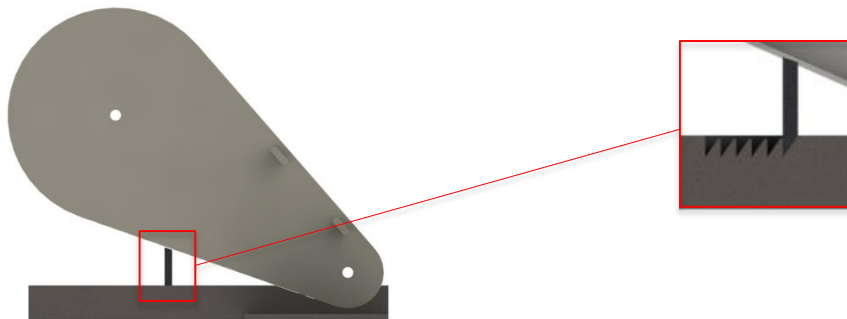
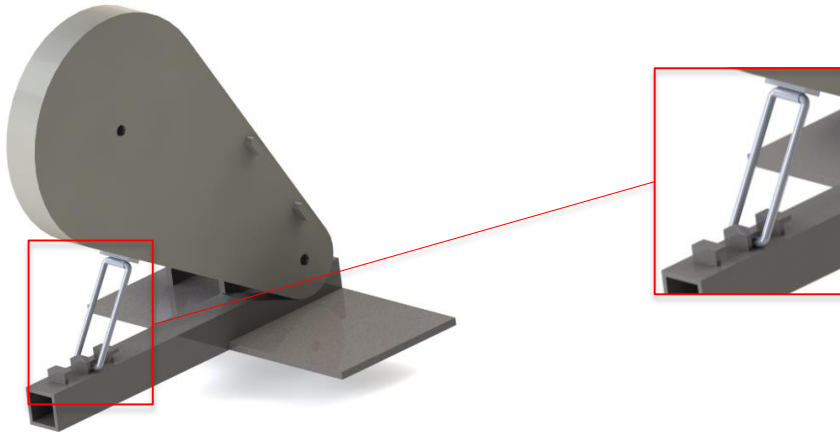
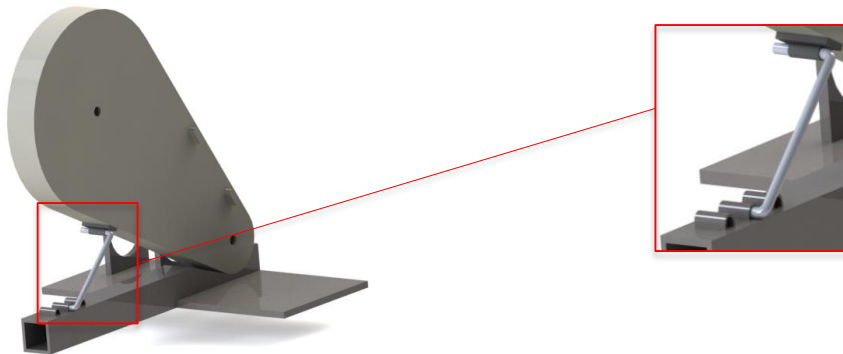


Figura 34 – Solução 5

A solução 6 apresentada na Figura 35 é composta por um tubo fechado que possui diferentes posições de apoio o que permite por sua vez atingir o objetivo pretendido que passa pela variação descontínua da inclinação. Tal como a solução anterior, o elemento responsável pelo ajuste não se encontra completamente limitado em termos de movimento, o que diminui a segurança do equipamento.

**Figura 35 – Solução 6**

Por fim, a última solução desenvolvida pode ser vista como um aperfeiçoamento anterior. De modo a combater a dificuldade explicada, nesta alternativa o elemento que define o ângulo de inclinação é um tubo circular aberto em forma aproximada de um “C”. Uma das extremidades do tubo encaixa num dos anéis existentes na superfície da base, como demonstrado na Figura 36, imobilizando o mesmo nas direções críticas.

**Figura 36 – Solução 7**

A Tabela 9 apresenta a análise de valor das soluções descritas. Como se pode observar na Tabela 9, a solução 7 diferencia-se das outras soluções no aspeto de segurança e de produção. No aspeto de segurança, já seria de esperar que a solução 7 apresenta-se uma ligeira melhoria, visto que esta foi desenvolvida com o intuito de colmatar as falhas encontradas nas outras soluções. No caso do critério de produção, a solução 7 apresenta formas mais simples de fabricar, tornando-a numa solução mais barata. Por estes motivos, a solução 7 foi a solução selecionada para integrar o modelo final.

Tabela 9 - Análise de valor das soluções de ajuste de inclinação

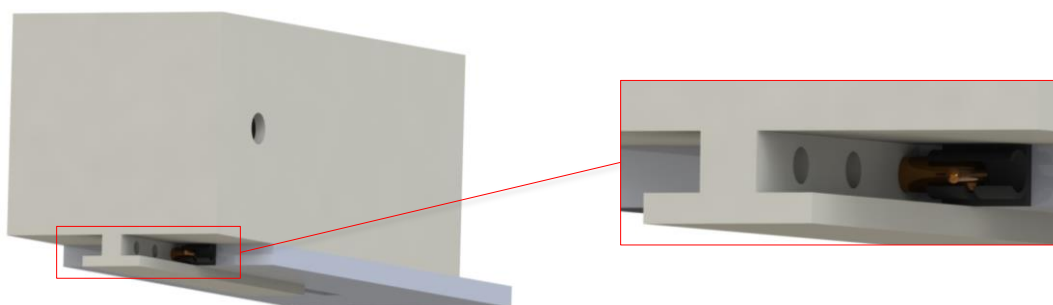
Objetivos	Peso Relativo	Parâmetro de Desempenho	Solução 5		Solução 6		Solução 7	
			Pontuação	Valor	Pontuação	Valor	Pontuação	Valor
Segurança	0,333	Forma de Fixação	3	0,999	3	0,999	4	1,332
Prático	0,2	Simplicidade de Utilização	4	0,8	4	0,8	4	0,8
Ergonómico	0,25	Intervalo de Utilização	4	1	4	1	4	1
Simples	0,15	Número de componentes	4	0,6	4	0,6	4	0,6
Produção	0,067	Processos de Fabrico	2	0,134	3	0,201	4	0,268
Total	1			3,533		3,6		4

1 – Muito mau; 2 - mau; 3 - mediano; 4 - bom; 5 – muito bom.

3.4.3. Ajuste de Horizontalidade do Módulo Superior

O ajuste de horizontalidade do módulo superior tem como função garantir que o módulo superior para reabilitação dos membros superiores possui liberdade de movimento no sentido longitudinal, isto é, no sentido paralelo ao solo. Esta possibilidade de ajuste permite melhorar a postura dos utilizadores na realização dos exercícios. Neste sentido, as soluções apresentadas para resolver este requisito abordam duas perspetivas diferentes.

Numa primeira perspetiva, desenvolveu-se uma solução capaz de realizar este movimento de forma descontínua. A solução 8 passa por uma barra furada de 20 em 20 mm, perfazendo um total de 140 mm, o que representa 7 posições distintas de ajuste. A posição desejada é mantida através da ação de um perno, como representado na Figura 37.

**Figura 37 – Solução 8**

No caso da solução 9 esta permite um ajuste contínuo desde a posição inicial até uma aproximação de 120 mm. A fixação da posição pretendida é realizada através de um botão de aperto, como demonstrado na Figura 38.

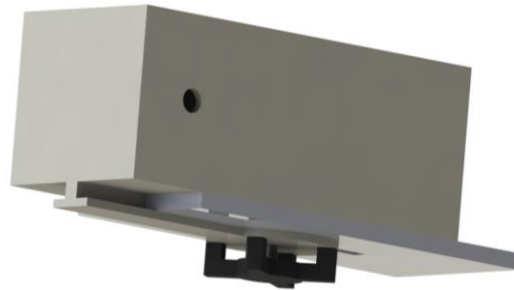


Figura 38 - Solução 9.

Como demonstrado na análise de valor presente na Tabela 10, as soluções apresentam pontuações idênticas nos diferentes critérios. No entanto, é necessário analisar o parâmetro do tipo de utilização com mais pormenor. Apesar de, neste parâmetro as soluções obterem uma classificação considerada boa é fundamental perceber que se refere a situações distintas. Num dos casos, como a solução 8 é uma solução de ajuste descontínuo e o fato de o “uso em particular” não exigir uma vasta gama de variação de posições, a solução 8 torna-se assim a solução mais eficaz para satisfazer este parâmetro. No caso da necessidade de uma vasta gama de posições de modo a preencher os requisitos de vários pacientes, tal como acontece em centros (hospitalares, lar de idosos), a solução 9 revela-se a mais indicada nesta situação.

Tabela 10 - Análise de valor das soluções de ajuste da horizontalidade do módulo superior

Objetivos	Peso Relativo	Parâmetro de Desempenho	Solução 8		Solução 9	
			Pontuação	Valor	Pontuação	Valor
Segurança	0,333	Forma de Fixação	5	1,665	5	1,665
Prático	0,2	Simplicidade de Utilização	4	0,8	4	0,8
Uso Particular	0,25	Intervalo de Utilização	4	1		0
Uso em Centros				0	4	1
Simples	0,15	Número de componentes	5	0,75	5	0,75
Produção	0,067	Processos de Fabrico	4	0,268	4	0,268
Total	1			4,215		4,215

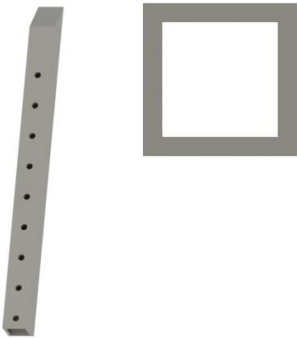
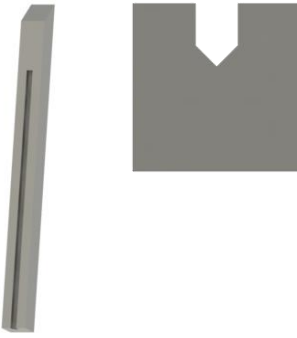

1 – Muito mau; 2 - mau; 3 - mediano; 4 - bom; 5 – muito bom.

3.4.4. Ajuste de altura

Apesar de todos os possíveis ajustes anteriormente descritos, a variação de altura é outro ajuste fundamental de modo a abranger um maior número de utilizadores. O princípio de funcionamento das diferentes soluções é idêntico e consiste numa barra que desliza no interior de um tubo quadrangular e a sua fixação é realizada através de um botão de aperto.

Na Tabela 11, apresentam-se os diferentes tipos de barras idealizadas para esta situação e seus respetivos perfis.

Tabela 11 - Ajuste de Altura

Solução 10	Solução 11	Solução 12
		

Como representado na Tabela 11, as soluções podem ser divididas em ajuste descontínuo (solução 10) e contínuo e dentro deste grupo ocorre outra divisão em aperto simples (solução 11) e aperto duplo (solução 12). A solução 10 permite a variação entre 8 alturas diferentes e é simplesmente um tubo quadrangular. Por outro lado, no ajuste contínuo da altura a principal diferença prende-se no perfil da barra. Como se pode observar na Tabela 11, a solução 12 possui uma das face em triângulo, esta forma tem como função aumentar a área de contato entre a barra e o tubo e assim aumentar a força de atrito entre as mesmas.

No caso do tubo por onde a barra desliza o que varia é o perfil do tubo, consoante a barra escolhida. No caso da solução 10 e 11 o perfil do tubo está apresentado na Figura 39 a), enquanto o perfil correspondente à solução 12 está apresentado na Figura 39 c).

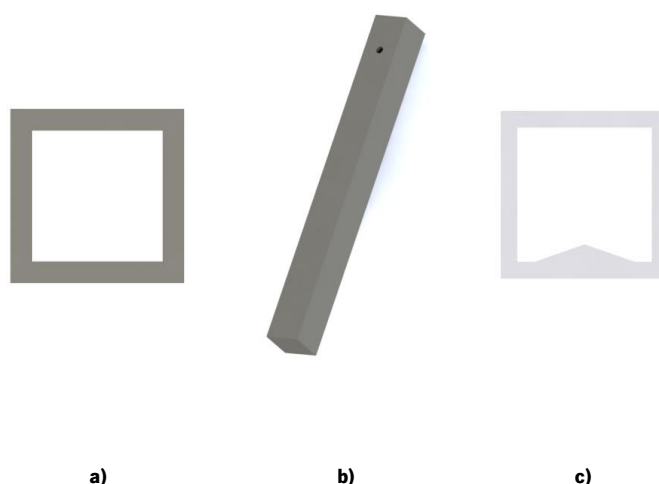


Figura 39: a) Perfil quadrangular; b) Tubo; c) Perfil de aperto duplo.

A análise da Tabela 12 permitiu concluir, que a solução 10 e 12 se destacam, apesar de ser por motivos diferentes. Novamente, o critério de diferenciação das soluções refere-se à sua forma de utilização. Como referido anteriormente, as soluções de ajuste que apresentem uma versão descontínua, demonstram-se as mais adequadas para o caso de uso particular, enquanto as soluções de ajuste contínuo mostram-se mais adequadas para o uso em instituições. No seguimento desta ideia, selecionou-se a solução 10 para integrar os componentes do modelo para uso particular e a solução 12 para integrar o modelo correspondente ao uso em instituições.

Tabela 12 - Análise de valor das soluções de ajuste de altura

Objetivos	Peso Relativo	Parâmetro de Desempenho	Solução 10		Solução 11		Solução 12	
			Pontuação	Valor	Pontuação	Valor	Pontuação	Valor
Segurança	0,333	Forma de Fixação	5	1,665	4	1,332	5	1,665
Prático	0,2	Simplicidade de Utilização	4	0,8	4	0,8	4	0,8
Uso Particular	0,25	Intervalo de Utilização	4	1		0		0
Uso em Centros				0	4	1	4	1
Simplex	0,15	Número de componentes	5	0,75	5	0,75	5	0,75
Produção	0,067	Processos de Fabrico	4	0,268	4	0,268	4	0,268
Total	1			4,483		4,15		4,483

1 – Muito mau; 2 - mau; 3 - mediano; 4 - bom; 5 – muito bom.

3.4.5. Base Extensível

A base extensível é necessária para manter o equipamento estável aquando a utilização do módulo superior. Na idealização de soluções para este ponto o principal parâmetro a resolver era a capacidade desta base permitir às pessoas que necessitem de cadeira de rodas para a sua mobilidade, conseguissem realizar a reabilitação dos seus membros superiores e inferiores no equipamento sem ser necessário transferi-las da sua cadeira de rodas para outra cadeira.

Assim, uma das soluções propostas é limitada pela distância interior entre os pneus de uma cadeira de rodas normal, cerca de 400 mm (dado retirado do anexo C), e apresenta como demonstrado na Figura 40, duas configurações possíveis.

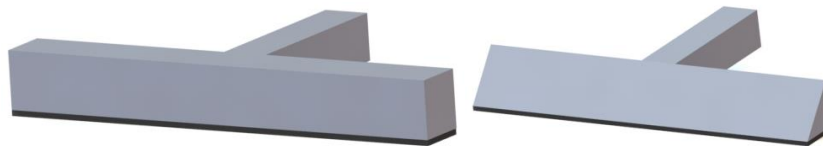


Figura 40 - Base extensível com a) formato quadrado; b) formato triangular.

A Figura 41 apresenta a solução 2, que em termos de construção é mais complexa que a solução 1, mas apresenta a possibilidade de aumentar a sua largura, para além da largura máxima interior entre os pneus da cadeira de rodas, de modo a criar maior estabilidade.

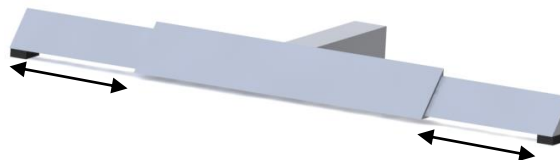


Figura 41 – Solução 14

Como se pode observar na Tabela 13, a solução 13 apresenta a melhor avaliação geral apesar de no critério mais preponderante “segurança” apresentar uma classificação inferior à solução 14. No entanto, devido à solução 13 ser de construção simples e de manuseamento mais prático revelou ser de um modo geral a solução mais adequada para a resolução deste problema, sendo por estes motivos a solução seleccionada.

Tabela 13 - Análise de valor das soluções para base extensível

Objetivos	Peso Relativo	Parâmetro de Desempenho	Solução 13		Solução 14	
			Pontuação	Valor	Pontuação	Valor
Segurança	0,4	Forma de Fixação	4	1,6	5	2
Prático	0,25	Simplicidade de Utilização	5	1,25	4	1
Simple	0,2	Número de componentes	5	1	3	0,6
Produção	0,15	Processos de Fabrico	4	0,6	3	0,45
Total	1			4,45		4,05

1 – Muito mau; 2 - mau; 3 - mediano; 4 - bom; 5 – muito bom.

3.4.6. Acessório para aplicação a Camas Hospitalares

No caso de pessoas acamadas foi necessário desenvolver um acessório que permita a aplicação do equipamento a camas hospitalares. No desenvolvimento de soluções para este requisito, foi necessário conhecer as dimensões usuais das camas hospitalares, nomeadamente a altura e a largura. A análise do catálogo de equipamentos hospitalares da marca *ORTHOS XXI*, permitiu concluir que em termos de altura, quando a cama não possui a alternativa de variar a mesma, esta se fixa nos 500 mm. Por outro lado, no caso de camas com variação de altura esta pode variar entre 420 a 760 mm. No estudo correspondente à largura da cama, esta não apresenta valores tão definidos, sendo que a largura mínima apresenta o valor de 990 mm.

Neste sentido, idealizou-se a solução 15 representada na Figura 42 a). A solução 15 apresenta a característica de ter uma estrutura fixa e independente, suportada por 4 rodas. A sua estrutura apresenta dimensões superiores às máximas da cama, de modo a ser possível locomover a sua estrutura a todo o comprimento da cama.

Na Figura 42 b) apresenta-se o acessório numa situação de utilização. A azul está representado o volume de uma cama hospitalar, à qual foi atribuída as dimensões de uma cama sem variador de altura.

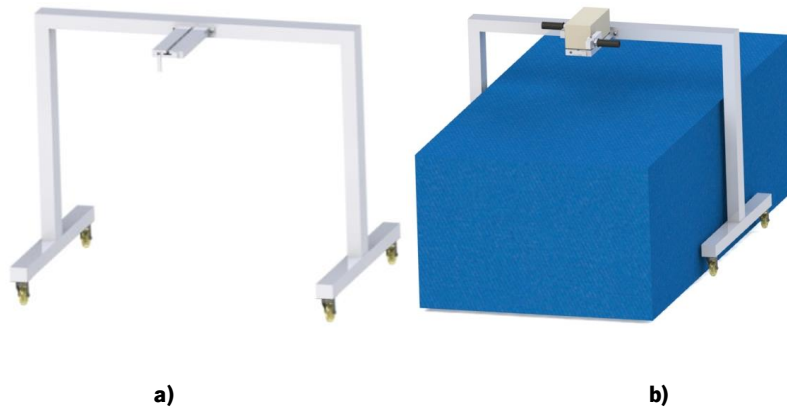


Figura 42: a) Solução 15; b) Solução 15 utilização.

A solução 16 representada na Figura 43, apresenta a particularidade de um dos seus apoios ser realizado na cama do utilizador. Para além desta particularidade, este apoio apresenta ainda a possibilidade de ajuste da altura, adaptando-se deste modo a qualquer altura da cama hospitalar.



Figura 43 – Solução 16 em extensão mínima e máxima.

De modo a clarificar o funcionamento e a posição relativa da solução 16 á cama, observe-se a Figura 44.

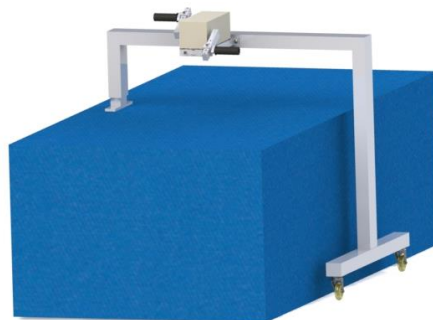


Figura 44 - Solução 16 em utilização.

Em ambas as soluções o módulo a ser aplicado é o módulo superior, quer seja para reabilitação dos membros inferiores ou superiores, procedendo-se à respetiva alteração do manípulo pelo pedal ou vice-versa. O sistema de encaixe do módulo superior a adotar neste acessório está diretamente dependente do módulo superior selecionado anteriormente.

A Tabela 14 mostra que a solução 15 é a solução mais adequada para a resolução deste requisito. Esta solução apresenta componentes mais simples, que por sua vez requerem processos de fabrico mais simples. No entanto, o critério diferenciador foi “Prático”, na avaliação deste critério decidiu-se premiar a solução que menos acréscimo de trabalho traria para o profissional de saúde. Por estes motivos, a solução 15 foi a solução selecionada.

Tabela 14 - Análise de valor das soluções para aplicação a camas hospitalares.

Objetivos	Peso Relativo	Parâmetro de Desempenho	Solução 15		Solução 16	
			Pontuação	Valor	Pontuação	Valor
Segurança	0,333	Forma de Fixação	4	1,332	4	1,332
Prático	0,2	Simplicidade de Utilização	5	1	4	0,8
Ergonómico	0,25	Intervalo de Utilização	4	1	4	1
Simple	0,15	Número de componentes	4	0,6	3	0,45
Produção	0,067	Processos de Fabrico	4	0,268	3	0,201
Total	1			4,2		3,783

1 – Muito mau; 2 - mau; 3 - mediano; 4 - bom; 5 – muito bom.

3.4.7. Acessório para Aplicação do Módulo Superior

No sentido de permitir que o utilizador adquira apenas o módulo superior, idealizaram-se equipamentos capazes de suportar apenas esse módulo. Com este objetivo, os equipamentos imaginados seguem duas vertentes. Por um lado, uma das soluções permite a sua aplicação a mesas (solução 17), enquanto a outra solução está dependente da aplicação a uma parede (solução 18).

Relativamente à solução 17 esta tem a versatilidade de poder ser aplicada a qualquer mesa, ou seja, não é necessário a aquisição de uma mesa específica. Além desta característica,

esta solução é de colocação fácil e rápida, devido à sua fixação ser concretizada através de um botão de aperto, como exemplificado na Figura 45.



Figura 45 – Solução 17.

A solução 18 passa por utilizar uma ventosa de modo a segurar o equipamento de suporte do módulo superior contra a parede (Figura 46). Tal como a solução anterior, esta solução é igualmente de colocação fácil e rápida, apresentando ainda a vantagem de a sua altura ser regulável, o que na solução anterior não se verifica, visto que a altura depende da altura da mesa onde o equipamento é empregue.



Figura 46 – Solução 18

De acordo com a Tabela 15, a melhor solução para servir como acessório quando o utilizador apenas pretende adquirir o módulo superior é a solução 17. A solução 17, que corresponde ao acessório de aplicação a mesas, destaca-se da sua concorrente pelo critério da segurança. A solução 18 pode apresentar alguma instabilidade aquando a realização do exercício de reabilitação e por esse motivo a sua classificação no parâmetro de segurança foi boa em vez de muito boa. Por outro lado, a solução 17 como fixa diretamente numa mesa, permanece imobilizada, daí ter obtido uma classificação de muito bom no parâmetro “segurança”.

Tabela 15 - Análise de valor das soluções para aplicação do módulo superior

Objetivos	Peso Relativo	Parâmetro de Desempenho	Solução 17		Solução 18	
			Pontuação	Valor	Pontuação	Valor
Segurança	0,333	Forma de Fixação	5	1,665	4	1,332
Prático	0,2	Simplicidade de Utilização	4	0,8	4	0,8
Ergonómico	0,25	Intervalo de Utilização	4	1	5	1,25
Simples	0,15	Número de componentes	4	0,6	4	0,6
Produção	0,067	Processos de Fabrico	3	0,201	3	0,201
Total	1			4,266		4,183

1 – Muito mau; 2 - mau; 3 - mediano; 4 - bom; 5 – muito bom.

3.4.8. Ajuste da largura do pedal

Devido à variação das medidas antropométricas de indivíduo para indivíduo, o ajuste da largura do pedal apresenta-se como mais uma medida para tornar a reabilitação mais precisa e confortável para o utilizador, visto que, assim o equipamento pode ser melhor adaptado às suas dimensões físicas. As soluções idealizadas para esta função são compostas por três partes fundamentais, a barra que possibilita a variação da largura e é responsável por interligar o conjunto ao equipamento, a placa de suporte que fixa o sistema de ajuste de largura ao pedal e o sistema responsável por fixar a posição desejada.

A principal diferença entre as soluções imaginadas reside na forma de fixação da posição. No caso da solução 19, apresentada na Figura 47, o sistema de aperto possui liberdade num dos sentidos o que permite acompanhar a variação da largura do pedal. Para além de acompanhar a variação de largura, a solução 19 possui um componente (a branco na imagem) com o objetivo de aumentar a área de contato do aperto.

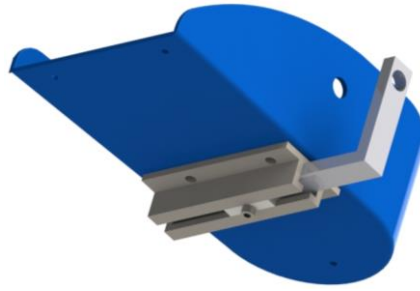


Figura 47 – Solução 19.

Por outro lado, como se pode observar na solução 20, apresentada na Figura 48, a posição de aperto não acompanha a variação da largura do pedal, sendo esta realizada sempre no mesmo ponto.

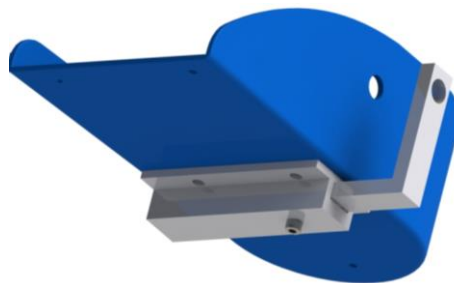


Figura 48 – Solução 20.

A análise da Tabela 16 permitiu concluir que a solução 19 é a solução mais adequada, apesar de as soluções apresentarem uma classificação global bastante próxima. Apesar de a solução 19 apresentar nos critérios “Simples” e “Produção” uma apreciação inferior à solução 20, neste caso, uma avaliação de “mediano” contra uma avaliação de “bom”, a solução 19 revela uma melhor capacidade de responder ao critério mais preponderante “segurança”, devido ao seu sistema de aperto. Resumindo, pode-se dizer que a solução 19 apresenta um melhor binómio de segurança/custo em relação à solução 20.

Tabela 16 - Análise de valor das soluções de ajuste de largura do pedal

Objetivos	Peso Relativo	Parâmetro de Desempenho	Solução 19		Solução 20	
			Pontuação	Valor	Pontuação	Valor
Segurança	0,333	Forma de Fixação	5	1,665	4	1,332
Prático	0,2	Simplicidade de Utilização	4	0,8	4	0,8
Ergonômico	0,25	Intervalo de Utilização	4	1	4	1
Simples	0,15	Número de componentes	3	0,45	4	0,6
Produção	0,067	Processos de Fabrico	3	0,201	4	0,268
Total	1			4,116		4

1 – Muito mau; 2 - mau; 3 - mediano; 4 - bom; 5 – muito bom.

3.4.9. *Variação da Resistência Mecânica*

As soluções aqui desenvolvidas pretendem capacitar o modelo com uma variedade de níveis de resistência ao movimento.

A solução 21 consiste na utilização de rodas de atrito. Como se pode observar na Figura 49, uma das rodas encontra-se acoplada no mesmo eixo na qual se encontra a polia motora (no caso de treino ativo). Por outro lado, a outra roda de atrito possui liberdade de movimento, permitindo alterar a distância entre eixo das mesmas, variando assim a resistência imposta ao movimento.



Figura 49 - Solução 21.

No caso da solução 22, o sistema idealizado é semelhante ao princípio de funcionamento do freio de cinta e é composto por uma cinta, uma roda, uma mola de tração e um sistema que varia o comprimento da mola, como demonstrado na Figura 50. A roda quando pressionada pela

cinta cria uma força de atrito que será tanto maior quanto maior a pressão de contato entre a roda e a cinta. A variação da pressão de contato é a responsável por criar diferentes graus de resistência e é regulável a partir do sistema que varia o comprimento da mola. A existência da mola de tração no sistema permite alargar os intervalos de resistência a obter, devido à sua capacidade elástica.

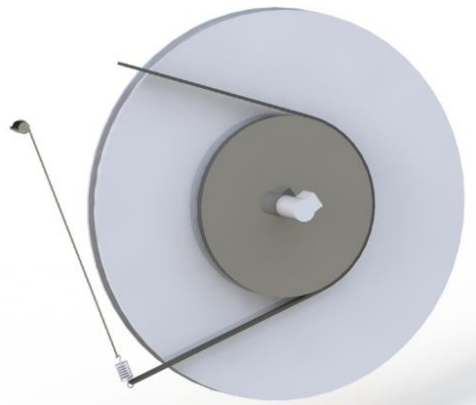


Figura 50 - Solução 22.

A solução 23 consiste no aproveitamento do motor elétrico existente para a realização de treino passivo. Através de um controlador, é possível controlar de forma precisa os parâmetros de funcionamento do motor, tais como, a velocidade de rotação e o binário, bem como inverter o seu sentido de rotação.

De acordo com a análise apresentada na Tabela 17, a solução 23 destaca-se das outras soluções. A solução 23 obteve a classificação máxima “muito bom” em quatro dos cinco critérios avaliados. Como se trata de um motor elétrico regulado por um controlador eletrónico, a precisão e a gama de funcionamento deste, bem como a facilidade de controlo influenciam positivamente os critérios “Segurança”, “Prático” e “Ergonómico”. No caso do critério “Produção” a atribuição de classificação “muito bom” prende-se unicamente com o facto de o motor e o controlador já fazerem parte integrante do equipamento, procedendo-se apenas a um aproveitamento da existência do mesmo.

Tabela 17 - Análise de valor das soluções de variação de resistência mecânica.

Objetivos	Peso Relativo	Parâmetro de Desempenho	Solução 21		Solução 22		Solução 23	
			Pontuação	Valor	Pontuação	Valor	Pontuação	Valor
Segurança	0,333	Número de Acidentes	4	1,332	4	1,332	5	1,665
Prático	0,2	Simplicidade de Utilização	4	0,8	4	0,8	5	1
Ergonómico	0,2	Intervalo de Utilização	3	0,6	4	0,8	5	1
Produção	0,1	Processos de Fabrico	4	0,4	3	0,3	5	0,5
Manutenção	0,167	Desgaste	3	0,501	3	0,501	4	0,668
Total	1			3,633		3,733		4,833

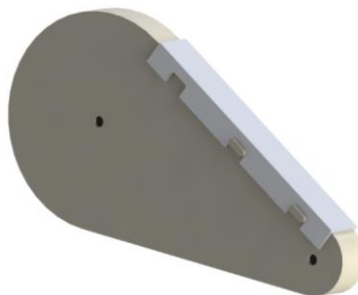
1 – Muito mau; 2 - mau; 3 - mediano; 4 - bom; 5 – muito bom.

3.4.10. Elemento de ligação do Módulo Superior ao Módulo Inferior

Uma das características do equipamento a desenvolver era a sua capacidade de ser modular, isto é, permitir a utilização independente de cada um dos módulos. No caso de o utilizador pretender adquirir ambos os módulos, idealizaram-se diferentes soluções de modo a interligar os mesmos.

Antes de descrever as soluções pensadas para esta situação, é fundamental explicar que a ligação entre os módulos superior e inferior resulta de uma conjugação entre a solução escolhida no subcapítulo “3.4.4 Ajuste de altura” e a solução selecionada do presente subcapítulo.

A solução 24 apresentada na Figura 51 passa por um componente que apoia simplesmente na carcaça que engloba o sistema de variação de resistência mecânica. De modo a evitar que este componente se movimente em qualquer uma das direções, este possui aberturas que apoiam diretamente em saliências da carcaça, realizando deste modo a sua imobilização.

**Figura 51 – Solução 24**

Por sua vez, a solução 25, representada na Figura 52, consiste num sistema de encaixe, sistema este que à semelhança da solução 24 permite a sua imobilização.



Figura 52 – Solução 25

Na Tabela 18, apresenta-se a análise de valor das soluções. As soluções apresentam avaliações semelhantes, sendo o critério “prático” o critério diferenciador. Neste critério, o parâmetro de desempenho é a simplicidade de utilização e na avaliação realizada foi atribuída a classificação de muito bom à solução 24. A atribuição desta classificação à solução 24 deveu-se ao fato da mesma não necessitar de sistema de encaixe como na solução 25 e bastar apenas apoiar o componente sobre a carcaça para montar o mesmo. Por esse motivo, a solução 24 foi a solução selecionada para integrar o modelo.

Tabela 18 - Análise de valor das soluções para conjugação dos módulos.

Objetivos	Peso Relativo	Parâmetro de Desempenho	Solução 24		Solução 25	
			Pontuação	Valor	Pontuação	Valor
Segurança	0,4	Forma de Fixação	4	1,6	4	1,6
Prático	0,25	Simplicidade de Utilização	5	1,25	4	1
Simple	0,2	Número de componentes	5	1	5	1
Produção	0,15	Processos de Fabrico	4	0,6	4	0,6
Total	1			4,45		4,2

1 – Muito mau; 2 - mau; 3 - mediano; 4 - bom; 5 – muito bom.

3.4.11. Alteração e fixação do manípulo

Os indivíduos que pretendem utilizar os equipamentos de reabilitação apresentam diferentes incapacidades e no caso da reabilitação de membros superiores, essa diferença de incapacidade implica a utilização de diferentes manípulos. No sentido de tornar prática e rápida a substituição de manípulos desenvolveu-se a solução apresentada na Figura 53.

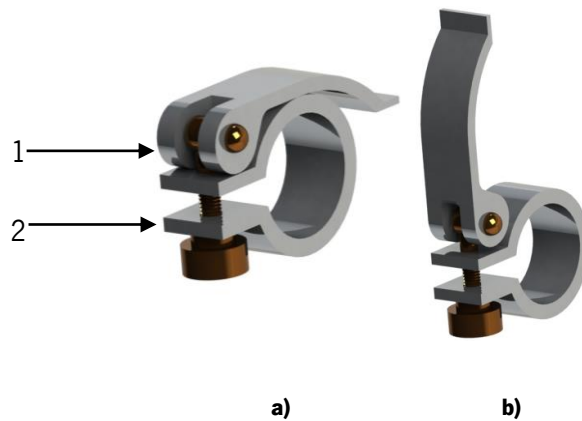


Figura 53 - Sistema de aperto: a) posição de aperto; b) posição de alívio.

O sistema apresentado na Figura 53 é idêntico aos sistemas de aperto existentes nas trotinetes e consiste no princípio de funcionamento de um excêntrico. A excentricidade do componente 1 provoca uma variação de pressão no componente 2, componente este que fixa o manípulo ao elemento de ajuste do raio. Para além da capacidade de fixação, a utilização deste sistema permite a variação da largura do manípulo, como representado na Figura 54.

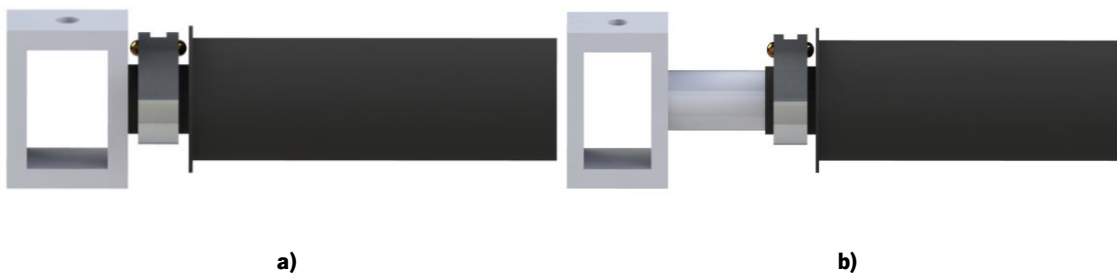


Figura 54 - Variação de largura: a) posição mínima; b) posição máxima.

3.5. Equipamentos desenvolvidos

A capacidade modular dos componentes descritos no subcapítulo “Soluções Propostas” permitiu gerar, através de variadas combinações, diferentes modelos. Neste sentido, os modelos concebidos distribuem-se em três categorias principais, em equipamentos de reabilitação de membros inferiores, equipamentos de reabilitação de membros superiores e equipamentos de reabilitação de membros inferiores e superiores. Para além desta distribuição, dentro de cada categoria os equipamentos subdividem-se em equipamentos de uso particular e equipamentos de uso em instituições.

3.5.1. Equipamentos de reabilitação de membros inferiores

A Figura 55 apresenta os modelos desenvolvidos para auxiliar na reabilitação de membros inferiores.

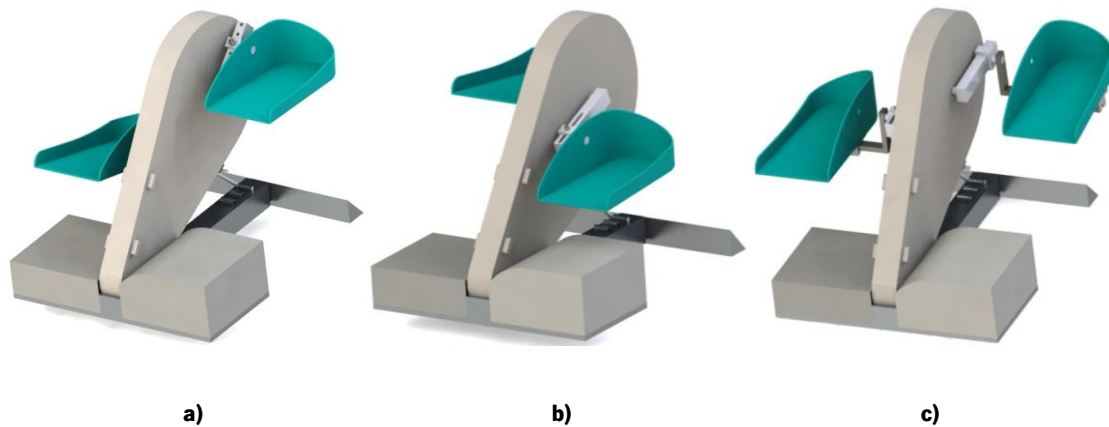


Figura 55: a) Modelo Inferior particular; b) Modelo Inferior; c) Modelo inferior com variação de largura do pedal.

Como referido anteriormente, os equipamentos subdividem-se consoante a sua capacidade de satisfazer os requisitos do indivíduo/entidade que adquire o produto. Por este motivo, o modelo da Figura 55 a) é o indicado para utilizadores particulares, isto é, indivíduos que pretendam usufruir do equipamento na sua habitação. No caso de se tratar de uma entidade, a qual necessita de reabilitar diversos indivíduos com diferentes necessidades, o modelo presente na Figura 55 b) é o mais adequado. No caso do modelo apresentado na Figura 55 c), este é essencial quando o utilizador carece de posições de quadril largo e pode ser adaptado em qualquer um dos modelos anteriormente descritos.

3.5.2. Equipamentos de reabilitação de membros superiores

A Figura 56 apresenta os modelos desenvolvidos para auxiliar na reabilitação de membros superiores. É importante referir que, no caso da aquisição individual do módulo de reabilitação para membros superiores, este é acompanhado por um acessório que permite a sua adaptação a mesas.

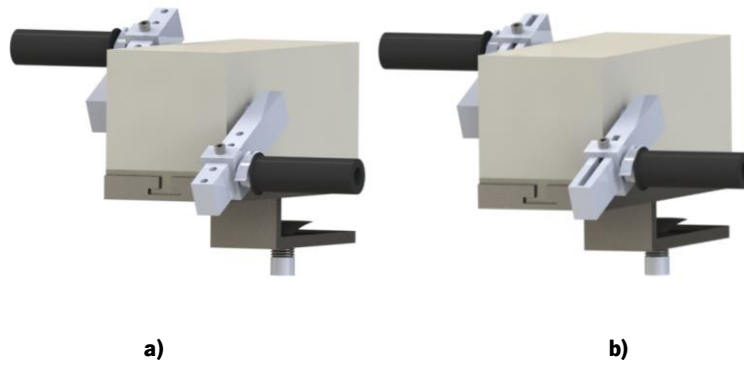


Figura 56: a) Módulo superior uso particular; b) Módulo superior uso em instituições.

Tal como nos modelos descritos anteriormente, este modelo divide-se igualmente em duas subcategorias atendendo o público-alvo. O modelo da Figura 56 a) apresenta características que se adequam especialmente para utilizadores particulares. Por outro lado, o modelo da Figura 56 b) adapta-se sobretudo à utilização em instituições.

3.5.3. Equipamentos de reabilitação de membros inferiores e superiores

A Figura 57 apresenta os equipamentos desenvolvidos para auxiliar na reabilitação de membros inferiores e superiores. A construção destes equipamentos realizou-se através da conjugação dos módulos apresentados anteriormente, sendo apenas necessário conceber um elemento de ligação entre os módulos que detivesse da capacidade de ajustar em altura o módulo de reabilitação de membros superiores.

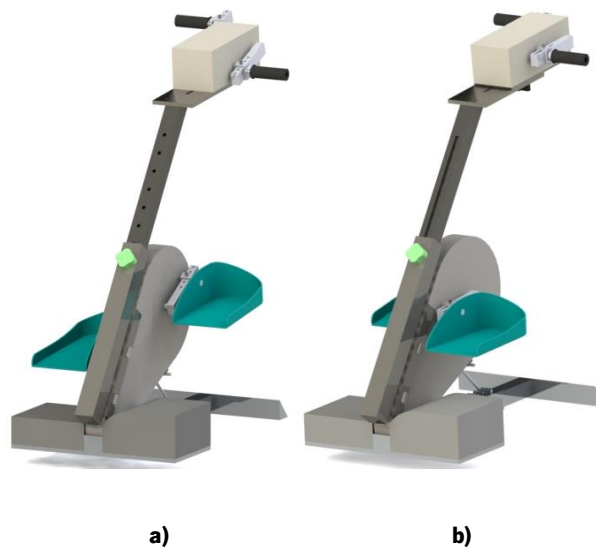


Figura 57: a) Modelo completo uso particular; b) Modelo completo uso em instituições.

Do mesmo modo que havia acontecido nos modelos descritos, estes modelos dividem-se igualmente em duas subcategorias, sendo o ponto de divisão o público-alvo. Desta forma, o modelo da Figura 57 a) ostenta características que se adequam especialmente para utilizadores particulares. Por outro lado, o modelo da Figura 57 b) adequa-se principalmente à utilização em instituições. Para além destas características, os equipamentos podem ainda ser construídos com o sistema de variação de largura do pedal representado na Figura 55 c).

4. Projeto de Detalhe

O objetivo deste capítulo é o dimensionamento analítico do veio de transmissão e do sistema de transmissão do módulo de reabilitação dos membros inferiores, que é composto por polias e correia. Para além do dimensionamento analítico, realizou-se a validação de alguns componentes sujeitos a situações críticas através da capacidade de simulação do *software SolidWorks*.

Resumidamente, as principais etapas do dimensionamento são a elaboração do desenho virtual 3D estrutural, a definição das cargas, geração do comprimento de malha e depois o cálculo dos esforços e deformações.

4.1. Sistema de Transmissão

O dimensionamento do sistema de transmissão, neste equipamento composto por transmissão através de uma correia estriada, consiste em dimensionar a correia e as polias, motora e movida. Na seleção do motor a utilizar, adotou-se o motor presente nos equipamentos *Thera-Trainer*, que consiste no modelo GR80x80 240 W da marca *Dunkermotoren* e apresenta as características funcionais descritas na Tabela 19.

Tabela 19 - Dados técnicos motor. (adaptado de [28])

Dados Técnicos	GR 80x80
Potencia Nominal (W)	240
Tensão Nominal (V)	24
Velocidade Nominal (rpm)	3200
Binário Nominal (Ncm)	62
Inércia (gcm ²)	3200
Peso (Kg)	4

Como o motor apresenta uma velocidade de rotação nominal extremamente alta em comparação com a velocidade máxima pretendida, de cerca de 60 rpm ($i = 3200/60 = 53,33$), acoplou-se a este uma caixa redutora da marca *Dunkermotoren* modelo PLG 75 (Figura 58), que reduz a sua velocidade em 10 vezes passando a mesma de 3200 rpm para 320 rpm.



Figura 58 - Caixa redutora PLG 75.

Assim, após se definir o motor a utilizar e com o auxílio do catálogo da *optibel* sobre correias estriadas e respectivas polias, definiram-se os dados de acionamento o motor elétrico, funciona continuamente durante 10h; a velocidade do motor é 320 rpm; a velocidade máxima do equipamento é 60 rpm; a potência nominal do motor é 240 W e a distância entre eixos é 390 ± 50 mm.

Posto isto, foi selecionado o perfil da correia. Para isso, foram usados ábacos de dupla entrada, apresentados no anexo F, em que uma das entradas é relativa à velocidade de rotação da polia menor e a outra à potência de projeto. Assim, foi calculado o valor da potência de projeto (P_p), que corresponde à potência nominal (P_N), afetada por um fator de serviço (f_s). Estabelecendo o acionador e o acionado, determinou-se o fator de serviço ($f_s = 1,1$). Assim,

$$P_p = P_N \times f_s = 0,240 \times 1,1 = 0,264 \text{ kW} \quad (10)$$

Com estes dados de entrada no diagrama presente no anexo F, foi obtido o tipo de correia PK. A Figura 59 apresenta a constituição da correia de perfil PK. A superfície superior da correia representada pelo número 1 é constituída por um composto de borracha de policloropreno. A seção 2 é composta por um conjunto de cabos de poliéster de baixa extensão incorporado num composto de borracha aderente. Por último, a seção 3 correspondente à base da correia é formada por nervuras paralelas em forma de “V” constituídas por um composto de borracha resistente ao desgaste [28].



Figura 59 - Perfil de correia tipo PK. (Adaptado de [29])

Posteriormente, procedeu-se à seleção do diâmetro das polias. Na seleção do diâmetro da polia motora (d_1), definiu-se para esta o menor diâmetro existente ($d_1 = 45 \text{ mm}$). Através da determinação da relação de transmissão, pela equação 11, em conjunto com o diâmetro da polia motora determinou-se através da equação 12 o diâmetro da polia movida.

$$i = \frac{d_2}{d_1} = \frac{n_1}{n_2} = \frac{320}{60} = 5,33 \quad (11)$$

$$d_2 = d_1 \times i = 45 \times 5,33 = 253,87 \text{ mm} \quad (12)$$

Como se pode verificar nas tabelas do anexo F os diâmetros normalizados próximos do valor obtido são 250 e 280 mm. No sentido, de manter a relação de transmissão aproximadamente idêntica à pretendida selecionou-se o diâmetro de 250 mm. Assim, a nova relação de transmissão calculada através da equação 11 é $i = 5,56$.

Após se definir os diâmetros da polia a utilizar, procedeu-se à determinação do comprimento primitivo da correia (L), através da equação 13. De lembrar que a distância entre eixos sugerida (C) era de 390 mm.

$$L = 2 \times C + 1,57 \times (d_2 + d_1) + \frac{(d_2 - d_1)^2}{4 \times C} = 1270,09 \text{ mm} \quad (13)$$

De acordo com a tabela do comprimento normalizado de correias presente no anexo E, o comprimento de correia normalizado (L_N) selecionado foi o de 1270 mm. Posto isto, foi determinado a distância entre eixos efetiva (C_e), pela equação 14.

$$C_e = C - \frac{L - L_N}{2} = 389,96 \text{ mm} \quad (14)$$

Por último, foi definido o número de estrias (z) presentes na correia através da equação 15.

$$Z = \frac{P_N \times f_s}{P_P \times c_1 \times c_2} \quad (15)$$

Em que, c_1 e c_2 representam fatores de correção tabelados, nomeadamente, fator de correção devido ao arco de contato (c_1) e fator de correção devido ao comprimento da correia (c_2).

Na determinação de c_1 foi necessário determinar a razão apresentada na equação 16, enquanto c_2 apenas depende do valor do comprimento normalizado da correia.

$$\frac{d_2 - d_1}{C_e} = 0,53 \quad (16)$$

Posto isto, com estes dados de entrada e recorrendo às tabelas presentes no anexo F, foi determinado o valor de c_1 e c_2 , 0,98 e 0,95, respetivamente. Deste modo, através da equação 15, conclui-se que $Z = 3,15$ estrias. Visto que, o número de estrias tem de ser obrigatoriamente um número inteiro, foi definido $Z = 4$ estrias.

Assim, conclui-se que o sistema de transmissão a utilizar no equipamento é composto por uma correia *optibelt RB ribbed belt* 4 PK 1270, pela polia motora de Ø45 mm e pela polia movida de Ø250 mm.

4.2. Veio de transmissão

A transmissão de potência e movimento através de uma correia gera esforços no veio de transmissão. Assim, é fundamental proceder ao dimensionamento do veio de transmissão. Para isto, é necessário estudar os esforços transversos, os momentos fletores e os momentos torsões a que o veio se encontra sujeito.

Neste sentido, sendo F , a força útil, responsável pela transmissão da potência e movimento, é possível determinar essa força através da equação 2.

$$F = \frac{T}{r} = \frac{22}{0,125} = 176 \text{ N}$$

Sabendo que o binário de funcionamento não excede os 22 N.m e a polia movida possui um diâmetro de 250 mm (raio igual a 125 mm), foi obtido, através da equação 2 o valor de $F = 176 \text{ N}$.

O veio de transmissão, que para a sua composição foi definido como material o aço AISI 1010 tem uma tensão de cedência (S_y) de 180 MPa e tensão de rotura (S_{ut}) de 325 MPa. Este será suportado por dois rolamentos e a aplicação da força F será exatamente a meio do comprimento do veio, como exemplificado na Figura 60. Para além disto, a Figura 60 demonstra

a posição dos rolamentos (azul), que como se verifica se encontram à distância de 20 mm do ponto de aplicação da força F .

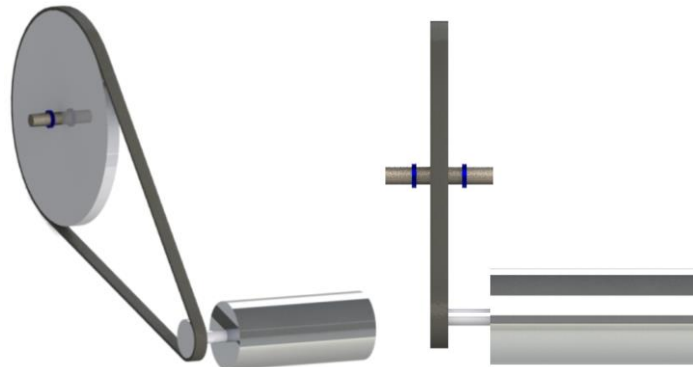


Figura 60 - Sistema de transmissão

De modo, a melhor entender o conjunto de forças atuantes no veio, elaborou-se o diagrama de corpo livre do mesmo, apresentado na Figura 61.

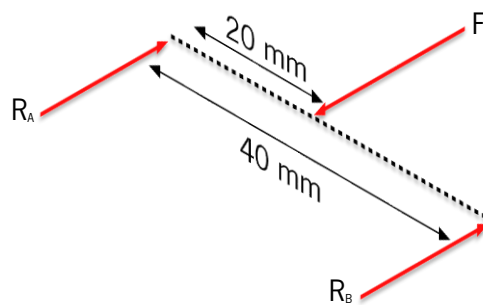


Figura 61 - Diagrama de corpo livre do veio

Posto isto, foi determinado o valor das reações dos apoios através do sistema de equações presente na equação 17.

$$\begin{cases} \sum F = 0 = R_A + R_B - F \\ \sum M_A = 0 = -F \times 0,020 + R_B \times 0,040 \end{cases} \quad (17)$$

Através da equação 17, foi obtido o valor das reações nos apoios, sendo obtido o valor de 88 N em cada apoio. Com estes resultados, elaborou-se o diagrama de esforços transversos representado na Figura 62.

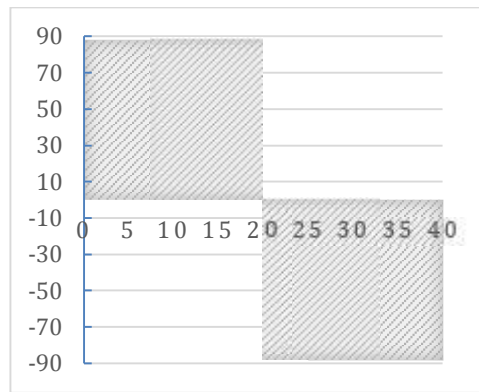


Figura 62 - Diagrama de esforços transversos

Posteriormente, foi calculado o momento fletor pela equação 18.

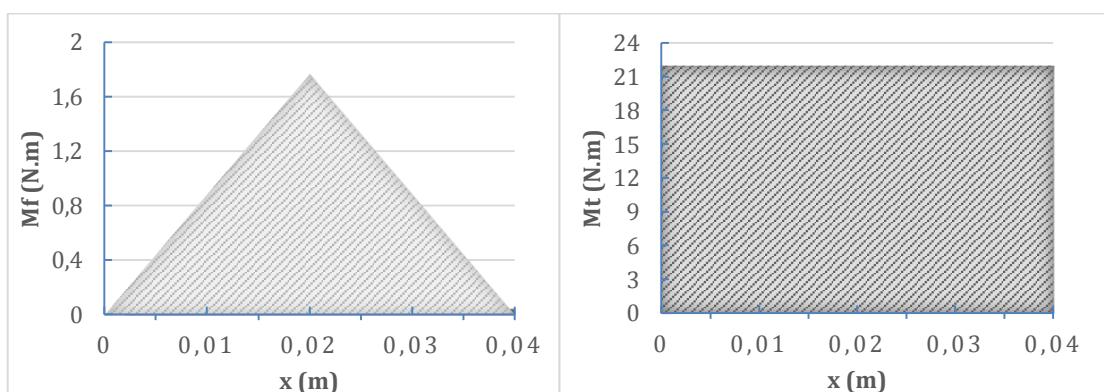
$$M_f = \int_0^{0,020} F dx = \int_0^{0,020} 88 dx \quad (18)$$

$$M_f = [88 \cdot x + C]_0^{0,020}$$

Sabendo que, $x=0 \rightarrow M=0$, determinou-se o valor da constante e posteriormente o valor máximo do momento fletor.

$$C = 88 \times x - M = 88 \times 0 - 0 = 0$$

$$M = 88 \times x = 88 \times 0,020 = 1,76 \text{ N.m}$$



a)

b)

Figura 63: a) Diagrama de momentos fletores; b) Diagrama de momentos torsores.

De acordo com os gráficos da Figura 63, verificou-se que o ponto crítico coincide com o ponto de aplicação da força F , ou mais especificamente, se encontra exatamente a meio do comprimento total do veio.

Após determinar o ponto crítico, foi possível realizar um dimensionamento estático do veio utilizando o critério de tensão de corte máxima. Segundo este critério o diâmetro é dado pela equação 19. De lembrar que o veio é composto por um aço AISI 1010, com uma tensão de cedência de 180 MPa e tensão de rotura de 325 MPa.

$$d = \left[\left(\frac{32 \times n}{\pi \times S_y} \right) \times (M_f^2 + M_T^2)^{1/2} \right]^{1/3} \quad (19)$$

Assim, através da equação 19, definindo o coeficiente de segurança (n) com o valor de 2 e com as propriedades materiais do aço AISI 1010, o valor obtido para o diâmetro mínimo do veio foi aproximadamente 13,57 mm.

No entanto, após o dimensionamento estático, como o veio está sujeito a cargas cíclicas foi necessário dimensionar o veio para resistir a eventuais danos causados pela fadiga do material. Com este objetivo, recorreu-se ao critério de *Soderberg* através do qual o diâmetro do veio é dado pela equação 20.

$$d = \left[\left(\frac{32 \times n}{\pi} \right) \times \left[\left(\frac{M}{S_e} \right)^2 + \left(\frac{T}{S_y} \right)^2 \right]^{1/2} \right]^{1/3} \quad (20)$$

Na determinação do diâmetro através do critério de *Soderberg* é necessário determinar a variável S_e , denominada por tensão limite de fadiga do componente, através da equação 21.

$$S_e = S'_e \times \frac{1}{K_f} \times k_a \times k_b \times k_c \times k_d \quad (21)$$

em que, para aços,

$$S'_e \approx 0,5 \times S_{ut} \approx 0,5 \times 325 = 162,5 \text{ MPa}$$

e os coeficientes de acabamento superficial (k_a), de tamanho (k_b), de fiabilidade (k_c) e de temperatura (k_d), foram determinados através dos cálculos auxiliares presentes no anexo G.

Posto isto, foi determinado pela equação 22 o valor da tensão limite de fadiga, sendo obtido o valor de 106,38 MPa. Retornando à equação 21, foi obtido o valor do diâmetro mínimo, correspondendo este ao valor aproximado de 13,6 mm.

De modo a que o veio suporte as solicitações estáticas bem como as solicitações à fadiga, tendo em atenção os resultados obtidos, o veio deverá ter um diâmetro mínimo de 14 mm.

4.3. Base de apoio do módulo superior

No dimensionamento deste componente recorreu-se às capacidades de simulação do *software SolidWorks*. Primariamente, foi construído o modelo 3D do componente. Após esta etapa, foi definida a situação crítica com as respetivas cargas atuantes e o comprimento de malha a utilizar durante a simulação, sendo obtido, por fim, os resultados dos esforços e deformações sofridas pelo componente.

A Figura 64 a) apresenta a forma da base de apoio, enquanto a Figura 64 b) apresenta a situação crítica de funcionamento. Como se pode observar na Figura 64, a situação crítica de funcionamento corresponde ao momento em que o utilizador necessita de usar o módulo superior na sua máxima extensão (cerca de 120 mm de extensão).

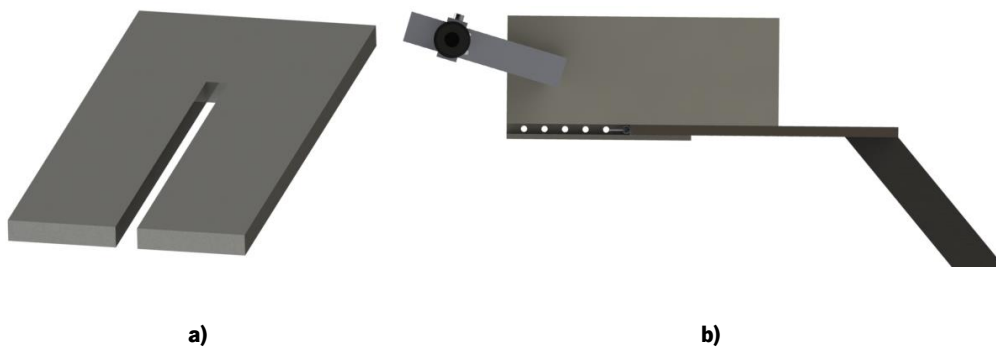


Figura 64: a) Base de apoio do módulo superior; b) Base de apoio em situação crítica.

Identificada a situação crítica de funcionamento foram determinadas as cargas atuantes, bem como as restrições. A Figura 65 apresenta a localização de aplicação das cargas e das restrições, na qual as restrições encontram-se representadas por setas verdes, enquanto a carga resultante do peso do módulo de reabilitação dos membros superiores se encontra representado por setas roxas.

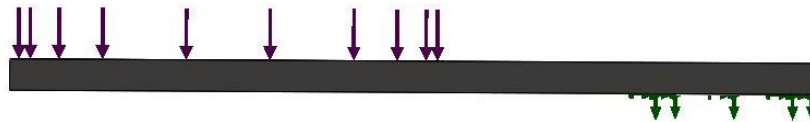


Figura 65 - Cargas e restrições aplicadas na base de apoio.

Posto isto, foi definido o peso do módulo superior. No subcapítulo 3.3, tinha sido estabelecido que o peso do módulo superior deveria ser inferior a 10 Kg. Assim, com este dado e utilizando um coeficiente de segurança de 1,5 realizou-se a simulação atribuindo ao módulo superior o peso de 15 Kg (aproximadamente 147,3 N). De realçar que o material escolhido para a base de apoio foi o aço AISI 1020 ($S_y = 351,57$ MPa).

A Figura 66 apresenta os resultados obtidos da simulação realizada à base de apoio. De acordo com a simulação realizada, em termos de deformação, a deformação máxima prevista ocorre na extremidade da base de apoio e apresenta uma deformação de apenas 0,151 mm. Por outro lado, no que diz respeito às tensões máximas presentes na base, estas apresentam um valor aproximado de 18,31 MPa e encontram-se na superfície inferior da mesma, mais precisamente na zona de ligação à barra de ajuste de altura.

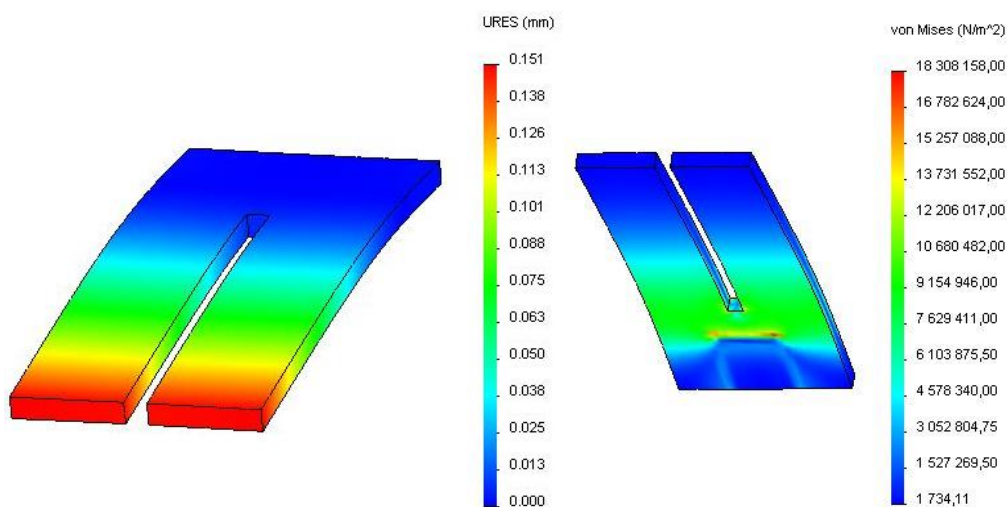


Figura 66 – Resultados obtidos da simulação para um peso do módulo superior de 15 Kg.

Atendendo aos resultados obtidos, verificou-se que as deformações registadas apresentam valores na casa das décimas de milímetro, podendo deste modo serem consideradas desprezáveis. Em relação à tensão máxima, esta apresenta um valor (aproximadamente 18,31 MPa) bastante inferior à tensão de cedência do aço utilizado ($S_y = 351,57$ MPa), demonstrando desta forma que a base é capaz de suportar as cargas à qual está sujeito.

4.4. Elemento de suporte do manípulo

Neste componente pretendia-se verificar a deformação sofrida e as tensões existentes no eixo que suporta o manípulo de borracha. Para isto, recorreu-se ao *software SolidWorks* para se realizar a simulação de esforços e deformações. A Figura 67 apresenta o modelo 3D do componente a ser validado.



Figura 67 - Elemento de suporte do manípulo.

Assim, seguindo a metodologia anteriormente descrita, foram definidas a localização das forças atuantes (setas roxas) e as restrições de movimento do componente (setas verdes), como apresentado na Figura 68.

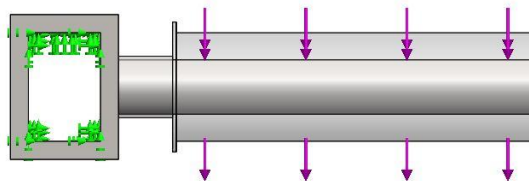


Figura 68 - Cargas e restrições aplicadas no componente de suporte do manípulo.

Posto isto, foi definido o valor da força atuante no manípulo. Para isto, recorreu-se à Tabela 5, a qual permitiu concluir que a massa de cada membro superior representa em média 4,715% da massa total do corpo humano. Utilizando como referencia para a massa total do corpo humano o valor de 93 Kg (segundo o anexo E, engloba 95% da população), obteve-se como massa do membro superior o valor de 4,38 Kg o que equivale a 43,1 N. Assim, com estes dados e utilizando

um coeficiente de segurança de 1,5 realizou-se a simulação atribuindo à força aplicada no manipulador o valor de 65 N. De realçar que o material escolhido para o elemento de suporte do manipulador foi o aço AISI 1020 ($S_y = 351,57 \text{ MPa}$).

A Figura 69 e a Figura 70 apresentam os resultados obtidos da simulação realizada ao elemento de suporte do manipulador. De acordo com a simulação realizada, em termos de deformação (Figura 69), a deformação máxima prevista ocorre na extremidade do mesmo e apresenta uma deformação de apenas 0,08 mm. Por outro lado, no que diz respeito às tensões máximas (Figura 70) presentes no componente, estas apresentam um valor aproximado de 13,07 MPa.

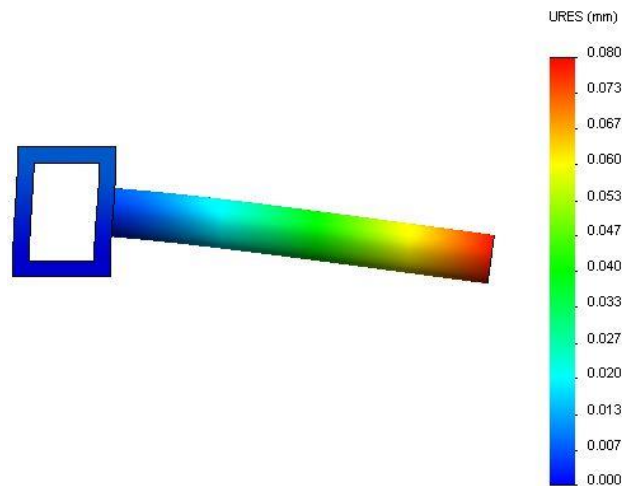


Figura 69 - Resultados obtidos da simulação de deformação para uma força de 65 N.

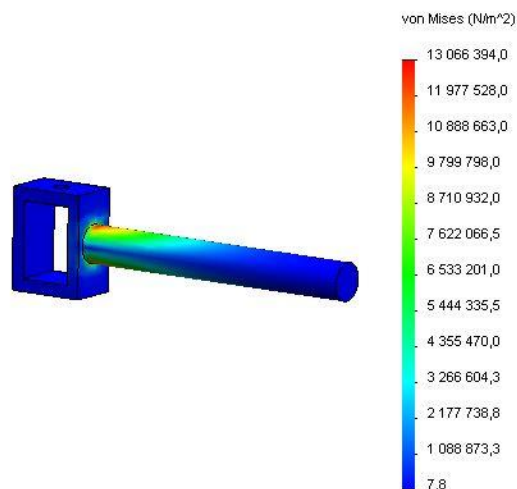


Figura 70 - Resultados obtidos da simulação de tensões para uma força de 65 N.

Atendendo aos resultados obtidos, verificou-se que as deformações registadas apresentam valores inferiores à décima de milímetro, podendo deste modo serem consideradas desprezáveis. Em relação à tensão máxima, esta apresenta um valor de aproximadamente 13,07 MPa, valor este bastante inferior à tensão de cedência do aço utilizado ($S_y = 351,57$ MPa), demonstrando desta forma que o componente está apto a suportar as cargas à quais estará sujeito.

4.5. Elemento de suporte do pedal

Neste componente pretendia-se verificar a deformação sofrida e as tensões existentes no veio que suporta o rolamento (azul), que por sua vez liga o veio ao pedal, como exemplificado na Figura 71. Para isto, recorreu-se novamente ao *software SolidWorks* para se realizar a simulação de esforços e deformações.



Figura 71 – Situação de estudo.

Assim, seguindo a metodologia anteriormente descrita, foram definidas a localização das forças atuantes no local da posição do rolamento (setas roxas) e as restrições de movimento dos componentes (setas verdes), como apresentado na Figura 68. De modo a simplificar a simulação, realizou-se a mesma apenas com o componente que se pretendia validar, colocando nos respetivos locais as forças exercidas sobre o mesmo.

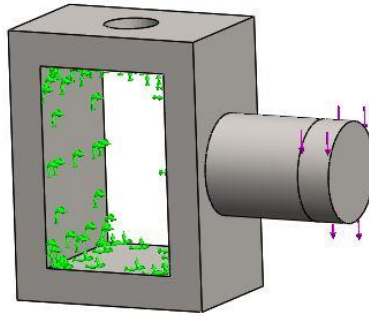


Figura 72 - Cargas e restrições aplicadas no componente de suporte do pedal.

Posto isto, foi definido o valor da força atuante no rolamento. Para isto, recorreu-se à Tabela 5, a qual permitiu concluir que a massa de cada membro inferior representa em média 20,37% da massa total do corpo humano. Utilizando como referencia para a massa total do corpo humano o valor de 93 Kg (segundo o anexo E, engloba 95% da população), obteve-se como massa do membro inferior o valor de 18,94 Kg o que equivale a 186 N. Assim, com estes dados e utilizando um coeficiente de segurança de 1,5 realizou-se a simulação atribuindo à força aplicada no rolamento o valor de 279 N. De realçar que o material escolhido para o elemento de suporte do pedal foi o aço AISI 1020 ($S_y = 351,57$ MPa).

A Figura 73 apresenta os resultados obtidos da simulação realizada ao elemento de suporte do pedal. De acordo com a simulação realizada, em termos de deformação, a deformação máxima prevista ocorre na extremidade do mesmo e apresenta uma deformação de apenas 0,002 mm. Por outro lado, no que diz respeito às tensões máximas presentes no componente, estas apresentam um valor aproximado de 16,76 MPa.

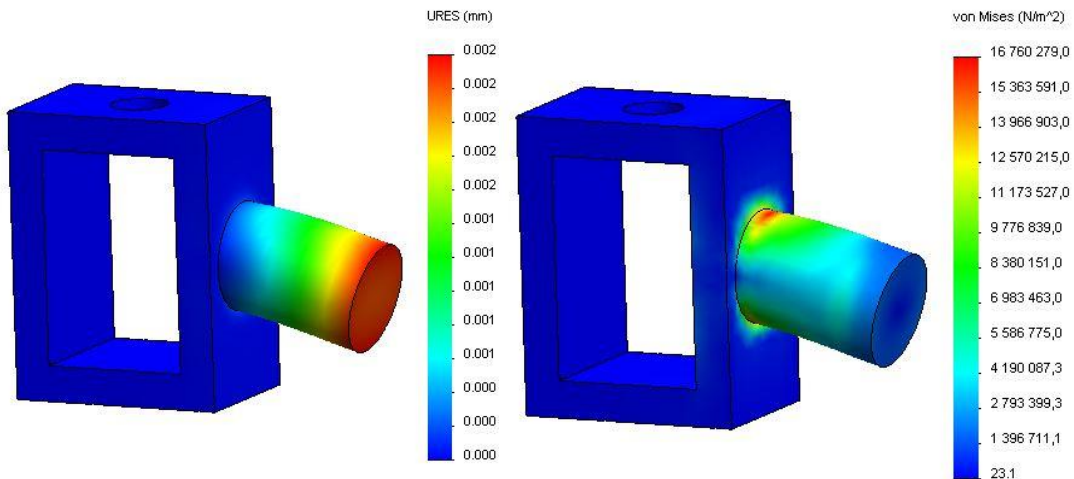


Figura 73 - Resultados obtidos da simulação para uma força aplicada no rolamento de 279 N.

Atendendo aos resultados obtidos, verificou-se que as deformações registadas podem ser consideradas desprezáveis, visto que se encontram na casa dos milésimos de milímetros. Em relação à tensão máxima, esta apresenta um valor de aproximadamente 16,76 MPa, valor este bastante inferior à tensão de cedência do aço utilizado ($S_y = 351,57$ MPa), demonstrando desta forma que o componente está apto a suportar as cargas à qual estará sujeito.

4.6. Pedal

O pedal é o componente que suporta a força exercida pela planta do pé. No equipamento desenvolvido, o pedal encontra-se ligado ao eixo de suporte através de um rolamento, de modo a permitir que o pedal tenha liberdade de rotação. Neste sentido, a Figura 74 apresenta as cargas (setas verdes) e as restrições existentes no pedal (setas roxas).

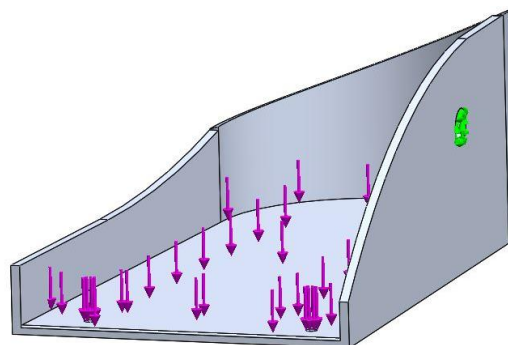


Figura 74 - Cargas e restrições aplicadas no pedal.

De referir que o material utilizado é o aço 1010 e que o pedal apresenta uma espessura de 4 mm. A Figura 75 apresenta os resultados da simulação de esforços.

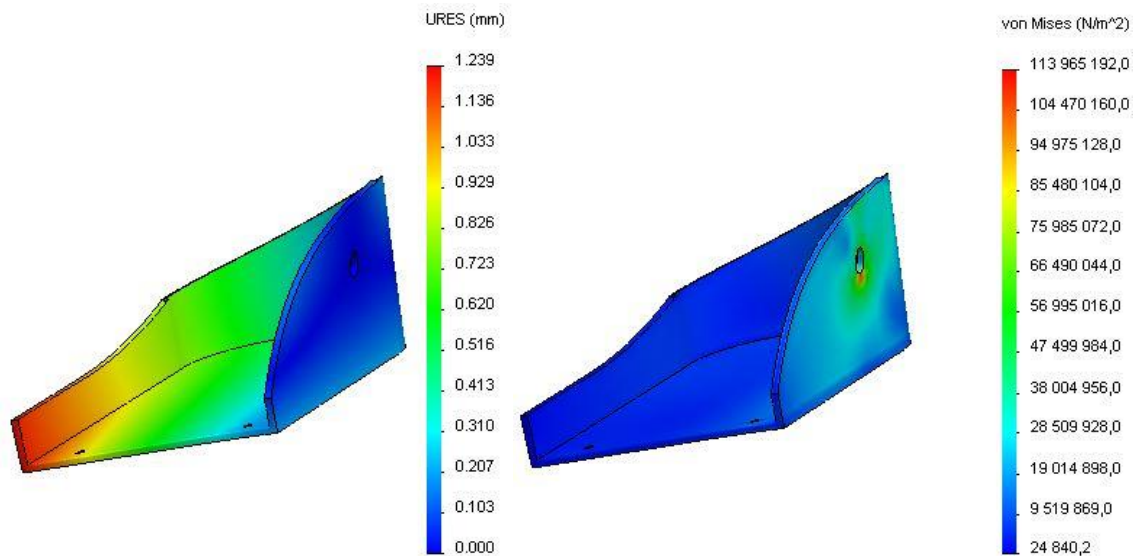


Figura 75 - Resultados obtidos da simulação para uma força aplicada no pedal de 279 N.

Como se pode verificar na Figura 75 a deformação máxima a que o pedal se encontra sujeito corresponde a 1,239 mm, o que é um valor aceitável. Em termos de tensão, a tensão máxima presente (113,97 MPa) é inferior à tensão de cedência do material ($S_y = 180$ MPa).

4.7. Barra de ajuste de altura

A barra de ajuste de altura tem como principal função regular a altura de utilização do módulo de reabilitação dos membros superiores em cerca de 110 mm (dado retirado após estudo dos dados antropométricos apresentados na Tabela 4). Mas, para além disso, a barra de ajuste de altura tem um papel fundamental no suporte do módulo. Neste sentido, realizou-se uma análise de elementos finitos de modo a estudar as deformações e as tensões existentes na barra, quando esta se encontra em situação crítica de funcionamento.

Primariamente, foi necessário definir a situação crítica de funcionamento, sendo que esta corresponde à situação na qual a barra se encontra na sua máxima extensão, como demonstrado na Figura 76.



Figura 76 - Situação crítica de funcionamento em altura máxima.

Posto isto, recorreu-se uma vez mais ao *software SolidWorks* para se realizar o estudo descrito. A Figura 77 apresenta, ilustrado por setas roxas as cargas/forças atuantes nos componentes e por setas verdes as restrições de movimento da barra.

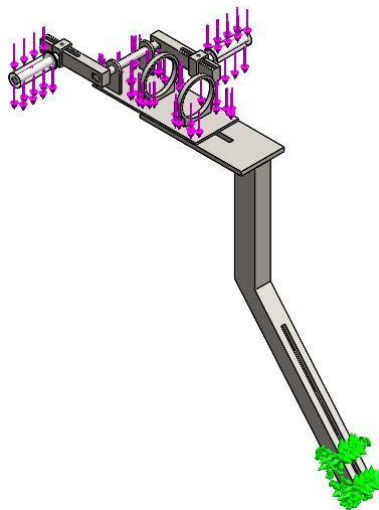


Figura 77 - Cargas e restrições aplicadas na barra de ajuste de altura.

Posteriormente, foi definido o valor das forças atuantes nos punhos e na base do módulo superior. Assim, por uma questão de segurança decidiu-se exagerar os valores das forças aplicadas nos componentes, realizando-se a simulação atribuindo como força aplicada a cada punho o valor de 150 N e ao peso do módulo superior o valor de 200 N. De realçar que o material escolhido para a barra de ajuste de altura foi o aço AISI 1020 ($S_y = 351,57$ MPa).

A Figura 78 apresenta os resultados obtidos da simulação realizada à barra.

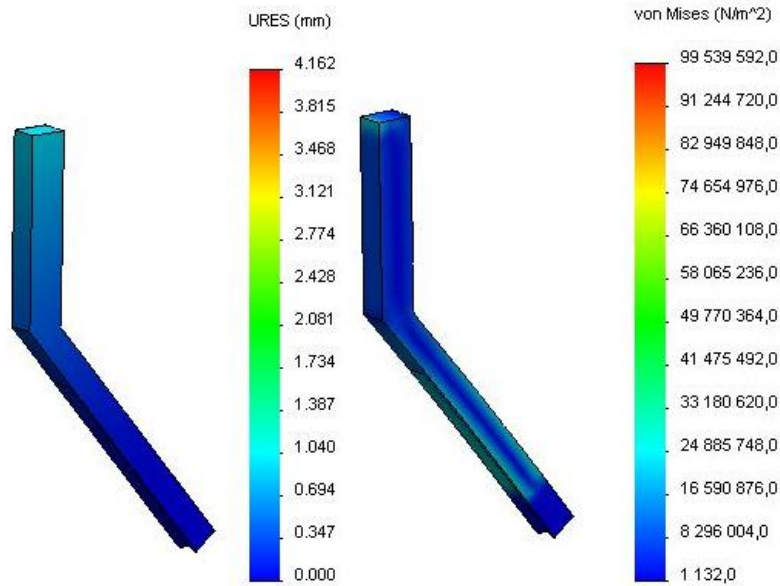


Figura 78 - Resultados obtidos da simulação realizada à barra de ajuste de altura.

Atendendo aos resultados apresentados na Figura 78, verificou-se que as deformações na barra apresentam valores máximos de aproximadamente 1,387 mm. Em relação à tensão máxima, esta apresenta zonas de cor esverdeada o que corresponde a um máximo de tensão de 70 MPa, enquanto a tensão de cedência do material utilizado é 351,57 MPa. Assim, pode-se concluir que a barra é capaz de satisfazer as necessidades de funcionamento.

4.8. Ajuste de Inclinação

O elemento de ajuste de inclinação permite a variação de inclinação do módulo superior e inferior entre três pontos. A necessidade do seu dimensionamento provém da capacidade que este elemento deverá possuir para suportar parte do peso do módulo inferior acrescentando ainda o peso do módulo superior. Neste sentido, realizou-se uma análise de elementos finitos de modo a estudar as deformações e as tensões existentes neste componente, quando este se encontra em funcionamento.

Neste componente, ao contrário do verificado em análises anteriores, não se definiu uma situação crítica específica, mas, por outro lado, decidiu-se analisar este componente para as três posições de ajuste, apresentadas na Figura 79.

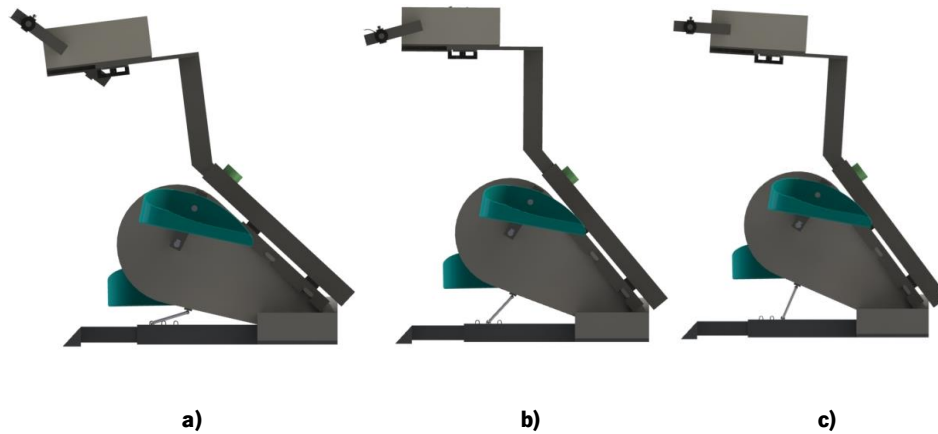


Figura 79: a) Posição de ajuste 1; b) posição de ajuste 2; c) posição de ajuste 3.

Posto isto, recorreu-se ao *software SolidWorks* para se realizar o estudo descrito. A Figura 80 apresenta, ilustrado por setas roxas as localizações das cargas/forças atuantes nos componentes e por setas verdes as restrições de movimento. Independentemente da posição de funcionamento, a localização das forças e das restrições é idêntica nas três posições. Por este motivo, a Figura 80 retrata uma situação meramente exemplificativa para as três situações.

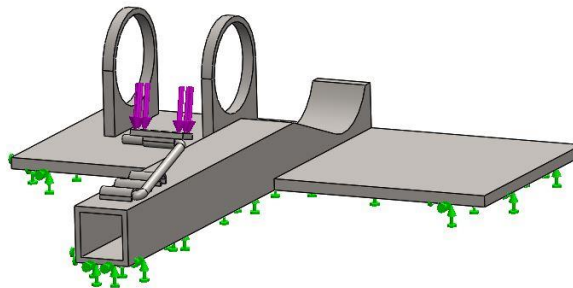


Figura 80 - Cargas e restrições aplicadas no elemento de ajuste de inclinação.

De modo a verificar se o componente resiste em termos de esforços e estudar as deformações resultantes definiu-se como valor de força aplicada o valor de 250 N. De realçar que o material escolhido para o componente de ajuste de inclinação foi o aço AISI 1020 ($S_y = 351,57$ MPa) e que consiste numa estrutura em “C” de secção cilíndrica com diâmetro de 8 mm.

As Figura 81 a Figura 83 apresentam os resultados provenientes da simulação para as diferentes posições de ajuste, posição 1, 2 e 3, respetivamente. Nestas simulações apenas se apresentam os resultados da estrutura em “C”, visto ser este o componente alvo de estudo.

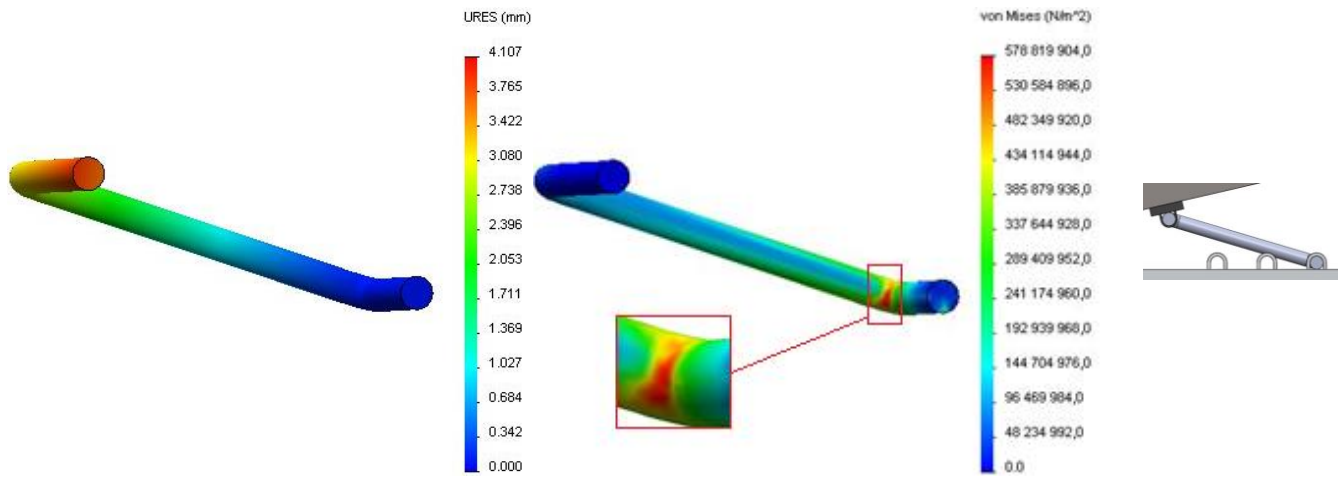


Figura 81 - Resultados da simulação para posição de ajuste 1.

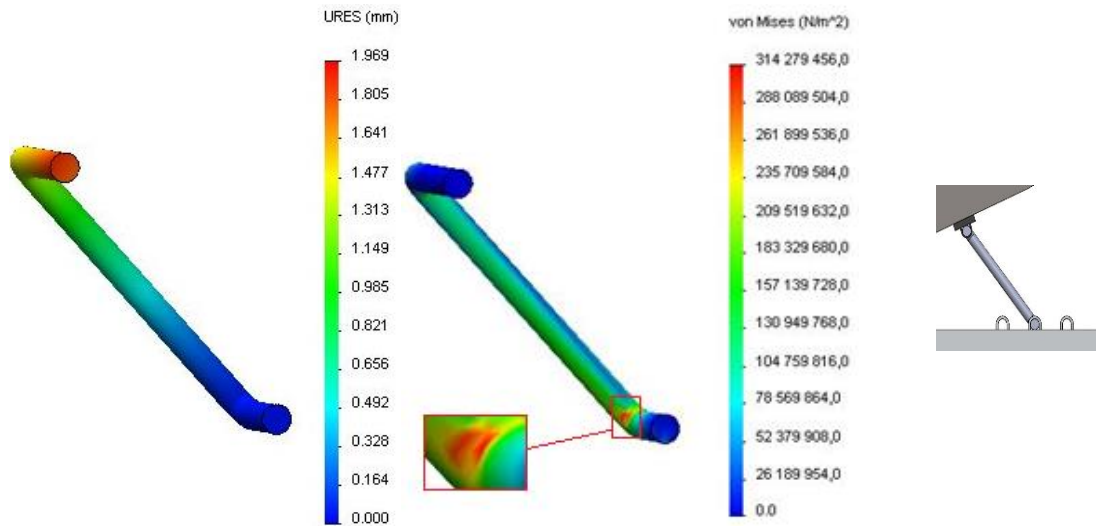


Figura 82 - Resultados da simulação para posição de ajuste 2.

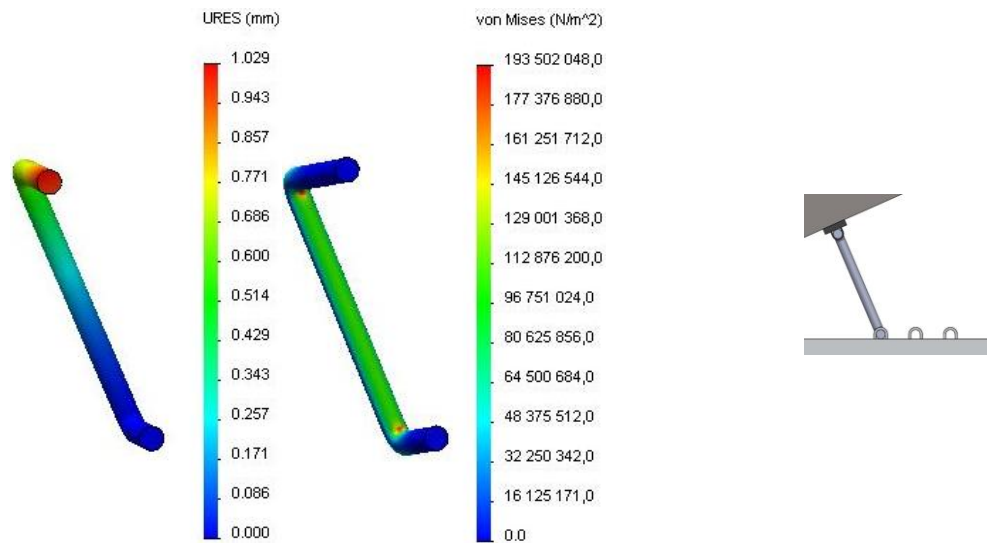


Figura 83 - Resultados da simulação para posição de ajuste 3.

De acordo com os resultados provenientes das Figura 81 a Figura 83, foi possível concluir que a situação que está sujeita a maiores cargas, permitindo deste modo ser definida como situação crítica, é a posição de ajuste 1. Do mesmo modo, foi possível observar que as posições de ajuste 2 e 3 não ultrapassam a tensão de cedência do material, apesar de as tensões encontradas na posição de ajuste 2 (314 MPa) serem bastante próximas da tensão de cedência do material (351 MPa). Visto que a solução em análise não demonstra ser capaz de resolver o problema, foi necessário reconstruir a mesma. Neste sentido, decidiu-se aumentar o diâmetro de seção, passando o mesmo a possuir um diâmetro de seção de 10 mm.

Após definido o novo diâmetro de seção procedeu-se ao estudo do seu comportamento quando este se encontra na posição crítica (posição de ajuste 1) e quando se encontra sujeito às cargas apresentadas na Figura 80. A Figura 84 apresenta os resultados provenientes da simulação de esforços de esforços.

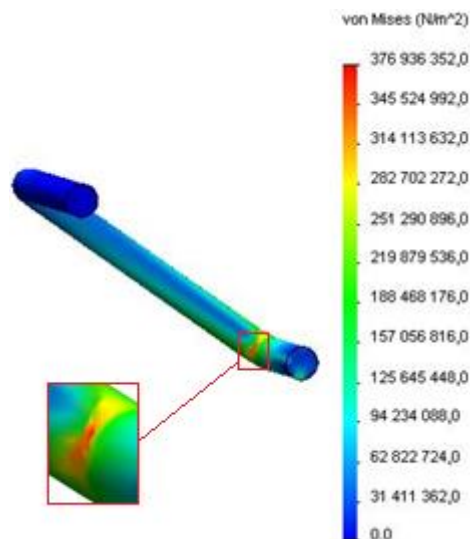


Figura 84 – Resultado da simulação de tensões no tubo em “C” com diâmetro de seção de 10 mm.

Como se pode concluir, através da análise da Figura 84 o aumento do diâmetro de seção permitiu que as tensões diminuíssem significativamente. Apesar desta diminuição, o componente ainda apresenta seções (destacadas na Figura 84) que ultrapassam a sua tensão de cedência (351,57 MPa), atingindo valores máximos de aproximadamente 377 MPa. De modo a solucionar este problema, decidiu-se aumentar novamente o diâmetro da seção do tubo. A Figura 85 apresenta os resultados da simulação de esforços com um diâmetro de seção de 12 mm.

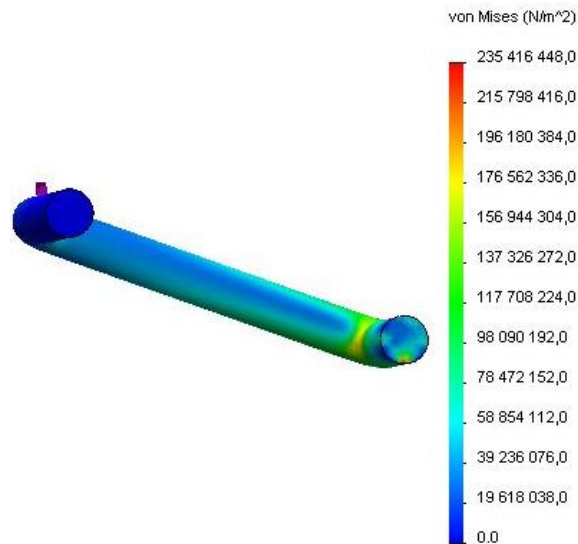


Figura 85 – Resultado da simulação de tensões no tubo em “C” com diâmetro de seção de 12 mm.

Como se pode concluir pela análise da Figura 85, o tubo em C com a seção de diâmetro 12 mm mostra ser uma alternativa viável, na qual a tensão máxima devida às cargas apresenta o valor de 235,42 MPa, valor este relativamente inferior à tensão de cedência do material em utilização (aço AISI 1020, $S_y = 351,57$ MPa).

4.9. Largura do pedal

A possibilidade de variar a largura do pedal é um componente de aquisição opcional. Aquando em utilização, este componente suporta os pedais e conseqüentemente as forças suportadas pelo mesmo. Neste sentido, realizou-se uma análise de elementos finitos para estudar as deformações e as tensões existentes no componente. Na realização desta, definiu-se como posição crítica aquela na qual o pedal se encontra no limite máximo de largura, como exemplificado na Figura 86. Para além de demonstrar a posição crítica, a Figura 86 apresenta também as localizações das forças atuantes e as restrições de movimento, representadas por setas roxas e setas verdes, respetivamente.

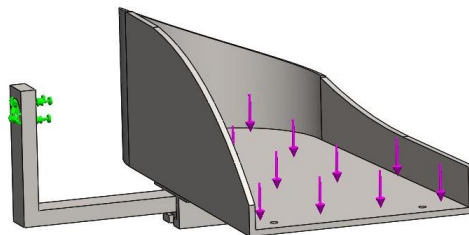


Figura 86 – Cargas e restrições aplicadas sobre o conjunto de variação de largura do pedal.

Posto isto, definiram-se o valor das forças. No caso da força resultante aplicada nos pedais foi definida para esta o valor de 300 N. De realçar que o material escolhido para o componente de variação de largura foi o aço AISI 1020 ($S_y = 351,57 \text{ MPa}$).

A Figura 87 apresenta os resultados obtidos através da simulação por elementos finitos. De referir que, para uma melhor perceção da distribuição de tensões no componente a Figura 87 apresenta o componente em duas vistas diferentes.

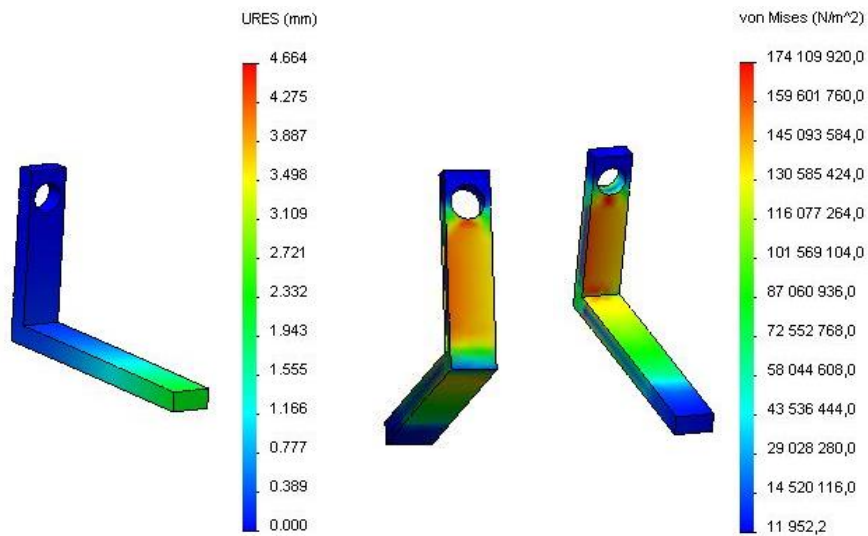


Figura 87 - Resultado da simulação de deformações e tensões no elemento de suporte da variação de largura do pedal.

4.10. Componentes “off the shelf”

Os componentes *off the shelf*, por corresponderem a componentes existentes no mercado produzidos em massa apresentam várias vantagens em relação aos componentes personalizados, nomeadamente, em termos de custo e por permitir obter o componente sem ser necessário investir tempo e dinheiro na sua fabricação. Por estes motivos, no desenvolvimento deste equipamento teve-se em atenção a utilização de componentes *off the shelf*, sendo os mesmos apresentados na Tabela 20.

Tabela 20 - Componentes off the shelf.

Nome	Imagem	Fabricante/ Marca	Designação (código)	Quantidade	Modelo
Punho		GAMM	PVZ/49X125 Ø16 (7317432)	2	Superior
Parafuso de orelhas		GAMM	G2/30/P M6x25 (7387080)	2 2	Inferior Superior
Botão de aperto (6 lados)		GAMM	VP/50 M10x15 (6112265)	1	Inferior + Superior
Botão de aperto (3 lados)		GAMM	3P/34/P M8x15 (6110025)	1	Superior
Aperto rápido			Ø25	2	Superior
Roda		ELESA	RE.G1-080-SBF- N	4	Acessório aplicação a camas

4.11. Centro de Massa

Nos equipamentos deste género é necessário garantir que o equipamento se encontre em equilíbrio de maneira a evitar a queda do aparelho e garantir a segurança do utilizador durante a sua utilização. De modo a determinar o seu centro de massa, recorreu-se às capacidades gráficas do *software SolidWorks*. Inicialmente determinou-se a posição de estudo, na qual ficou definida a situação em que o equipamento atinge a sua altura máxima, correspondendo esta à conjugação da altura máxima da barra de ajuste de altura com a inclinação relativa á posição de ajuste 3, como retratado na Figura 88. Nesta situação, e considerando que o espaço reservado para a componente eletrónica não possui massa, a localização do centro de massa do equipamento está representada na Figura 88.

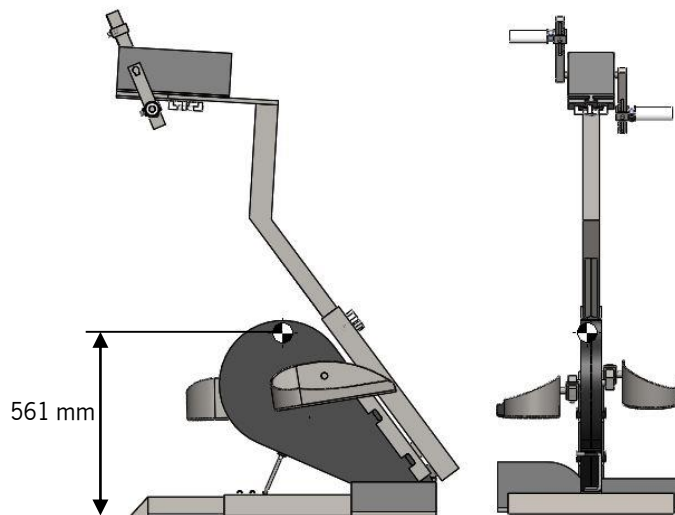


Figura 88 – Centro de massa.

Como se pode observar na Figura 88, o centro de massa do equipamento encontra-se a uma altura de 561 mm e a uma distância de 4 mm do eixo de simetria do equipamento. Devido a estes valores, foi possível concluir que o equipamento não se encontra em situação de desequilíbrio, nem apresenta, em situação normal de funcionamento, nenhum risco aparente de ocupar uma posição de desequilíbrio. Por este motivo, verifica-se que não existe a necessidade de colocar pesos na base do equipamento.

5. Descrição

Neste capítulo apresenta-se de forma detalhada os componentes que formam o equipamento desenvolvido e descrevem-se as normas de utilização do equipamento. Neste sentido, de modo a clarificar a visualização dos componentes e respetiva identificação procedeu-se á elaboração da vista explodida do conjunto. Devido á complexidade do equipamento foi necessário subdividir o equipamento em três vistas, como representado na Figura 89. Associada a cada vista, apresenta-se a lista de componentes respetiva. Importante realçar, que a coluna denominada “Ref.” nas Tabela 21 a 23 refere-se á identificação dos desenhos técnicos presentes no anexo H.

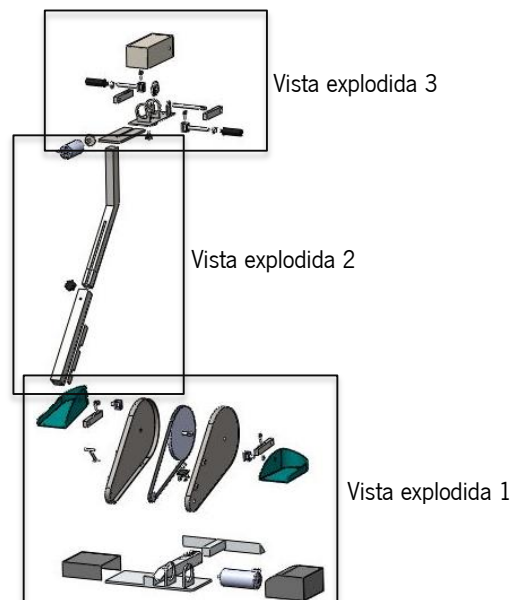


Figura 89 - Vista explodida do equipamento.

A vista explodida 1 (Figura 90), apresenta a base do equipamento, bem como os elementos referentes ao módulo de reabilitação dos membros inferiores. Por outro lado, a vista explodida 2 (Figura 91), apresenta os elementos de ligação entre o módulo de reabilitação de membros superiores e inferiores. Por fim, a vista explodida 3 (Figura 92) apresenta os componentes pertencentes ao módulo de reabilitação de membros superiores.

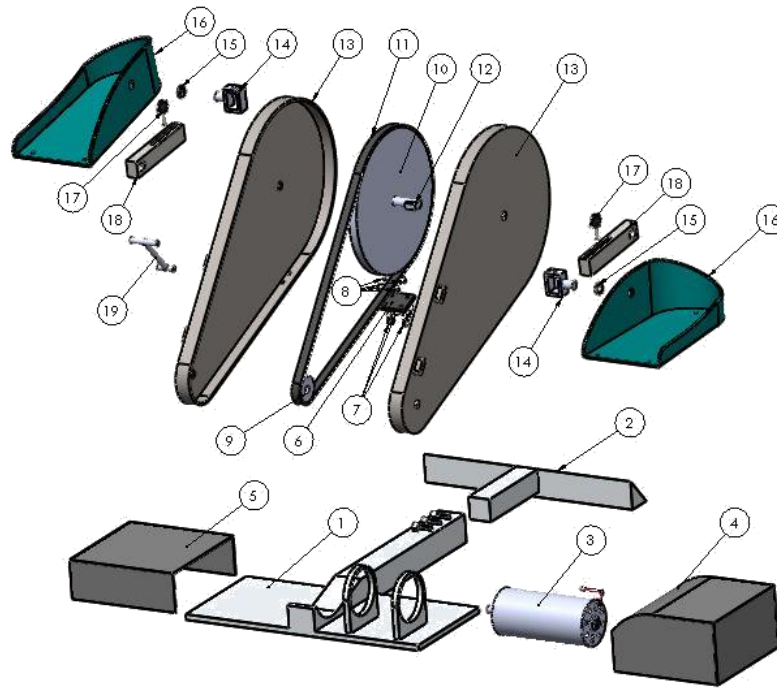


Figura 90 – Vista explodida 1.

Tabela 21 – Lista de componentes da vista explodida 1.

Número	Ref.	Componente	Quant.	Material
1	D01	Base	1	AISI 1020
2	D02	Base (parte extensível)	1	AISI 1020
3	-	Motor <i>Dunkermotoren</i> GR80x80	1	-
4	-	Cobertura Plástico 1	1	
5	-	Cobertura Plástico 2	1	
6	D03	Suporte Tubo em "I"	1	AISI 1020
7	-	Parafuso M6x16	4	-
8	-	Porca M6	4	-
9	-	Polia Ø45 mm	1	-
10	-	Polia Ø250 mm	1	-
11	-	Correia <i>optibelt</i> RB 4 PK 1270	1	-
12	-	Veio 1	1	-
13	D04	Cobertura	2	AISI 1020
14	D05	Eixo do pedal	2	AISI 1020
15	-	Rolamento	2	-
16	-	Pedal	2	AISI 1020
17	-	Parafuso de orelhas M6x20	2	-
18	D06	Barra de ajuste contínuo	2	AISI 1020
	D07	Barra de ajuste descontínuo		AISI 1020
19	D08	Tubo em "I"	1	AISI 1020

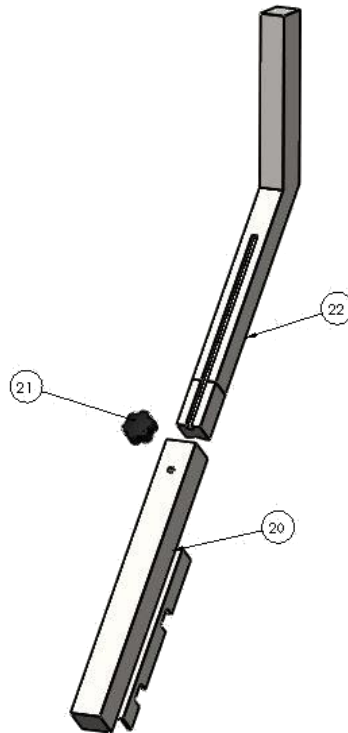


Figura 91 - Vista explodida 2.

Tabela 22 - Lista de componentes vista explodida 2.

Número	Ref.	Componente	Quant.	Material
20	D09	Suporte da barra de ajuste de altura	1	AISI 1020
21	-	Botão de aperto (6 lados) M10x15	1	-
22	D10	Barra de ajuste de altura contínuo	1	AISI 1020
	-	Barra de ajuste de altura descontinuo	1	AISI 1020

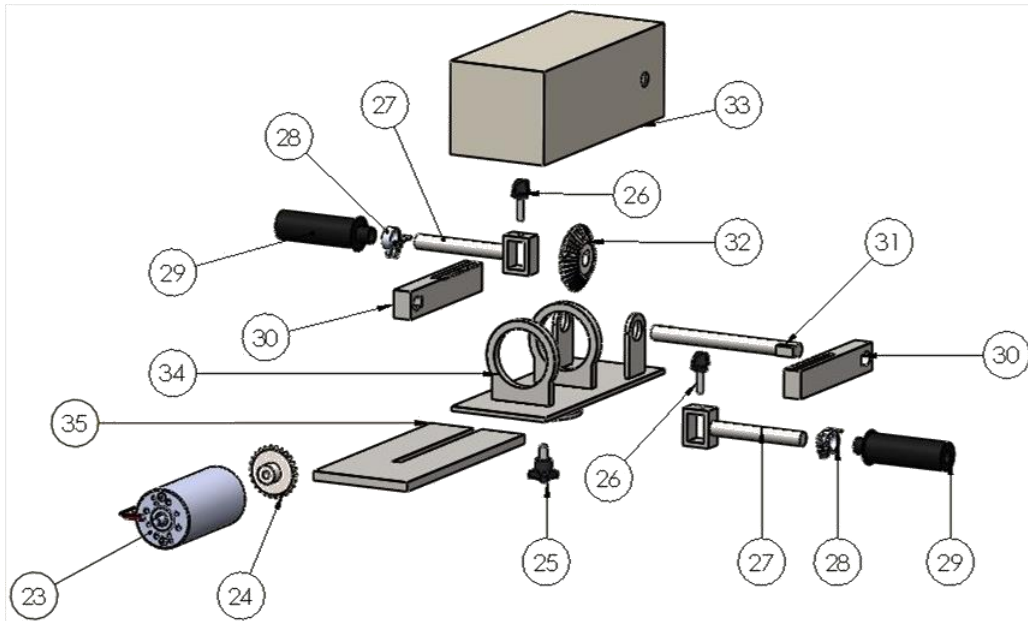


Figura 92 - Vista explodida 3

Tabela 23 - Lista de componentes vista explodida 3.

Núm.	Ref.	Componente	Quant.	Material
23	-	Motor GR63x55	1	-
24	-	Engrenagem de dentes 1	1	-
25	-	Botão de aperto (3 lados) M8x15	1	-
26	-	Parafuso de orelhas	2	-
27	D11	Eixo do manipulador	2	AISI 1020
28	-	Aperto rápido	2	-
29	-	Punho	2	PVC
30	D06 D07	Barra de ajuste contínuo Barra de ajuste descontínuo	2	AISI 1020 AISI 1020
31	-	Veio 2	1	-
32	-	Engrenagem de dentes 2	1	-
33	-	Cobertura plástica 3	1	-
34	D12 D13	Suporte do módulo superior contínuo Suporte do módulo superior descontínuo	1	AISI 1020 AISI 1020
35	-	Base de ajuste contínuo	1	AISI 1020

5.1. Instruções de Utilização

Neste subcapítulo descreve-se de forma simples e resumida o modo de utilização do equipamento, desde os seus diferentes ajustes, passando pela montagem do acessório de aplicação a mesas, bem como o acessório para a utilização por parte de pessoas acamadas.

5.1.1. Ajuste do Raio Pedal/Manípulo

A Figura 93 ilustra a sequência de ajuste do raio do pedal/manípulo. O procedimento de ajuste do raio do pedal/manípulo é idêntico para a variante contínua ou descontínua. Primeiro, por questões de segurança certifique-se que o equipamento se encontra desligado, depois comece por desapertar o botão de aperto até o eixo do manípulo possuir liberdade de movimento (1). Seguidamente, deslize o eixo do pedal ou manípulo até ao raio desejado (2). Após definida a posição, aperte firmemente o botão de aperto (3).

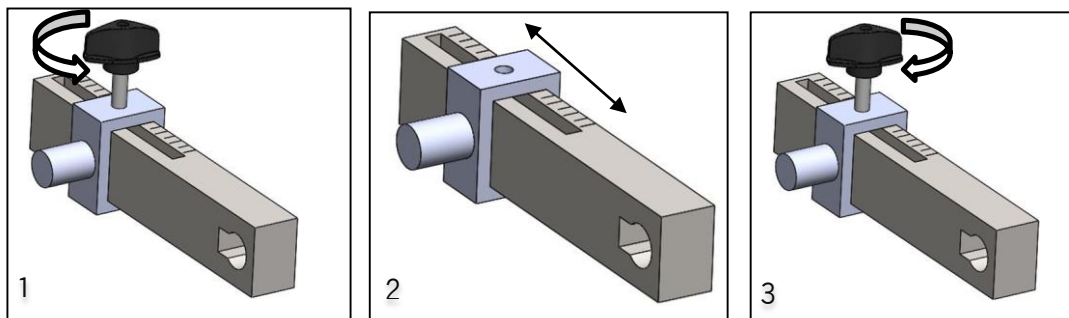


Figura 93 – Sequência para o ajuste do raio do pedal ou manípulo.

5.1.2. Ajuste de altura

A Figura 94 ilustra a sequência de ajuste de altura. O procedimento de ajuste da altura do módulo de reabilitação dos membros superiores é idêntico para a variante contínua ou descontínua. Primeiro, por questões de segurança certifique-se que o equipamento se encontra desligado, depois comece por desapertar o botão de aperto até a barra possuir liberdade de movimento (1). Seguidamente, deslize barra até a altura desejada (2). Após definida a altura do módulo superior, aperte firmemente o botão de aperto (3).

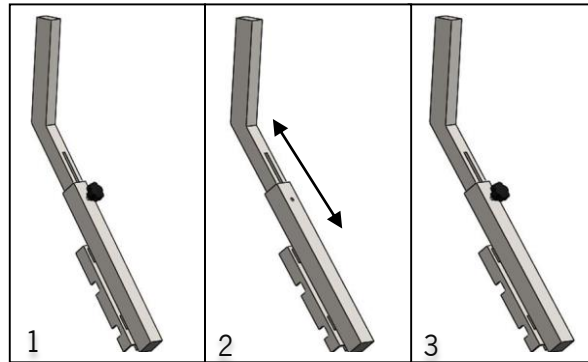


Figura 94 - Sequência para o ajuste da altura do módulo de reabilitação dos membros superiores.

5.1.3. Ajuste de Inclinação

A Figura 95 apresenta, de forma ilustrativa, a sequência de ajuste de inclinação. Primeiro, por questões de segurança certifique-se que o equipamento se encontra desligado, depois comece por retirar o tubo em I, deslizando este para a esquerda (1), certifique-se que durante esta fase mantém o equipamento estável. Selecione a inclinação desejada (2) e introduza o tubo em I nesta (3).

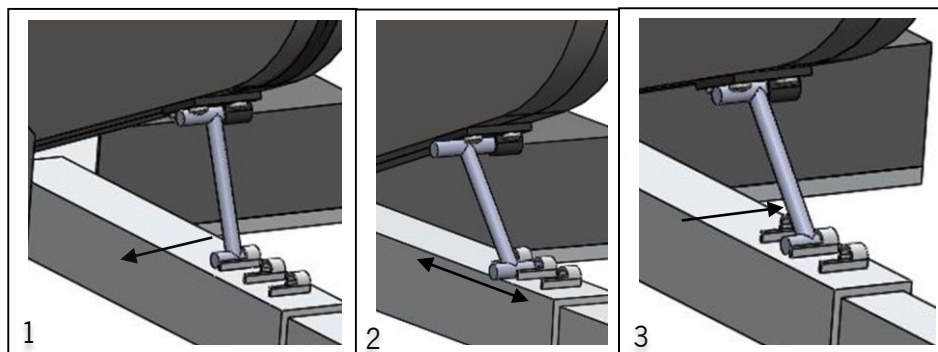


Figura 95 - Sequência para o ajuste de inclinação.

5.1.4. Ajuste da distância horizontal do módulo superior

A Figura 96 ilustra a sequência de ajuste da distância horizontal do módulo superior. Primeiro, por questões de segurança certifique-se que o equipamento se encontra desligado, depois, no caso da versão de ajuste contínuo comece por desapertar o botão de aperto até a base de suporte do módulo de reabilitação dos membros superiores possuir liberdade de movimento (1a). Seguidamente, deslize a base de suporte até a posição desejada (2a). Após definida a posição da base, aperte firmemente o botão de aperto (3a). No caso da versão de ajuste descontínuo,

comece por deslocar o perno para a direita (1b). Seguidamente, deslize a base de suporte até a posição desejada, neste caso, as possíveis posições já se encontram pré-definidas (2b). Após definida a posição da base, desloque o perno para a esquerda, de maneira a este atravessar um dos orifícios presentes na base de suporte (3b).

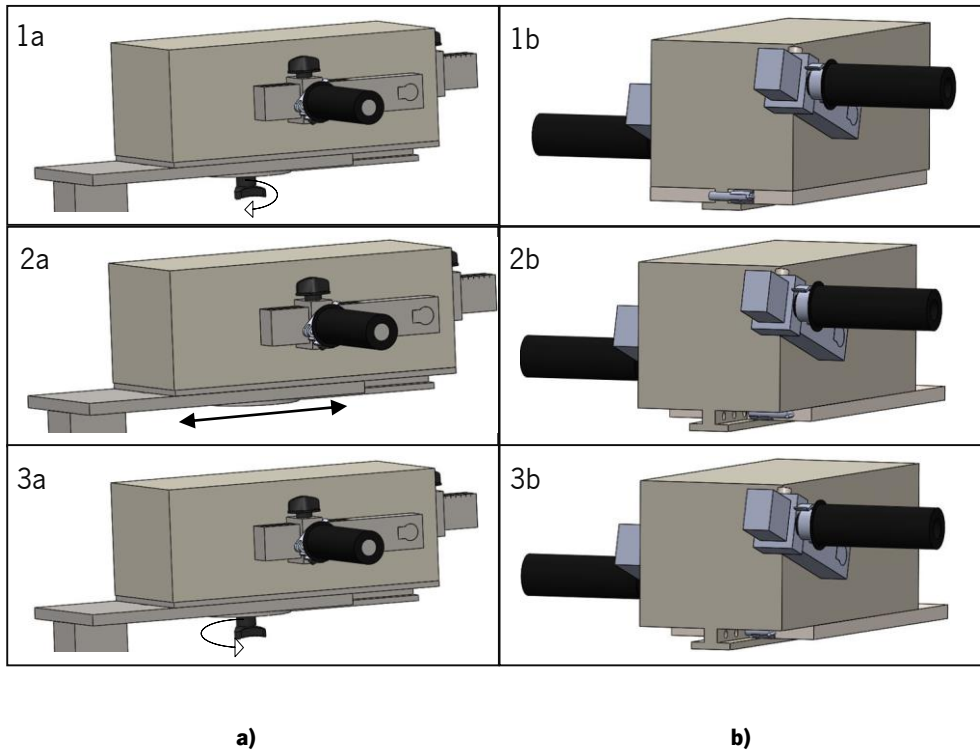


Figura 96 - Sequência para o ajuste da distância horizontal do módulo de reabilitação dos membros superiores
a) ajuste contínuo; b) ajuste descontínuo.

5.1.5. Aplicação do módulo superior a mesas

A Figura 97 apresenta, de forma ilustrativa, a sequência de aplicação do módulo superior a mesas. O procedimento de aplicação a mesas do módulo de reabilitação dos membros superiores é idêntico para a variante contínua ou descontínua. Primeiro, por questões de segurança certifique-se que o equipamento se encontra desligado. Segundo, comece por montar o acessório de suporte do módulo de reabilitação dos membros superiores numa mesa. Para isto, coloque a base de suporte sobre uma mesa e aperte firmemente o botão de aperto (1). Após fixar a base, introduza o módulo de reabilitação de membros superiores através da abertura da base (2). Para finalizar, rode a barra até esta bloquear a calha de movimento (3).

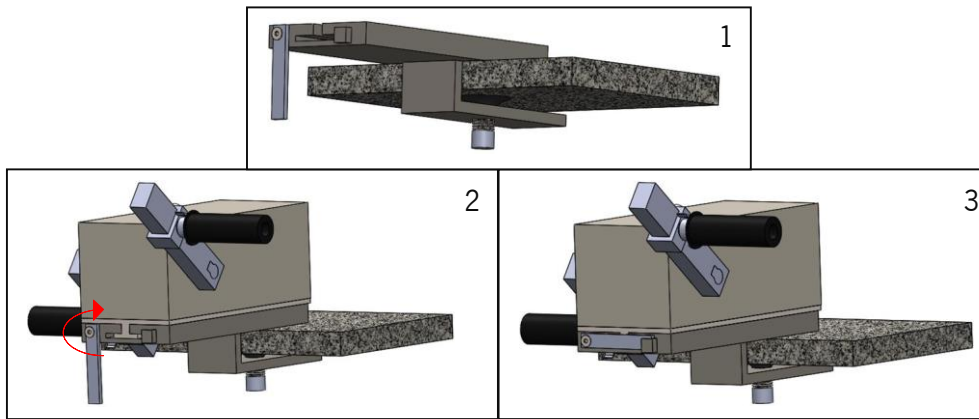


Figura 97 – Sequência de montagem do módulo de reabilitação de membros superiores em mesas.

5.1.6. Aplicação do módulo superior para apoio a acamados

A Figura 98 apresenta a sequência de aplicação do módulo superior para apoio a acamados. O procedimento de disponibilização para pessoas acamadas do módulo de reabilitação é idêntico para a variante de ajuste contínuo ou descontínuo. Primeiro, por questões de segurança certifique-se que o equipamento se encontra desligado. Em segundo lugar, comece por montar a base de suporte do módulo no equipamento de mobilidade, para isto, aperte firmemente os parafusos recorrendo a uma chave de cruz (1). Após fixar a base, introduza o módulo de reabilitação através da abertura da base (2). Para finalizar a montagem, rode a barra até esta bloquear a calha de movimento (3). Após a montagem, aproxime o equipamento de uma cama. Devido às dimensões deste, este pode movimentar-se a todo o comprimento da cama (4).

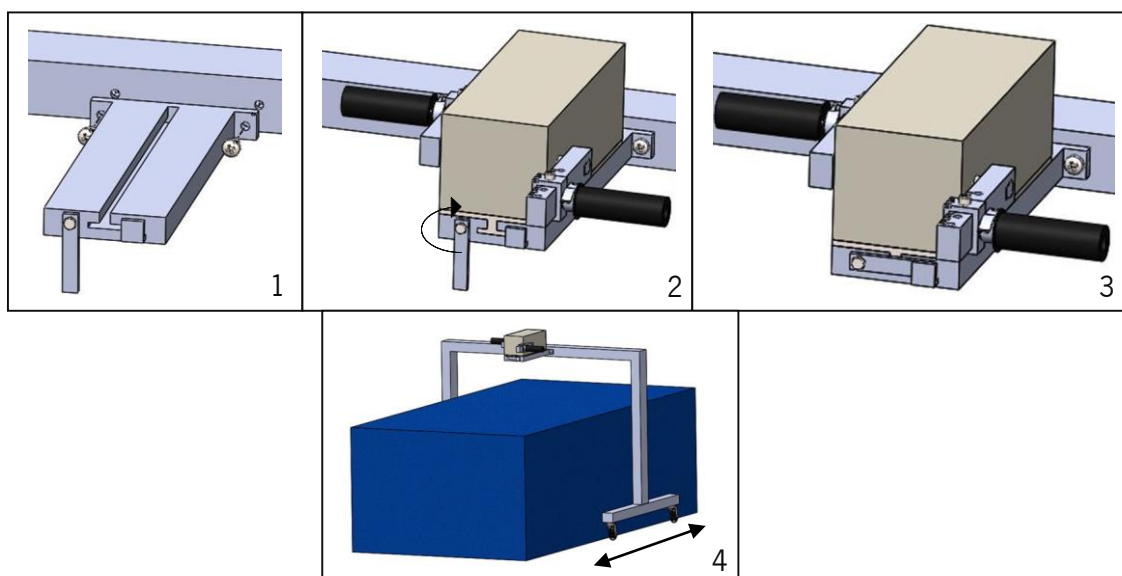


Figura 98 - Sequência de montagem e aplicação do módulo de reabilitação para apoio a acamados.

6. Conclusão

O projeto de dissertação abordado teve como principal objetivo estudar a conceção e desenvolvimento de um equipamento de reabilitação tipo “*cycling*” para membros inferiores e superiores. Este projeto surge da necessidade de obtenção de um equipamento de fácil manuseamento e económico, tendo sempre em atenção a sua fiabilidade.

Inicialmente realizou-se uma vasta pesquisa, de modo a adquirir conhecimento sobre os equipamentos de reabilitação tipo “*cycling*”. Devido à pesquisa efetuada e respetivos conhecimentos adquiridos, definiram-se os objetivos do projeto através da elaboração de uma árvore de objetivos, a qual permitiu simplificar e delinear os passos seguintes.

Antes de iniciar a fase de idealização de soluções, foi necessário complementar a árvore de objetivos com o estabelecimento de especificações do projeto. As especificações estabelecidas tiveram como base os equipamentos de reabilitação das marcas *Thera-trainer* e *Motomed*, bem como os objetivos propostos pela empresa *Orthos XXI*.

Após o trabalho anteriormente referido, iniciou-se a fase mais criativa de todo o projeto, a idealização de soluções. Nesta fase desenvolveram-se diversas soluções, e, por isso, elaboraram-se tabelas de avaliação e comparação, de forma a selecionar-se as melhores soluções. O conjunto das melhores soluções culminou num equipamento que satisfaz os objetivos e especificações pré-estabelecidas.

O equipamento desenvolvido neste projeto divide-se fundamentalmente em duas partes. Em termos de divisão, o equipamento reparte-se em dois módulos, o módulo de reabilitação dos membros inferiores e o módulo de reabilitação dos membros superiores. A modularidade do equipamento era um requisito obrigatório, permitindo deste modo, o utilizador adquirir apenas um dos módulos ou o conjunto dos módulos de reabilitação consoante as necessidades do mesmo. No caso da aquisição separada do módulo de reabilitação dos membros superiores desenvolveu-se um dispositivo de aplicação em mesas e um dispositivo de aplicação a camas (indicado para pessoas acamadas), para funcionar como base de aplicação do módulo, que demonstram ser de uso prático, de montagem simples e fácil arrumo. Por outro lado, para a situação de aquisição

dos dois módulos, desenvolveu-se um dispositivo capaz de interligar o módulo de reabilitação dos membros inferiores com o módulo de reabilitação dos membros superiores.

Para além da modularidade do equipamento, verificou-se que hoje em dia existe a necessidade da universalidade dos produtos de consumo, por isso, foi indispensável estudar os dados antropométricos da população. No conceito da universalidade dos produtos de consumo, desenvolveu-se um “equipamento universal”, isto é, desenvolveu-se um equipamento que permite os mais variados ajustes, como por exemplo, o ajuste do raio do módulo de reabilitação dos membros inferiores, o ajuste da altura e da distância horizontal do módulo de reabilitação dos membros superiores, entre outros. No sentido de abranger maior mercado comercial as opções de ajuste apresentam duas versões. Numa das versões o ajuste é realizado de forma contínua, sendo esta versão de ajuste mais direcionada para os equipamentos presentes em instituições, como por exemplo, centros hospitalares, clínicas de reabilitação, entre outros, enquanto na outra versão o ajuste é realizado de forma descontínua, sendo esta a indicada para os equipamentos adquiridos por particulares.

Após o desenvolvimento do equipamento e verificação do cumprimento dos objetivos, procedeu-se ao dimensionamento de algumas zonas críticas. Nesta etapa, realizaram-se simulações de deformação e tensão máxima, através da componente *Cosmoworks* do *software SolidWorks*. Os resultados obtidos foram satisfatórios, visto que os componentes testados apresentaram valores de deformação dentro dos limites, bem como valores de tensão inferiores á tensão de cedência do material, exceto o componente responsável pelo ajuste de inclinação. Este componente apresentou incapacidade de aguentar os esforços estabelecidos, sendo por isso necessário alterar o mesmo, e realizar novamente o estudo de deformações até encontrar uma alternativa viável. A realização deste ciclo culminou num componente de estrutura diferente e de maior seção que a solução originalmente desenvolvida.

Após todo o trabalho finalizado pode-se concluir que esta dissertação foi um sucesso em todos os níveis, desde a oportunidade de poder utilizar os conhecimentos adquiridos ao longo do curso de Engenharia Mecânica até ao desenvolvimento do equipamento de reabilitação, que cumpre os objetivos definidos inicialmente.

Apesar da satisfação com o projeto realizado, realça-se a complexidade deste e reconhece-se as melhorias que ainda podem ser implementadas de modo a tornar este produto competitivo no mercado. Neste sentido, sugerem-se para um trabalho futuro as seguintes propostas:

- Melhoria do equipamento em termos estéticos;
- Estudo da substituição de alguns componentes por componentes normalizados;
- Integração da componente eletrónica;
- Construção de um protótipo;
- Criação de acessórios, de modo a permitir a utilização do equipamento por indivíduos com diferentes incapacidades;

Referências

- [1] Sítio do Portal da Saúde com o endereço em <http://www.portaldasaude.pt/> [Consultado em: 9 de Outubro de 2014]
- [2] World Health Organization, "Preventing Chronic Diseases a vital investment". 2005
- [3] Orthos XXI. Proposta de Dissertação.
- [4] Sítio da Thera-Trainer com o endereço em <http://www.thera-trainer.de/english> [Consultado em: 18 de Fevereiro de 2014]
- [5] Sítio da Thera-Trainer com o endereço em <http://www.thera-trainer.de/> [Consultado em: 18 de Fevereiro de 2014]
- [6] MOTOMed, "Product Overview MOTOMed"
- [7] Sítio da Mediline com o endereço em <http://mediline.com.ua/> [Consultado em: 20 de Fevereiro de 2014]
- [8] Sítio da Motomed com o endereço em <http://www.motomed.com/en/> [Consultado em: 20 de Fevereiro de 2014]
- [9] Sítio da Tzora com o endereço em <http://www.tzora.com/> [Consultado em: 10 de Março de 2014]
- [10] Ruina, Andy; Rudra Pratap. Introduction to Statics and Dynamics. [S.l.]: Oxford University Press, 2002.
- [11] Sítio da Motomed com o endereço em <http://www.sofisica.com.br/> [Consultado em: 2 de Abril de 2014]
- [12] Niemann, Gustav. Elementos de máquinas volume II. Edgard blucher Ltda ISBN: 852120034X
- [13] Desenho Técnico Mecânico consultado no Sítio da Google Books com o endereço em <http://books.google.pt/> [Consultado em: 2 de Abril de 2014]
- [14] Faires, Virgil M. Elementos orgânicos de máquinas, 2ªed. Livros técnicos e científicos editora S.A., 1978
- [15] Miranda, A. S. "Órgãos de Máquinas", Centro de Ciências e Tecnologia dos Materiais, Universidade do Minho.


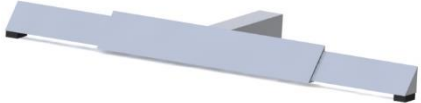
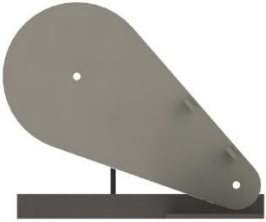





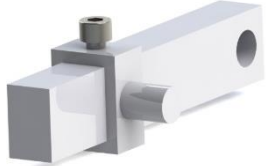

-
- [16] Mimoso, Rui Miguel Pereira. “Momentos em freios e em embraiagens”. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa, Lisboa 2011.
- [17] Phelan, Richard M. Fundamentals of mechanical design. McGraw-Hill ISBN07-049776-1
- [18] Sitio da elismol com o endereço em <http://elismol.com.br/> [Consultado em: 8 de Abril de 2014]
- [19] Shigley, Joseph Edward. Mechanical Engineering Design. McGraw-Hill ISBN0-390-76487-6
- [20] Marques, Gil. Controlo de Motores Eléctricos. 2007
- [21] Geradores e motores de corrente contínua consultado no Sitio da Slide Share com o endereço em <http://pt.slideshare.net/> [Consultado em: 22 de Abril de 2014]
- [22] Basilio, João Carlos; Moreira, Marcos Vicente. Experimentos para estimação dos parâmetros de motores de corrente contínua. Universidade Federal do Rio de Janeiro. 2001
- [23] Vivaldini, Kelen Cristiane T. Motor de corrente contínua material complementar. Escola de engenharia de São Carlos. 2009
- [24] Rodgers, H. Suzanne. “Ergonomic Design for People at Work”
- [25] Leva, Paolo de. “Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s Segment Inertia Parameters”. Journal of Biomechanics. Reino Unido: Elsevier science Ltd. 1996
- [26] Silva, Luís Ferreira, *TEORIA DO PROJETO MECÂNICO*. Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Minho.
- [27] Cross, Nigel. Engineering Design Methods: Strategies for Product Design. John Wiley & Sons, LTD, 2000.
- [28] Sitio da dunkermotoren com o endereço em <http://www.dunkermotoren.com/> [Consultado em: 17 de Setembro de 2014]
- [29] Optibelt. “Technical Manual Ribbed Belt drives”.

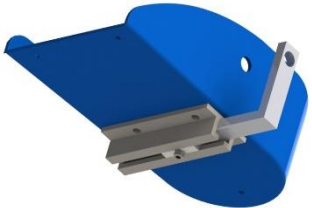

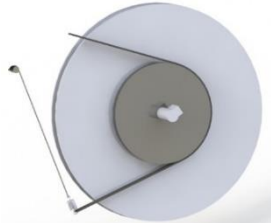


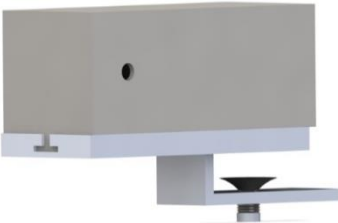
Anexos

Anexo A – Tabela de Comparação

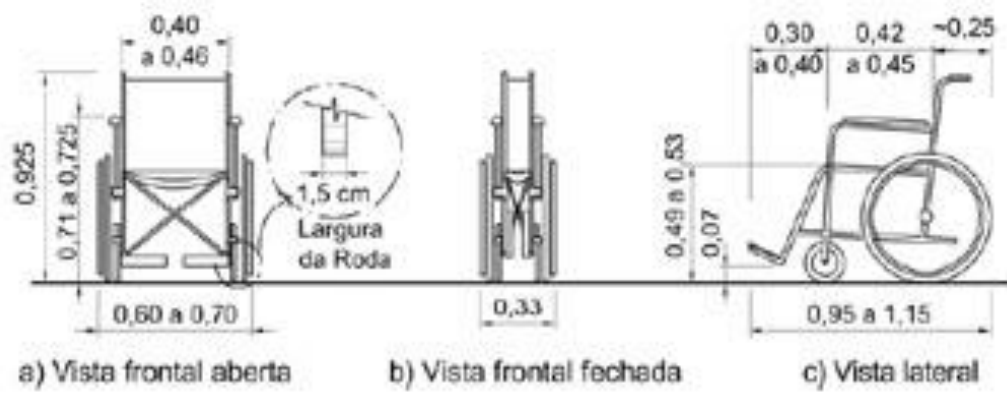
Graus de Resistência	1 - 15	1 - 15	1 - 15	1 - 15	1 - 15	1 - 15	—	—
Preço	2900 €	—	—	6000 €	6500 €	—	—	4000 €

Anexo B – Mapa Morfológico

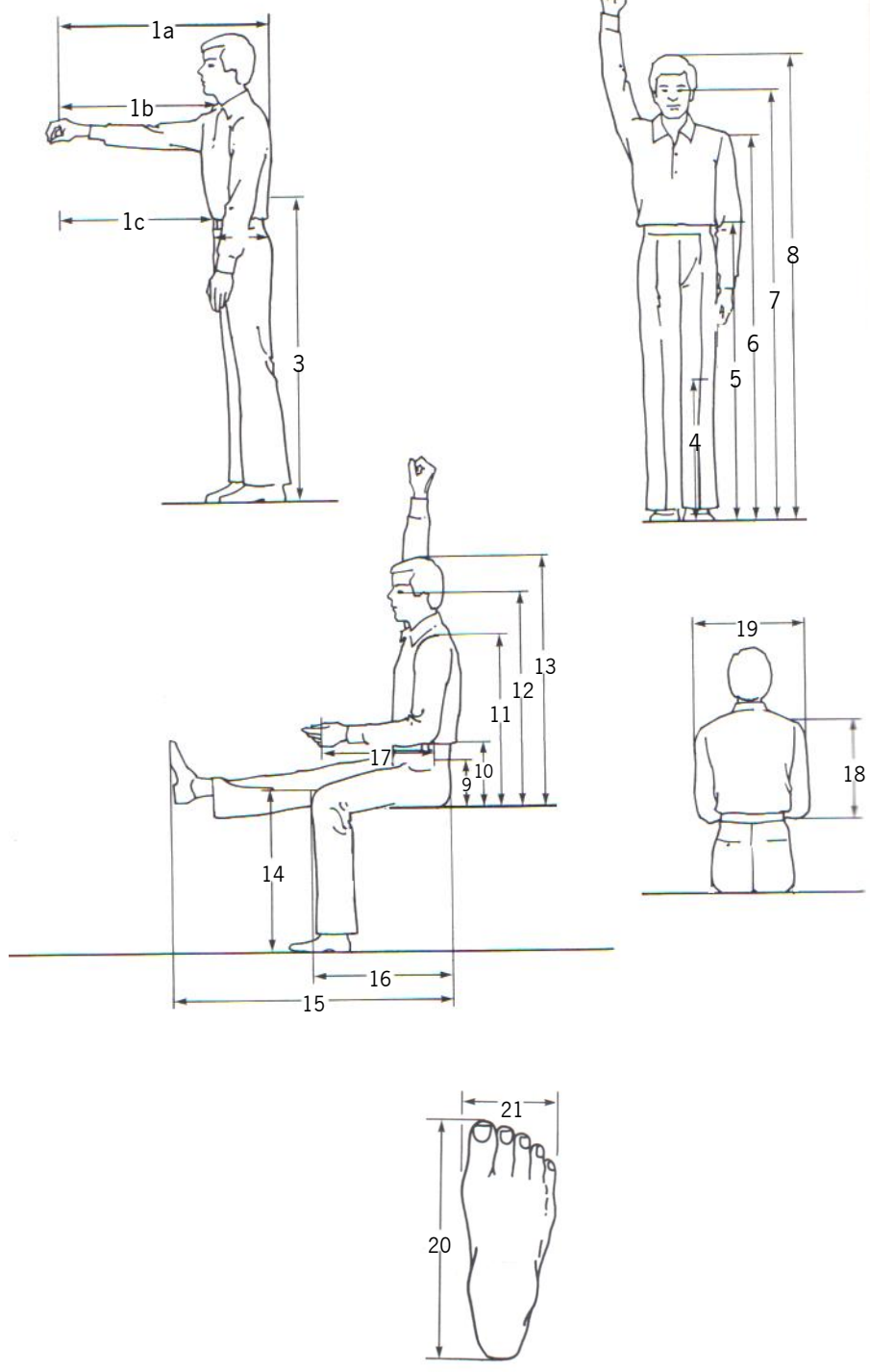
Designação	Soluções				
Base Extensível					
Ajuste Inclinação					
Ajuste de Altura (Barra de Elevação)					
Ajuste Horizontalidade Superior					
Raios Ajustáveis					

Designação	Soluções		
Ajuste largura pedal			
Sistema de variação de Resistência Mecânica			Motor
Apoio a Camas			
Acessórios Para Aplicação do Modulo Superior			

Anexo C – Dimensões da cadeira de rodas



Anexo D – Figuras de apoio aos Dados Antropométricos



Anexo E – Dados sobre o peso da população

Tabela de Dados Antropométricos da População Portuguesa – UMINHO

Dimensão antropométrica	População masculina				População feminina			
	5	50	95	dp	5	50	95	dp
25. Peso (Kg)	57	75	93	11	49	65	81	10

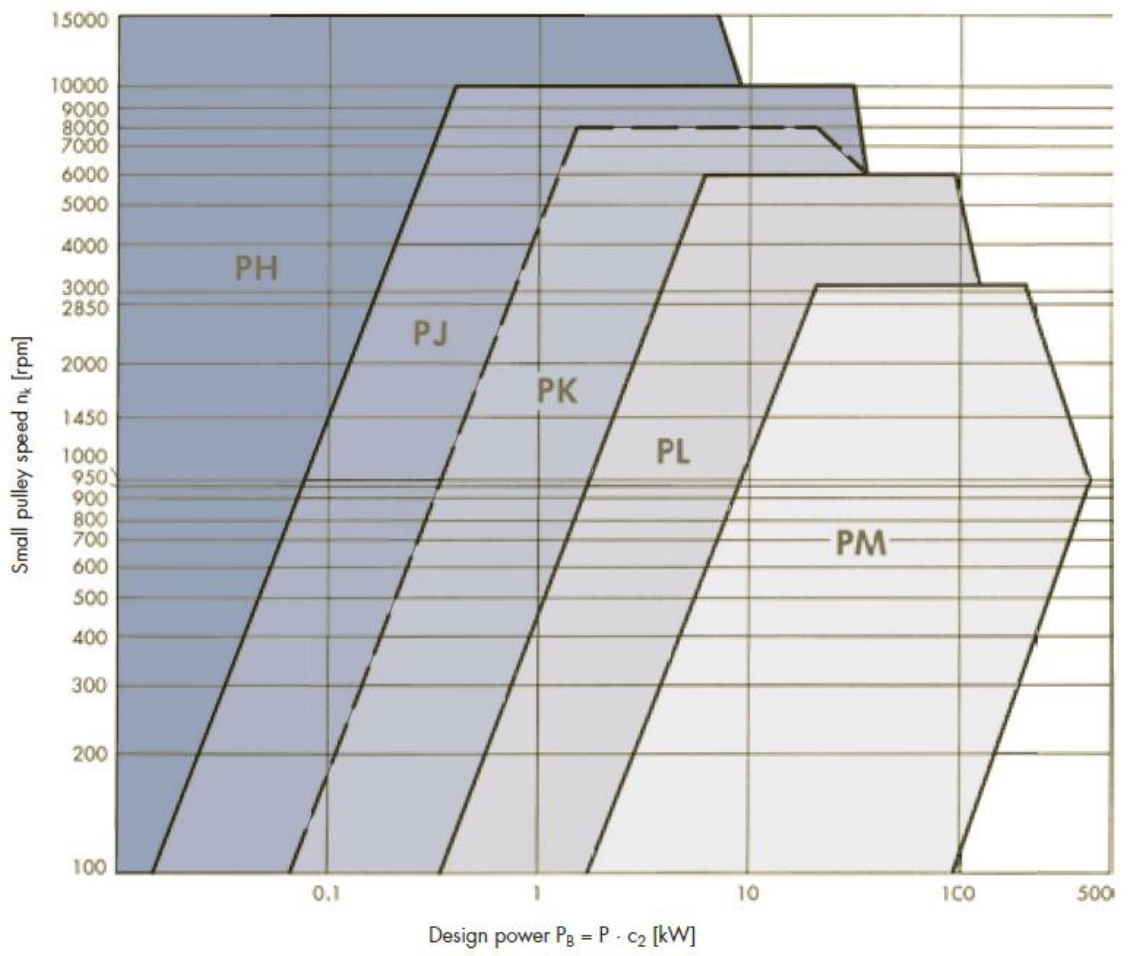
Anexo F – Extrato Catálogo Optibelt

Profile PK					
Effective length L_e		Effective length L_e		Effective length L_e	
[mm]	[inch]	[mm]	[inch]	[mm]	[inch]
630•	24.80	1290•	50.80	2515•	99.00
648	25.50	1321•	52.00	2845•	112.00
698	27.50	1330	52.40		
730	28.70	1345	53.00		
775	30.50	1371•	54.00		
800	31.50	1397•	55.00		
812	32.00	1439•	56.70		
830	32.70	1460	57.50		
865	34.00	1520	59.80		
875	34.50	1560	61.40		
890	35.00	1570	61.80		
913	36.00	1600•	63.00		
920	36.20	1655	65.20		
940	37.00	1690	66.50		
954	37.60	1755	69.10		
962	37.80	1854•	73.00		
990	39.00	1885	74.20		
1015	40.00	1930•	76.00		
1080	42.50	1956•	77.00		
1090	43.00	1980	78.00		
1125	44.30	2030	79.90		
1150	45.30	2050	80.70		
1165	45.90	2080	82.00		
1190	46.80	2120	83.50		
1200•	47.20	2145	84.40		
1222•	48.10	2170	85.40		
1230•	48.40	2235•	88.00		
1245	49.00	2255	88.80		
1270•	50.00	2362•	93.00		
1285•	50.60	2460	96.90		

$\frac{d_{bg} - d_{bk}}{a_{nom}}$	$\beta \approx$	c_1
0	180°	1.00
0.05	177°	1.00
0.10	174°	1.00
0.15	171°	0.99
0.20	168°	0.99
0.25	165°	0.99
0.30	162°	0.99
0.35	160°	0.99
0.40	156°	0.98
0.45	153°	0.98
0.50	150°	0.98
0.55	147°	0.97
0.60	144°	0.97
0.65	141°	0.97
0.70	139°	0.96
0.75	136°	0.96
0.80	133°	0.95
0.85	130°	0.95
0.90	126°	0.94
0.95	123°	0.94
1.00	119°	0.93
1.05	115°	0.92
1.10	112°	0.92
1.15	109°	0.91
1.20	106°	0.90
1.25	103°	0.89
1.30	100°	0.89
1.35	96°	0.87
1.40	92°	0.86
1.45	88°	0.85
1.50	84°	0.83
1.55	80°	0.82
1.60	77°	0.80

Profile PK			
Effective length L_b [mm]	c_3	Effective length L_b [mm]	c_3
559	0.78	1956	1.04
630	0.81	1980	1.05
648	0.81	2030	1.05
698	0.82	2050	1.05
730	0.84	2080	1.06
775	0.85	2120	1.06
800	0.85	2145	1.06
812	0.86	2170	1.07
830	0.86	2235	1.09
865	0.87	2362	1.09
875	0.87	2460	1.09
890	0.88	2515	1.10
913	0.88	2743	1.12
920	0.88	2845	1.13
940	0.89		
954	0.89		
962	0.89		
990	0.90		
1015	0.90		
1080	0.92		
1090	0.91		
1100	0.92		
1125	0.93		
1150	0.93		
1165	0.93		
1190	0.94		
1200	0.94		
1222	0.94		
1230	0.94		
1245	0.95		
1270	0.95		
1285	0.95		
1290	0.95		
1321	0.96		
1330	0.96		
1345	0.96		
1371	0.97		
1397	0.97		
1439	0.98		
1460	0.98		
1520	0.99		
1560	0.99		
1570	1.00		
1600	1.00		
1655	1.01		
1690	1.01		
1755	1.02		
1854	1.03		
1885	1.04		
1930	1.04		

Types of Driven Machine		Types of Prime Mover					
		AC and three-phase motors with normal starting load (up to 1.8 times normal running load), e.g. synchronous and single-phase motors with auxiliary phase, three-phase motors with direct on-line start, star delta or commutator starter, DC shunt wound motors, internal combustion engines and turbines n > 600 rpm			AC and three-phase motors with high starting load (more than 1.8 times normal running load), e.g. single-phase motors with high starting torque, DC motors series and compound wound, internal combustion engines and turbines n ≤ 600 rpm		
		Hours per day duty					
		10 and under	over 10 to 16	over 16	10 and under	over 10 to 16	over 16
Consistent duty, only low masses to be accelerated	Agitators for liquids with uniform consistency, generators up to 0.05 kW, small conveyor belts for lightweight material, fans up to 0.05 kW, rotary pumps up to 0.05 kW	1.1	1.1	1.2	1.1	1.2	1.3
Consistent light duty operation, low masses to be accelerated	Conveyor belts for lightweight material, fans from 0.06 to 0.1 kW, rotary pumps from 0.06 to 0.1 kW	1.1	1.2	1.3	1.2	1.3	1.4
Inconsistent duty operation, medium-sized masses to be accelerated	Vibrating screens, pit fans, agitators for liquids with fluctuating consistency, compressors, screw presses, woodworking machinery, conveyor belts for heavy material, elevators, conveyor belts, fans above 0.8 kW, drills, milling machines, grinding machines, light lathes, bakery machinery, circular spinning frames, rotary pumps above 0.11 kW, laundry machinery	1.2	1.3	1.4	1.3	1.4	1.5
Inconsistent medium duty, medium-sized shocks and masses to be accelerated	Kneaders, mills, mixers, pumps, drying drums, general milling equipment, centrifuges, agitators for plastic materials with fluctuating consistency, bucket conveyors, centrifugal fans, parallel planing machines, weaving looms	1.3	1.4	1.5	1.4	1.5	1.6
Inconsistent duty operation, high shocks and masses to be accelerated	Paper making machinery, plate conveyors, slag mills, calenders, drilling rigs, heavy duty lathes, punches, shears, draw benches, piston pumps up to 2 cylinders	1.4	1.5	1.6	1.5	1.7	1.8
Inconsistent duty operation, extra high masses to be accelerated, extra high shocks	Dredgers, heavy duty grinders, rolling mills, mixers, sawmills, calenders	1.6	1.7	1.8	1.6	1.8	2.0



v [m/s]	n _s [rpm]	Effective diameter of small pulley d _{kk} [mm]																				Arc of contact correction factor [kW] per rib for speed ratio 1			
		45	50	63	71	80	90	100	112	125	140	160	180	190	224	250	280	315	1.01 to 1.05	1.06 to 1.26	1.27 to 1.57				
②	700	0.17	0.21	0.32	0.38	0.45	0.53	0.61	0.70	0.80	0.91	1.06	1.21	1.28	1.53	1.71	1.92	2.16	0.01	0.02	0.02	0.03			
	950	0.21	0.27	0.41	0.49	0.59	0.69	0.79	0.92	1.05	1.20	1.39	1.58	1.68	2.00	2.23	2.50	2.81	0.01	0.02	0.03	0.04			
	1450	0.29	0.37	0.58	0.70	0.84	0.99	1.14	1.32	1.51	1.73	2.01	2.28	2.42	2.86	3.19	3.56	3.97	0.01	0.04	0.05	0.06			
	2850	0.48	0.63	1.00	1.23	1.48	1.75	2.01	2.32	2.65	3.01	3.47	3.90	4.11	4.75	5.16	5.56	5.91	0.02	0.07	0.10	0.12			
	200	0.06	0.08	0.11	0.13	0.15	0.18	0.20	0.23	0.27	0.30	0.35	0.40	0.42	0.50	0.56	0.63	0.71			0.01	0.01			
	400	0.11	0.13	0.20	0.24	0.28	0.33	0.37	0.43	0.49	0.56	0.65	0.74	0.78	0.93	1.04	1.17	1.32			0.01	0.01			
	600	0.15	0.19	0.28	0.33	0.40	0.46	0.53	0.61	0.70	0.80	0.93	1.06	1.12	1.33	1.49	1.68	1.89			0.01	0.02			
	800	0.19	0.23	0.35	0.43	0.51	0.60	0.68	0.79	0.90	1.03	1.20	1.36	1.44	1.72	1.92	2.16	2.42			0.02	0.03			
	1000	0.22	0.28	0.43	0.52	0.61	0.72	0.83	0.96	1.09	1.25	1.45	1.66	1.76	2.09	2.34	2.62	2.93			0.01	0.02			
	1100	0.24	0.30	0.46	0.56	0.67	0.78	0.90	1.04	1.19	1.36	1.58	1.80	1.91	2.27	2.53	2.84	3.18			0.01	0.03			
	1200	0.25	0.32	0.50	0.60	0.72	0.85	0.97	1.12	1.28	1.47	1.70	1.94	2.06	2.44	2.73	3.05	3.41			0.01	0.03			
	1300	0.27	0.34	0.53	0.64	0.77	0.91	1.04	1.20	1.37	1.57	1.83	2.08	2.20	2.61	2.92	3.26	3.64			0.01	0.03			
	1400	0.29	0.36	0.56	0.68	0.82	0.96	1.11	1.28	1.47	1.67	1.95	2.21	2.35	2.78	3.10	3.46	3.86			0.01	0.03			
	1500	0.30	0.38	0.60	0.72	0.87	1.02	1.18	1.36	1.56	1.78	2.07	2.35	2.49	2.95	3.28	3.66	4.07			0.01	0.04			
	1600	0.32	0.40	0.63	0.76	0.92	1.08	1.24	1.44	1.64	1.88	2.18	2.48	2.62	3.11	3.46	3.85	4.28			0.01	0.04			
	1700	0.33	0.42	0.66	0.80	0.96	1.14	1.31	1.51	1.73	1.98	2.30	2.61	2.76	3.26	3.63	4.03	4.47			0.01	0.04			
	1800	0.34	0.44	0.69	0.84	1.01	1.19	1.38	1.59	1.82	2.07	2.41	2.73	2.89	3.41	3.79	4.21	4.65			0.01	0.04			
	1900	0.36	0.46	0.72	0.88	1.06	1.25	1.44	1.66	1.90	2.17	2.52	2.86	3.02	3.56	3.95	4.37	4.83			0.01	0.05			
	2000	0.37	0.48	0.75	0.92	1.10	1.31	1.50	1.74	1.98	2.27	2.63	2.98	3.15	3.71	4.11	4.54	4.99			0.01	0.05			
	⑤	2100	0.39	0.50	0.79	0.96	1.15	1.36	1.57	1.81	2.07	2.36	2.74	3.10	3.27	3.85	4.25	4.69	5.15			0.01	0.05		
2200		0.40	0.52	0.82	1.00	1.20	1.41	1.63	1.88	2.15	2.45	2.84	3.21	3.40	3.98	4.40	4.83	5.29			0.01	0.05			
2300		0.41	0.53	0.84	1.03	1.24	1.47	1.69	1.95	2.23	2.54	2.94	3.33	3.51	4.11	4.53	4.97	5.42			0.01	0.06			
2400		0.42	0.55	0.87	1.07	1.28	1.52	1.75	2.02	2.31	2.63	3.04	3.44	3.63	4.24	4.66	5.10	5.54			0.01	0.06			
2500		0.44	0.57	0.90	1.10	1.33	1.57	1.81	2.09	2.39	2.72	3.14	3.55	3.74	4.36	4.79	5.22	5.64			0.01	0.06			
2600		0.45	0.59	0.93	1.14	1.37	1.62	1.87	2.16	2.46	2.80	3.24	3.65	3.85	4.48	4.90	5.33	5.74			0.02	0.06			
2700		0.46	0.60	0.96	1.18	1.41	1.67	1.93	2.22	2.54	2.89	3.33	3.76	3.96	4.59	5.01	5.43	5.82			0.02	0.07			
2800		0.47	0.62	0.99	1.21	1.46	1.72	1.98	2.29	2.61	2.97	3.43	3.86	4.06	4.69	5.11	5.52	5.88			0.02	0.07			
2900		0.49	0.64	1.02	1.25	1.50	1.77	2.04	2.36	2.69	3.05	3.52	3.95	4.16	4.79	5.21	5.60	5.94			0.02	0.07			
3000		0.50	0.65	1.04	1.28	1.54	1.82	2.10	2.42	2.76	3.13	3.61	4.05	4.25	4.89	5.30	5.67	5.97			0.02	0.07			
3100		0.51	0.67	1.07	1.31	1.58	1.87	2.15	2.48	2.83	3.21	3.69	4.14	4.35	4.98	5.38	5.73	6.00			0.02	0.08			
3200		0.52	0.68	1.10	1.35	1.62	1.92	2.21	2.54	2.90	3.29	3.77	4.22	4.43	5.06	5.45	5.78	6.01			0.02	0.08			
3300		0.53	0.70	1.12	1.38	1.66	1.97	2.26	2.61	2.97	3.36	3.86	4.31	4.52	5.14	5.51	5.82			0.02	0.08				
3400		0.54	0.71	1.15	1.41	1.70	2.01	2.31	2.67	3.03	3.43	3.93	4.39	4.60	5.21	5.57	5.85			0.02	0.08				
3500		0.55	0.73	1.18	1.44	1.74	2.06	2.37	2.73	3.10	3.51	4.01	4.47	4.67	5.28	5.62	5.86			0.02	0.09				
3600		0.56	0.74	1.20	1.48	1.78	2.10	2.42	2.78	3.16	3.58	4.08	4.54	4.75	5.34	5.65	5.87			0.02	0.09				
3700		0.57	0.76	1.23	1.51	1.82	2.15	2.47	2.84	3.23	3.64	4.15	4.61	4.82	5.39	5.68	5.86			0.02	0.09				
3800		0.58	0.77	1.25	1.54	1.85	2.19	2.52	2.90	3.29	3.71	4.22	4.68	4.88	5.43	5.70			0.02	0.09					
3900		0.59	0.79	1.28	1.57	1.89	2.24	2.57	2.95	3.35	3.77	4.29	4.74	4.94	5.47	5.71			0.02	0.10					
4000		0.60	0.80	1.30	1.60	1.93	2.28	2.62	3.01	3.41	3.83	4.35	4.80	4.99	5.50	5.72			0.02	0.10					
⑩	4100	0.61	0.82	1.33	1.63	1.96	2.32	2.66	3.06	3.46	3.89	4.41	4.85	5.04	5.53	5.71			0.02	0.10					
	4200	0.62	0.83	1.35	1.66	2.00	2.36	2.71	3.11	3.52	3.95	4.47	4.91	5.09	5.54	5.69			0.02	0.10					
	4300	0.63	0.84	1.37	1.69	2.03	2.40	2.76	3.16	3.57	4.01	4.52	4.95	5.13	5.55			0.03	0.11						
	4400	0.64	0.86	1.40	1.72	2.07	2.44	2.80	3.21	3.63	4.06	4.57	5.00	5.17	5.56			0.03	0.11						
	4500	0.65	0.87	1.42	1.75	2.10	2.48	2.85	3.26	3.68	4.12	4.62	5.03	5.20	5.55			0.03	0.11						
	4600	0.66	0.88	1.44	1.78	2.14	2.52	2.89	3.31	3.73	4.17	4.67	5.07	5.23	5.54			0.03	0.11						
	4700	0.67	0.90	1.47	1.80	2.17	2.56	2.93	3.35	3.77	4.21	4.71	5.10	5.25	5.51			0.03	0.11						
	4800	0.68	0.91	1.49	1.83	2.20	2.60	2.97	3.40	3.82	4.26	4.75	5.13	5.27	5.48			0.03	0.12						
	4900	0.69	0.92	1.51	1.86	2.23	2.63	3.01	3.44	3.87	4.30	4.79	5.15	5.28			0.03	0.12							
	5000	0.69	0.93	1.53	1.88	2.27	2.67	3.05	3.48	3.91	4.34	4.82	5.16	5.28			0.03	0.12							
	5100	0.70	0.94	1.55	1.91	2.30	2.71	3.09	3.53	3.95	4.38	4.85	5.18	5.28			0.03	0.12							
	5200	0.71	0.96	1.57	1.94	2.33	2.74	3.13	3.57	3.99	4.42	4.87	5.18	5.28			0.03	0.13							
	5300	0.72	0.97	1.59	1.96	2.36	2.78	3.17	3.60	4.03	4.45	4.90	5.19	5.27			0.03	0.13							
	5400	0.73	0.98	1.62	1.99	2.39	2.81	3.20	3.64	4.07	4.48	4.92	5.18	5.25			0.03	0.13							
	5500	0.73	0.99	1.64	2.01	2.42	2.84	3.24	3.68	4.10	4.51	4.93	5.18			0.03	0.13								
	5600	0.74	1.00	1.65	2.04	2.45	2.87	3.27	3.71	4.13	4.54	4.94	5.16			0.03	0.14								
	5800	0.76	1.02	1.69	2.08	2.50	2.94	3.34	3.78	4.19	4.59	4.95	5.12			0.03	0.14								
	6000	0.77	1.05	1.73	2.13	2.55	2.99	3.40	3.84	4.25	4.62	4.95			0.04	0.15									
	6200	0.78	1.07	1.77	2.17	2.60	3.05	3.46	3.89	4.29	4.65	4.93			0.04	0.15									
	6400	0.80	1.09	1.80	2.21	2.65	3.10	3.51	3.94	4.33	4.66	4.90			0.04	0.16									
6600	0.81																								

Anexo G – Determinação dos coeficientes

Coefficiente de acabamento superficial (k_a)

$$k_a = a \times S_{ut}^b$$

Acabamento Superficial	Fator a	Fator B
Retificado	1,58	- 0,085
Maquinado ou estirado	4,51	- 0,265
Laminado a quente	57,7	- 0,718
Forjado	39,9	- 0,995

Maquinado $\rightarrow a = 4,51$; $b = - 0,265$.

$$k_a = 4,51 \times 325^{-0,265} = 0,97$$

Coefficiente de tamanho (k_b)

$$k_b = \begin{cases} 1 & \text{para } d \leq 7,5 \text{ mm} \\ 0,85 & \text{para } 7,5 \leq d \leq 50 \text{ mm} \\ 0,75 & \text{para } d \geq 50 \text{ mm} \end{cases}$$

Como $7,5 \leq d \leq 50 \text{ mm} \rightarrow k_b = 0,85$.

Coefficiente de Fiabilidade (k_c)

Fiabilidade (%)	Coefficiente de Fiabilidade (k_c)
50	1
90	0,868
95	0,843
99	0,794
99,9	0,737
99,99	0,689

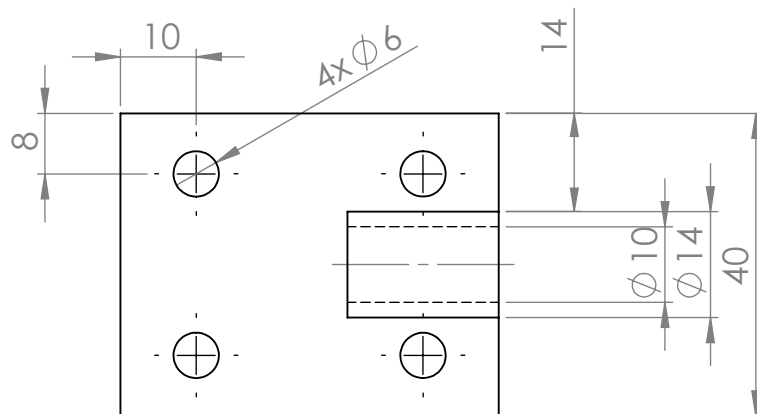
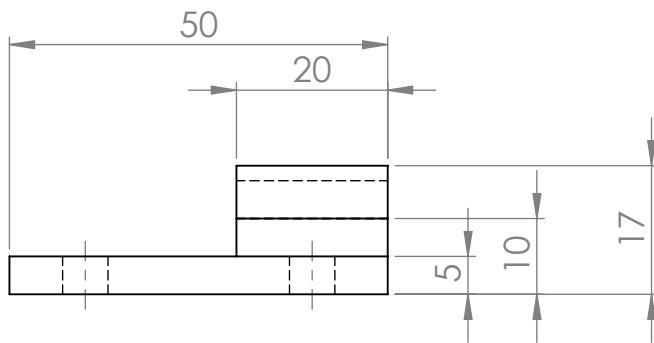
Definindo como fiabilidade 99% $\rightarrow k_c = 0,794$

Coefficiente de temperatura (k_d)

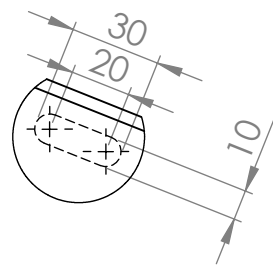
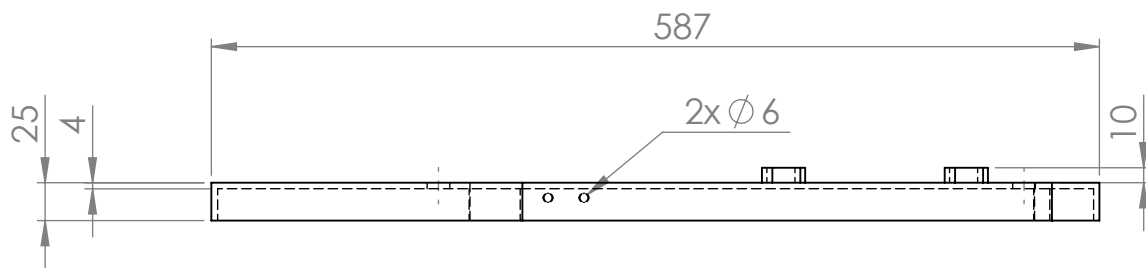
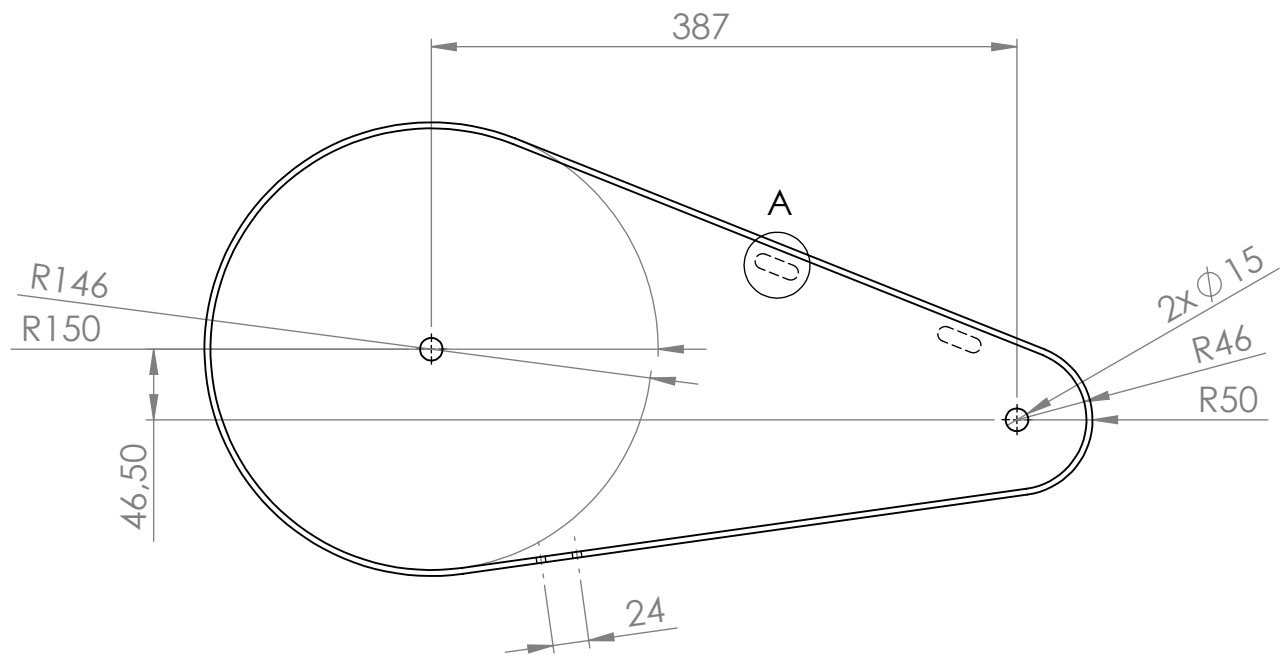
$$k_d = \begin{cases} 1 & \text{para } T \leq 70^\circ\text{C} \\ \frac{3100}{2460 + 9 \times T} & \text{para } T > 70^\circ\text{C} \end{cases}$$

Como $T \leq 70^\circ\text{C} \rightarrow k_d = 1$.

Anexo H – Desenhos Técnicos

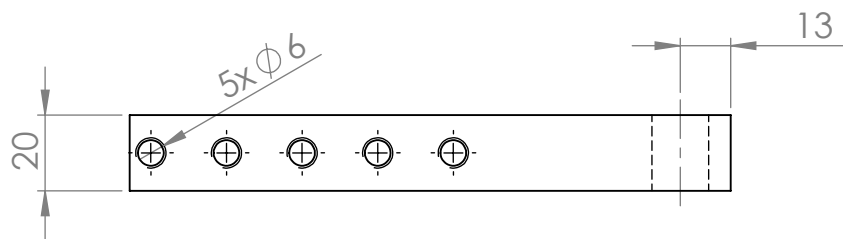
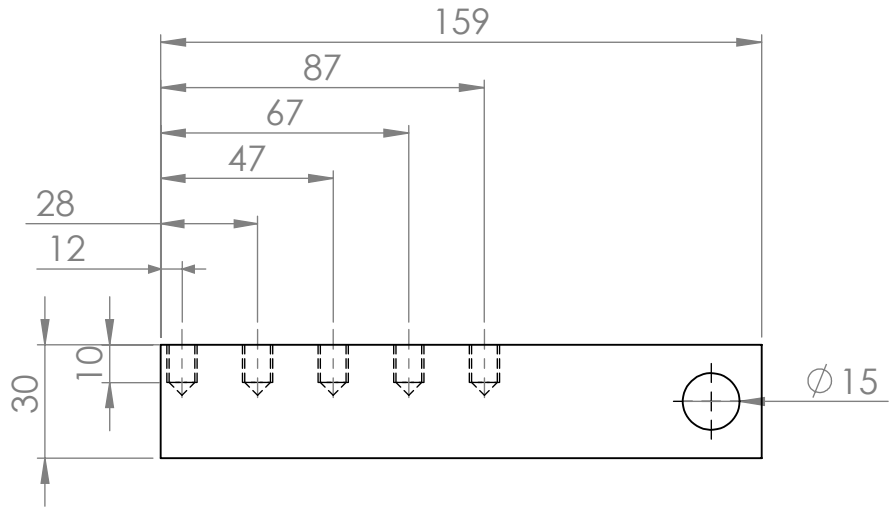


						Universidade Do Minho
Escala 1:1	Suporte tubo em "I"				D03	

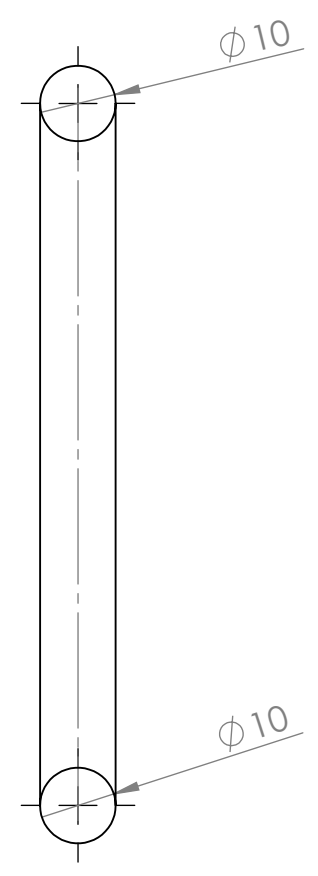
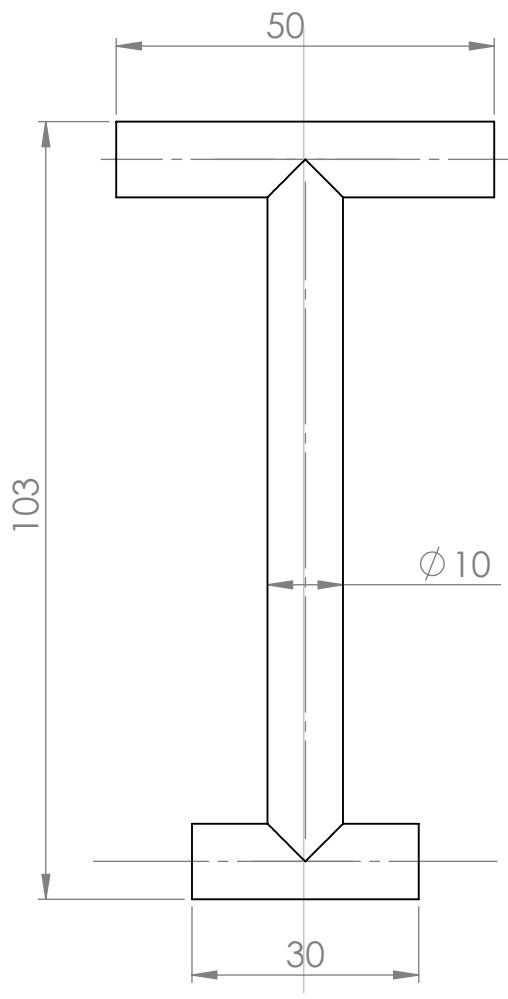


DETAIL A
SCALE 2 : 5

					Universidade Do Minho
Escala 1:5	Cobertura			D04	



						Universidade Do Minho
Escala 1:2	Barra de ajuste descontínuo					D07

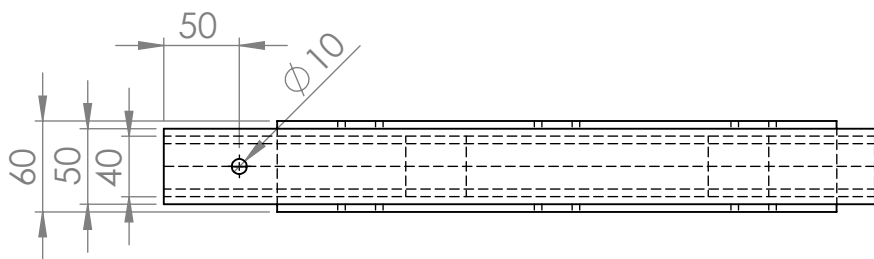
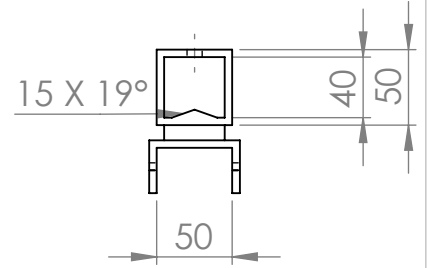
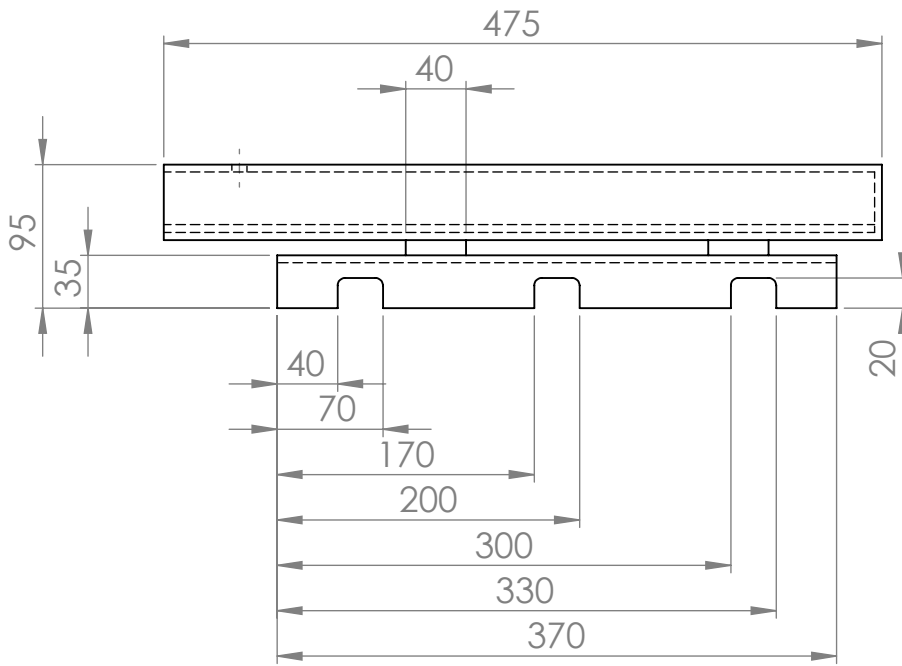


Universidade Do Minho

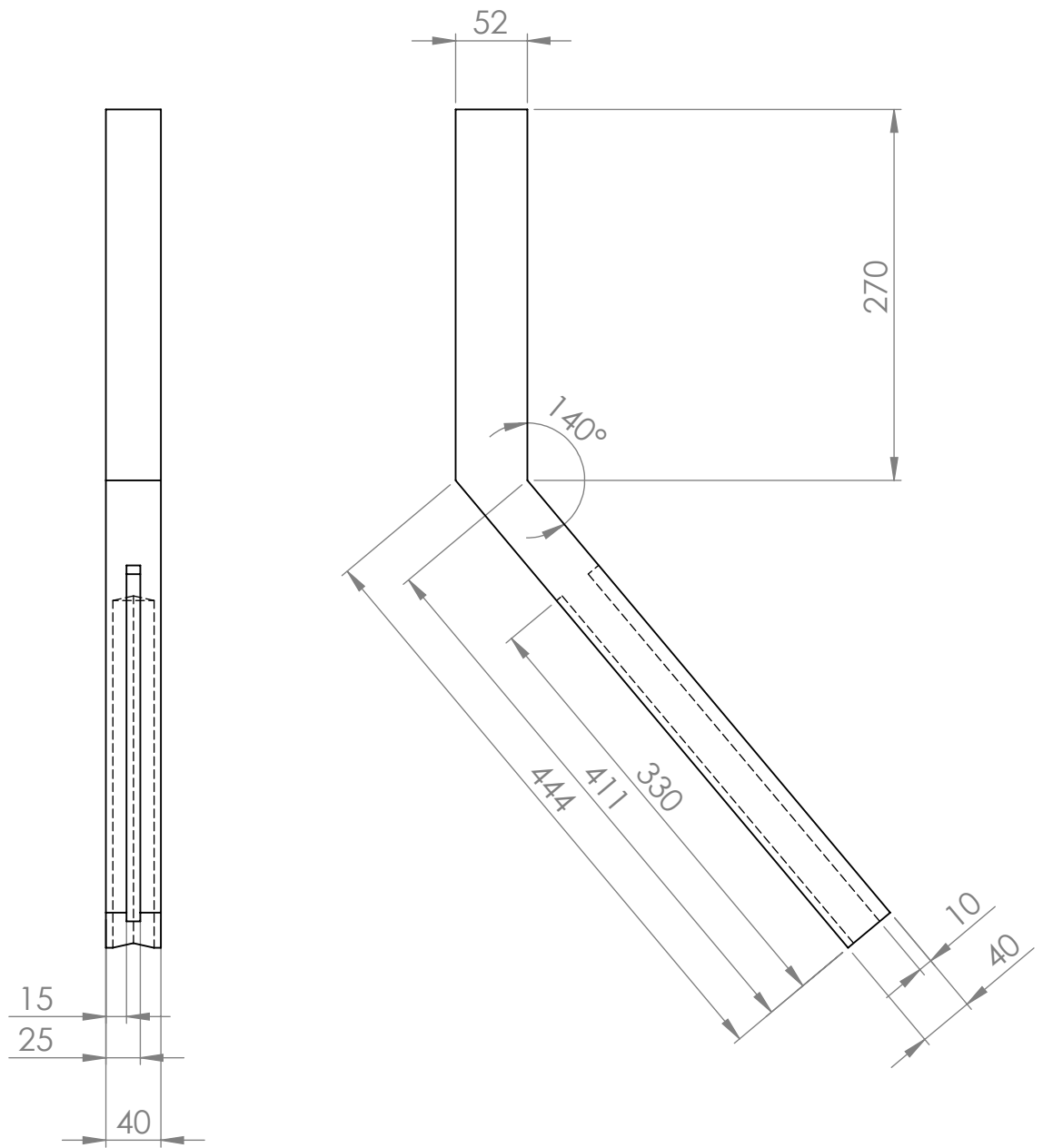
Escala
1:1

Tubo em I

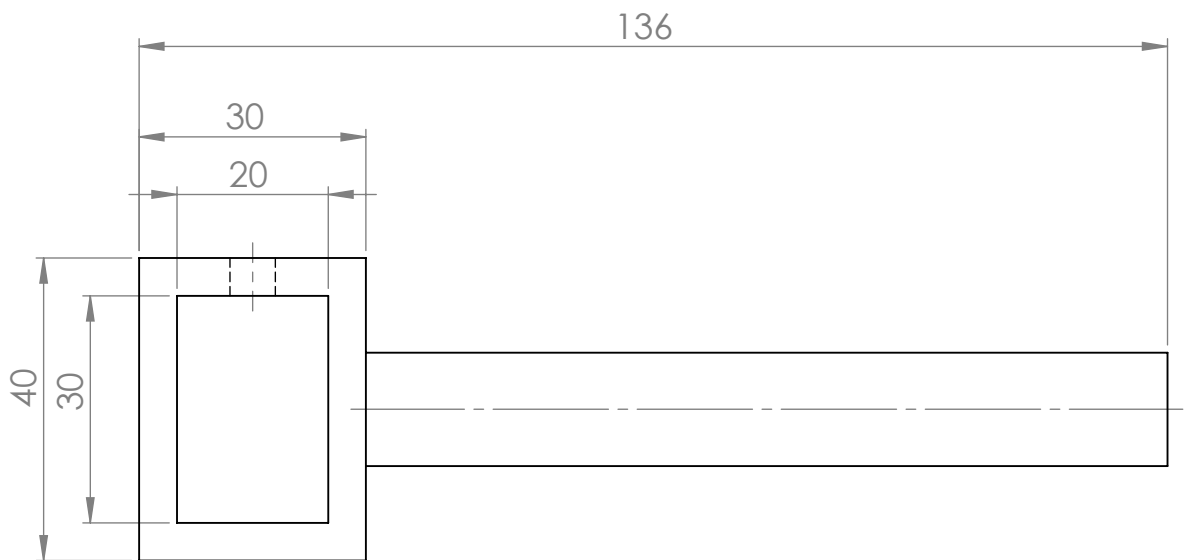
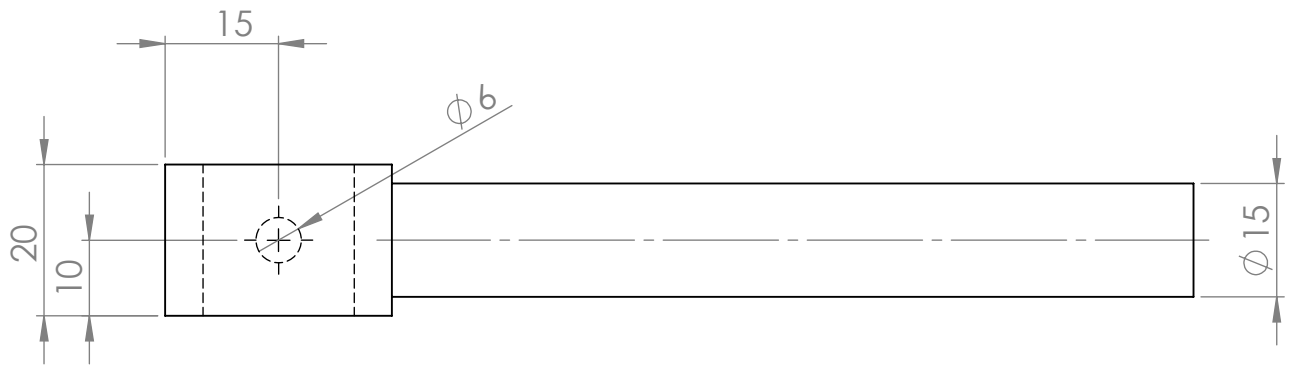
D08



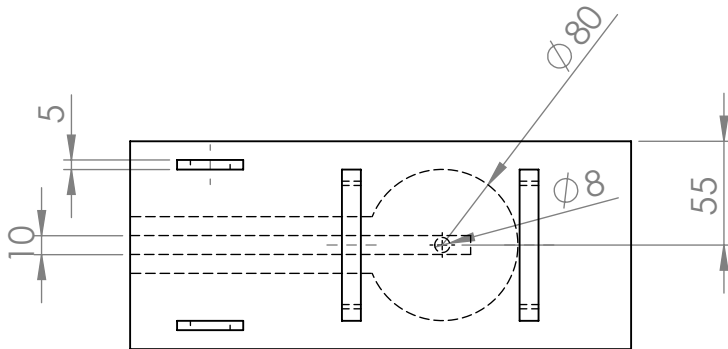
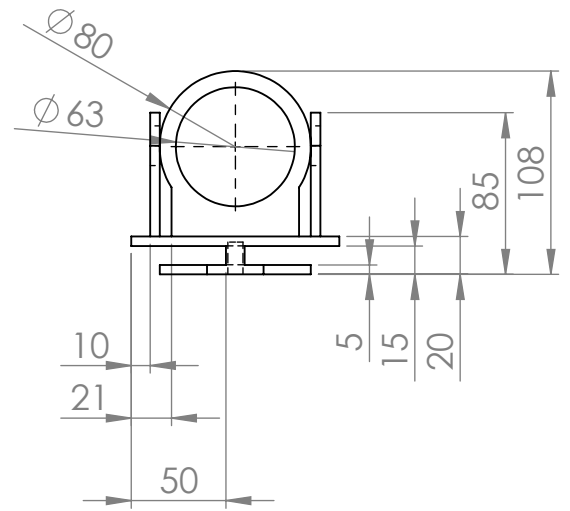
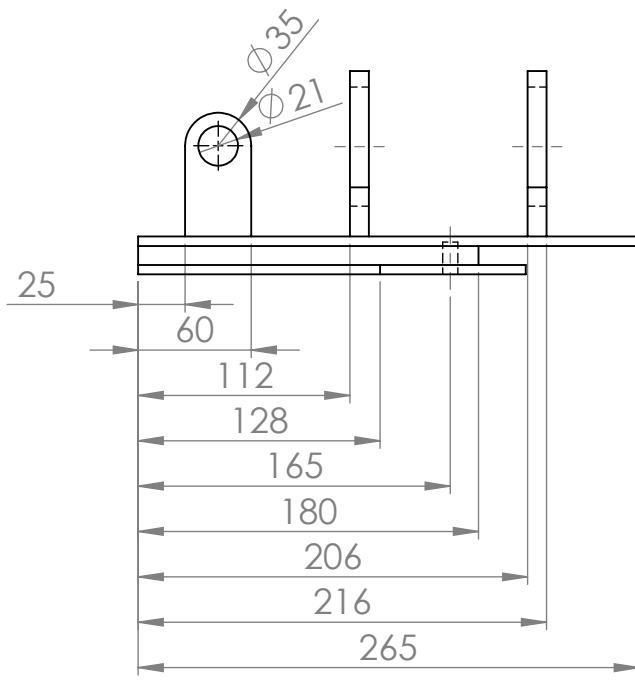
						Universidade Do Minho
Escala 1:5	Suporte da barra de ajuste de altura					D09



				Universidade Do Minho
Escala 1:5	Barra de ajuste de altura continuo			D10



						Universidade Do Minho
Escala 1:1	Eixo Manipulo					D11



Escala 1:4	Suporte do módulo superior contínuo				

Universidade Do Minho

D12

