



# Instituto Superior de Engenharia

Politécnico de Coimbra

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

## **Projeto Ablefit – Desenvolvimento de equipamento de reabilitação para pessoas acamadas**

Trabalho de Projeto para a obtenção do grau de Mestre em  
Engenharia Mecânica

Especialização em Construção e Manutenção de Equipamentos  
Mecânicos

Autor

**Tomás André Panão Ribeiro**

Orientadores

**Cândida Maria dos Santos Pereira Malça**

**Luis Manuel Ferreira Roseiro**



INSTITUTO POLITÉCNICO  
DE COIMBRA

INSTITUTO SUPERIOR  
DE ENGENHARIA  
DE COIMBRA

Coimbra, janeiro de 2023

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus orientadores, Professora Cândida Maria dos Santos Pereira Malça e Professor Luis Manuel Ferreira Roseiro, pelo convite a integrar o projeto Ablefit, pela disponibilidade e conhecimento transmitido e por toda a ajuda que deram durante a execução do projeto.

Aos professores do Departamento de Engenharia Eletrotécnica Frederico Santos e Marco Silva pela ajuda fundamental em todas as fases do projeto.

Ao meu colega Miguel Fernandes pela amizade e contribuição que deu para o projeto Ablefit.

Aos professores Ives Fouda e Paulo Amaro por toda a ajuda, disponibilidade e paciência que tiveram, tendo sido eles fonte de diversas sugestões e inspiração.

A todos os colegas e professores com quem me cruzei no laboratório de Mecânica aplicada pela partilha de ideias e conhecimentos, bem como motivação. Um agradecimento especial à colega e bolseira do laboratório Mariana Santos pela paciência e ajuda na utilização dos equipamentos existentes no laboratório.

A todos os intervenientes no consórcio Ablefit pela partilha de ideias e conhecimento transmitido.

Ao Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional da União Europeia pela bolsa de investigação atribuída no âmbito do programa Compete2020.

## **RESUMO**

A atividade física é um tema de extrema importância no que toca à qualidade de vida dos cidadãos. A Organização Mundial da Saúde (OMS) definiu diretrizes claras relativas ao comportamento sedentário, recomendando que todos os cidadãos adquiram hábitos regulares de atividade física. No entanto, em cidadãos com limitações físicas, em particular no caso dos doentes acamados, a possibilidade de realizar atividade física é limitada, o que se pode traduzir em longos períodos de imobilização, com sérias consequências para a sua saúde. Deste modo, importa desenvolver sistemas que possam ser utilizados na implementação de atividades físicas de reabilitação para este tipo de pacientes.

O trabalho que se apresenta tem o seu enquadramento no projeto Ablefit, que pretende contribuir para o desenvolvimento de metodologias e sistemas que garantam a atividade física deste tipo de pacientes. Este projeto foca-se no desenvolvimento de um equipamento de reabilitação física para pacientes, nomeadamente acamados, que possa contribuir na prevenção de complicações associadas à sua imobilidade por longos períodos. O equipamento desenvolvido envolve uma unidade estrutural de suporte e posicionamento, um conjunto de atuadores e uma unidade de controlo, monitorização e gamificação, com interface para o utilizador.

O trabalho aqui apresentado descreve o desenvolvimento da componente mecânica do equipamento, sendo feita também uma breve referência às outras unidades. O seu desenvolvimento envolveu uma pesquisa ao estado da arte, que se descreve, a definição dos requisitos de projeto, uma fase de desenvolvimento virtual, com recurso a ferramentas de modelação 3D e simulação numérica e a construção de um protótipo físico para testes de funcionalidade. O dispositivo é apresentado neste documento, tal como o seu princípio de funcionamento.

**Palavras-Chave:** Biomecânica de Reabilitação, Projeto Mecânico, Atividade Física em Pacientes Acamados

## **ABSTRACT**

Physical activity is a topic of extreme importance when it comes to the quality of life of citizens. The World Health Organization (WHO) has set clear guidelines concerning sedentary behaviour, recommending that all citizens acquire regular habits of physical activity. However, in citizens with physical limitations, particularly in the case of bedridden patients, the capability of performing physical activity is limited, which can translate into long periods of immobilization, with serious consequences for their health. Thus, it is important to develop systems that can be used in the implementation of physical rehabilitation activities for this type of patient.

The work presented has its context in the Ablefit project, which aims to contribute to the development of methodologies and systems that ensure physical activity for this type of patient. This project focuses on the development of physical rehabilitation equipment for patients, namely bedridden patients, that can contribute to the prevention of complications associated with their immobility for long periods. The developed equipment involves a structural support and positioning unit, a set of actuators and a control, monitoring and gamification unit, with a user interface.

The work presented here describes the development of the mechanical component of the equipment, as well as a brief reference to the other disciplines. Its development involved state-of-the-art research, which is described, the definition of project requirements, a virtual development phase, using 3D modelling and numerical simulation tools and the construction of a physical prototype for functionality tests. The device is presented in this document, along with its working principle.

**Keywords:** Biomechanics of Rehabilitation, Mechanical Design, Physical Activity in Bedridden Patients

## PROJETO ABLEFIT E COLABORAÇÃO INSTITUCIONAL

Este trabalho de Mestrado teve o seu enquadramento no projeto de Investigação Ablefit com o código de operação POCI-01-0247-FEDER-047087 do Instituto Politécnico de Coimbra, cofinanciado pelo FEDER da União Europeia, através do Programa Compete2020: “Sistema de Incentivos à Investigação e Desenvolvimento Tecnológico (SI I&DT) | Projetos de I&D em copromoção Empresarial.

Integra este projeto um consórcio composto por quatro entidades:

- Orthos XXI, empresa de desenvolvimento, fabrico e comercialização de dispositivos médicos e material ortopédico e hospitalar.
- Wiseware, empresa que desenvolve soluções de engenharia nomeadamente nas áreas do software, hardware e mecatrónica.
- Escola Superior de Enfermagem de Coimbra.
- Instituto Politécnico de Coimbra, nomeadamente o Instituto Superior de Engenharia de Coimbra.



## **ÍNDICE**

Agradecimentos .....	i
Resumo .....	ii
Abstract.....	iii
Projeto Ablefit e Colaboração institucional .....	iv
Índice.....	v
Índice de Figuras .....	vii
Índice de Tabelas .....	x
Simbologia e abreviaturas .....	xi
Simbologia .....	xi
Abreviaturas .....	xi
1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Estrutura do trabalho:.....	3
2 Estado da Arte e Definição de Requisitos.....	5
2.1 Doentes acamados/imobilidade: Riscos e consequências clínicas.....	5
2.2 Soluções existentes para a prática de exercício físico no leito .....	6
2.3 Requisitos do equipamento a desenvolver.....	10
3 O ABLEFIT – Protótipo Funcional .....	13
3.1 Idealização do equipamento.....	13
3.1.1 Primeiro protótipo: Elásticos de rigidez variável .....	13
3.1.2 Segundo Protótipo: Cabos e roldanas.....	14
3.1.3 Terceiro Protótipo: Módulo linear e Módulo rotativo (Protótipo final)	16
3.2 Composição e Descrição do funcionamento do equipamento .....	18
3.2.1 Guia linear .....	23
3.2.2 Motor rotativo .....	23
4 ANÁLISE E OTIMIZAÇÃO ESTRUTURAL DO PROTÓTIPO .....	24
4.1 Estrutura de suporte .....	24
4.2 Cálculos numéricos .....	28
4.3 Otimização da estrutura e cálculos analíticos da mesma.....	30
4.3.1 Cálculo analítico da estrutura otimizada.....	32
4.3.2 Cálculo numérico da estrutura otimizada.....	35
4.4 Cálculo do mecanismo de acoplamento do motor e guia linear.....	36

4.4.1	Material .....	37
4.4.2	Contactos e conexões necessários.....	38
4.4.3	Condições de carga.....	38
4.4.4	Condições de restrição de deslocamento .....	39
4.4.5	Malha.....	40
4.4.6	Resultados numéricos .....	41
4.4.7	Análise de resultados.....	43
4.5	Cálculo do mecanismo de acoplamento do motor rotativo.....	44
4.5.1	Material aplicado.....	45
4.5.2	Contactos e conexões necessários.....	45
4.5.3	Condições de carga.....	46
4.5.4	Condições de restrição de deslocamento .....	46
4.5.5	Malha.....	47
4.5.6	Resultados numéricos .....	47
4.5.7	Análise de resultados.....	50
5	O PROTÓTIPO FÍSICO FINAL.....	51
6	INSTRUMENTAÇÃO DO EQUIPAMENTO ABLEFIT.....	55
6.1	Descrição da sensorização.....	55
6.2	Descrição da sensorização do motor rotativo .....	58
6.3	Trabalho desenvolvido pela Wiseware .....	59
7	TESTES DE USABILIDADE.....	60
8	CONCLUSÕES.....	62
9	REFERÊNCIAS.....	63
	Anexo I – Desenhos técnicos dos componentes projetados.....	66

## **ÍNDICE DE FIGURAS**

Figura 1.1 – Índice de envelhecimento em Portugal nos anos 1961-2021 (INE, PORDATA).....	2
Figura 1.2 – Logótipo do projeto Ablefit.....	3
Figura 2.1 – Visualização do equipamento MOTOMed letto 2 [12] . .....	6
Figura 2.2 – MOTOMed muvi [13].....	7
Figura 2.3 – Equipamento Workout and Recovery [14].....	7
Figura 2.4 – Erigo Robot [15].....	8
Figura 2.5 – Exemplo de gaiola Rocher [16].....	9
Figura 3.1 – Estrutura do primeiro protótipo: a) em arco; b) quadrada.....	13
Figura 3.2 – Equipamento de treino funcional [17].....	14
Figura 3.3 – Segundo protótipo: a) Estrutura; b) Estrutura relativamente a cama. 15	
Figura 3.4 – Desenho esquemático do protótipo final a) com o módulo linear e b) com o módulo rotativo.....	17
Figura 3.5 – Acoplamento do módulo a) linear b) rotativo à estrutura.....	17
Figura 3.6 – Estrutura do protótipo final e identificação dos respetivos componentes (A - Subsistema linear; 1 - Estrutura de suporte em perfil técnico; 2 - Barra horizontal; 3 - Motor de posicionamento da barra horizontal; 4 - Rodas giratórias com bloqueio; 5 - Ecrã tátil de interface humana; 7 - Motor de acionamento da guia linear; 8 - Dispositivo de acoplamento da célula de carga de flexão (Anexo I); 9 - Interface entre o equipamento e as mãos/pés do utilizador; 10 - Mecanismo de acoplamento do motor linear à estrutura de suporte (Anexo I); 12 - Guia linear)..	18
Figura 3.7 – Subsistema de reabilitação rotativo (B - Subsistema Rotativo; 6 - Motor Rotativo; 18 - Carcaça de proteção do motor rotativo).....	19
Figura 3.8 – Componentes do módulo rotativo e encaixe dos dois módulos (excluindo o motor).....	20
Figura 3.9 – Subsistema de reabilitação linear (19 - Viga em “U” (Anexo I)).....	20
Figura 3.10 – Mecanismo de rotação biaxial do subsistema linear (11 - Pino de suporte da guia linear (Anexo I); 13 - Rolamento; 14 - Chapa de fixação do rolamento (Anexo I); 15 - Componente de travamento da rotação do rolamento (Anexo I); 16 - Interface de acoplamento dos módulos linear e rotativo (Anexo I); 17 - Recartilhado para bloqueio de rotação dos módulos linear e rotativo (Anexo I))..	21
Figura 3.11 – Mecanismo de posicionamento vertical da carruagem (3 - Motor de posicionamento da barra horizontal; 20 - Flange com rosca (Anexo I)).....	22
Figura 3.12 – Protótipo Ablefit junto a cama hospitalar .....	22

Figura 3.13 – Guia linear com <i>encoder</i> absoluto [18].	23
Figura 3.14 – Motor rotativo <i>gr63x55</i> com caixa de redução [19].	23
Figura 4.1 – Estrutura inicial: a) CAD; b) Estrutura montada.	24
Figura 4.2 – Secção do perfil técnico Minitec 45 x 45 F.	25
Figura 4.3 – Esquema de cargas da estrutura [mm].	26
Figura 4.4 – Cargas e condições fronteira do estudo da estrutura com elementos viga.	29
Figura 4.5 – Resultados do estudo da estrutura com elementos viga: a) Distribuição dos deslocamentos resultantes (mm); b) Distribuição das tensões normais na direção do eixo (MPa).	30
Figura 4.6 – Modificações efetuadas na estrutura do protótipo.	31
Figura 4.7- Secção do perfil técnico Minitec 45 x 90 F.	31
Figura 4.8 – Reforço da barra de fixação do Tramo A.	34
Figura 4.9 – Malha de elementos finitos, com visualização das condições de carga e condições fronteira da estrutura otimizada.	35
Figura 4.10– Resultados do estudo da estrutura otimizada com elementos viga: a) Distribuição dos deslocamentos resultantes (mm); b) Distribuição das tensões normais na direção do eixo. (MPa).	36
Figura 4.11 – Simplificações efetuadas ao mecanismo de rotação biaxial para estudo FEM.	37
Figura 4.12 – Aplicação da carga remota no mecanismo de apoio da guia linear.	39
Figura 4.13 – Zona de aplicação da fixação (verde).	39
Figura 4.14 – Vista geral do aspeto da malha utilizada no estudo do subsistema linear.	40
Figura 4.15 – Pormenor da malha nos furos onde se aplicou controlo de malha.	41
Figura 4.16 – Deslocamento máximo do subsistema linear.	42
Figura 4.17 – Tensão von Mises máxima do subsistema linear.	42
Figura 4.18 – Distribuição de tensões von Mises do mecanismo de acoplamento da guia e motor linear.	42
Figura 4.19 –Deslocamentos do mecanismo de acoplamento da guia e motor linear (escala de deformação de 50 vezes).	43
Figura 4.20 – Tensão von Mises máxima no recartilhado.	44
Figura 4.21 – Mecanismo de acoplamento do motor rotativo com bloco a simular perfil.	45

Figura 4.22 – Representação esquemática da conexão de parafuso aplicada no subsistema rotativo.....	45
Figura 4.23 – Representação esquemática da carga remota aplicada no estudo do subsistema rotativo.....	46
Figura 4.24 – Representação esquemática da fixação aplicada no estudo do subsistema rotativo.....	46
Figura 4.25 – Vista geral do aspeto da malha utilizada no estudo do subsistema rotativo.....	47
Figura 4.26 – Deslocamento máximo do subsistema rotativo.....	48
Figura 4.27 – Tensão von Mises máxima do subsistema rotativo.....	48
Figura 4.28 – Distribuição de tensões von Mises do subsistema rotativo.....	49
Figura 4.29 – Deslocamentos do subsistema rotativo. ....	49
Figura 5.1 – Mecanismo de acoplamento da guia linear em PETG.....	51
Figura 5.2 – Mecanismo de acoplamento da guia linear em AL7075. ....	51
Figura 5.3 – Motor rotativo montado no mecanismo de AL7075.....	52
Figura 5.4 – Walker [20].....	52
Figura 5.5 – Interface mão/pé – equipamento.....	53
Figura 5.6 – Encaixe para pedal de bicicleta [21].....	53
Figura 5.7 – Protótipo físico. ....	54
Figura 6.1 – Microcontrolador ESP32 [22].....	55
Figura 6.2 – Arquitetura do sistema de controlo desenvolvido.....	55
Figura 6.3 – Célula de carga FX29 [23]. ....	56
Figura 6.4 – Aplicação das células de carga FX29 no punho. ....	56
Figura 6.5 – Banca de testes de controlo da guia linear.....	57
Figura 6.6 – Célula de carga 108BA [24]. ....	57
Figura 6.7 – Aplicação <i>Android</i> desenvolvida.....	58
Figura 6.8 – Pedais Assioma DUO Power Meter [25].....	58
Figura 6.9 – Módulo rotativo com instrumentação desenvolvida pela Wiseware...	59
Figura 7.1 – Exemplos de exercícios com o equipamento Ablefit: a) com os membros inferiores; b) com os membros superiores (Fotos adaptadas de vídeo de apresentação do equipamento elaborado pela ESEnfC). ....	61

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1- Movimentos a realizar e músculos utilizados. ....	11
Tabela 4.1 – Propriedades geométricas e mecânicas do perfil AL6063 45 x 45 F [mm] (Minitec 20.1033/0).....	25
Tabela 4.2 – Propriedades geométricas do perfil AL6063 45 x 90 [mm] .....	32
Tabela 4.3 – Propriedades mecânicas do AL7075-T6 .....	38
Tabela 4.4 – Resultados do estudo de convergência de malha do subsistema linear. ....	41
Tabela 4.5 - Resultados do estudo de convergência de malha do subsistema rotativo. ....	47

## **SIMBOLOGIA E ABREVIATURAS**

### **Simbologia**

g – Grama

mm – Milímetro

Pa – Pascal

N – Newton

$M_f$  – Momento Fletor

$y_{\text{máx}}$  – Distância máxima ao centro de gravidade

I – Momento de inércia

F – Força

L – Comprimento

E – Módulo de Elasticidade

A – Área

$\tau$  – Tensão de Corte

t – Espessura

G – Módulo de Elasticidade transversal

$\hat{\theta}$  – Ângulo de torção

rad – Radianos

$\nu$  – Coeficiente de Poisson

### **Abreviaturas**

ESEnfC – Escola Superior de Enfermagem de Coimbra

OMS – Organização Mundial de Saúde

CAD – Computer Aided Design

AL – Alumínio

FEM – Finite Element Method

FDM – Fused Deposition Modeling

C.G. – Centro de gravidade

## **1 INTRODUÇÃO**

O aumento da qualidade de vida da sociedade está intrinsecamente ligado à saúde das pessoas e à sua condição física, nomeadamente à sua mobilidade. A OMS recomenda um conjunto de medidas relativas ao tema da atividade física para as diferentes faixas etárias. Para crianças e adolescentes (5-17 anos) é recomendada a prática de pelo menos 60 minutos por dia de exercício físico de moderada a vigorosa intensidade, em pelo menos 3 dias da semana. Para adultos (18-64 anos) é recomendada a prática de exercício moderado entre 150 a 300 minutos ou exercício de vigorosa intensidade entre 75 a 150 minutos por semana. Nesta faixa etária a OMS recomenda também a prática de exercícios que fortaleçam os músculos em pelo menos 2 dias por semana. Quanto às pessoas idosas (65 anos ou mais) as recomendações são semelhantes à faixa etária anterior, no entanto dando ênfase também a atividades físicas multicompetentes que promovam o equilíbrio funcional e o treino de força. Existem também diversas diretrizes relacionadas com a atividade física de pessoas com problemas crónicos, sendo estas sujeitas a um maior sedentarismo derivado da sua condição. A falta de mobilidade constitui um problema de saúde pública com uma elevada incidência, uma vez que conduz a uma decadência da capacidade funcional dos indivíduos. Os efeitos secundários da imobilidade destacam-se por exemplo em pessoas vítimas de doença crítica (dada a sua imobilidade prolongada), idosos (devido ao seu estado fisiológico mais debilitado), entre outras pessoas com condições clínicas diversas. Os efeitos secundários da imobilidade são, não apenas um problema ao nível da qualidade de vida das pessoas, mas também um problema social e económico que tem registado um aumento significativo ao longo dos anos, especialmente dado o aumento da esperança média de vida e o decréscimo da taxa de natalidade. Estes dois indicadores levam a um envelhecimento da população, como se pode verificar pelo gráfico da Figura 1.1, que apresenta o Índice de envelhecimento em Portugal entre 1961 e 2021. Este indicador representa a relação entre o número de pessoas com 65 ou mais anos e pessoas com 15 ou menos anos. Como se pode comprovar pelos dados apresentados, esta taxa de envelhecimento tem vindo a sofrer um acréscimo ao longo dos anos, sendo que estes dados se refletem posteriormente na quantidade de pessoas que sofrem com os efeitos do sedentarismo.

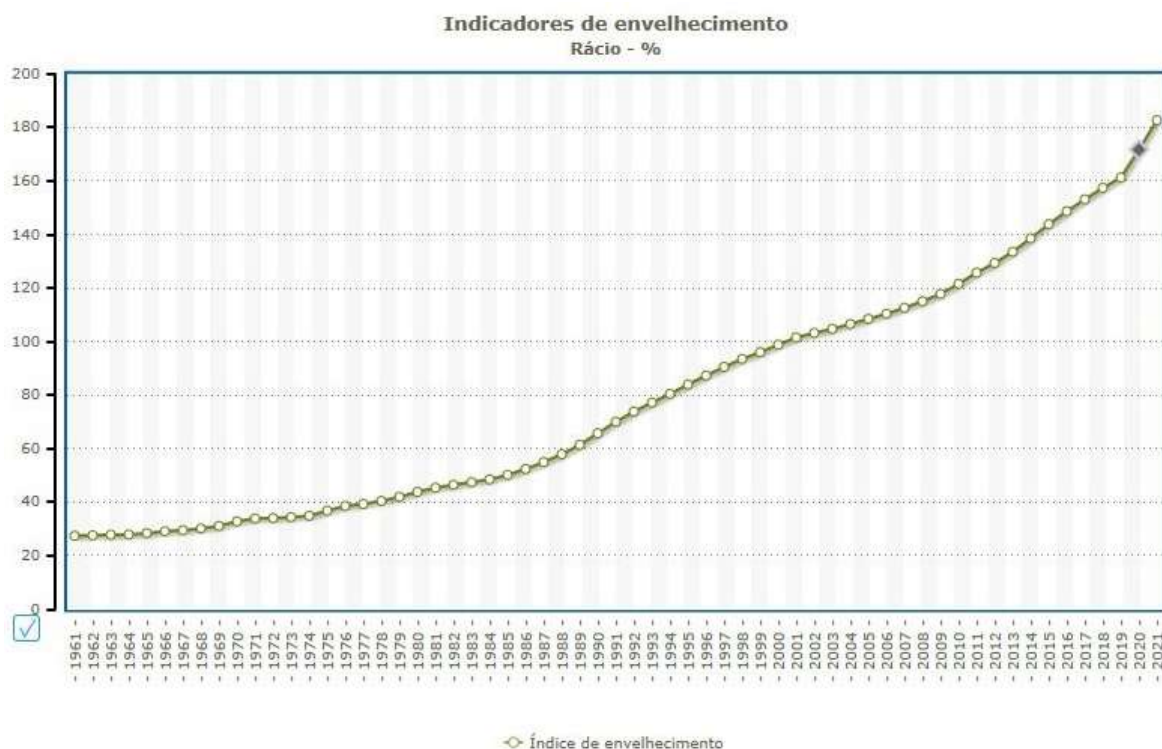


Figura 1.1 – Índice de envelhecimento em Portugal nos anos 1961-2021 (INE, PORDATA).

Face a este contexto, é evidente a necessidade de investigar e desenvolver estratégias que permitam minimizar os impactos negativos da imobilidade. Surge assim o projeto ABLEFIT, no qual se enquadra este trabalho. Liderado pela empresa ORTHOS XXI, em consórcio com a empresa WISEWARE, pela Escola Superior de Enfermagem de Coimbra e pelo Instituto Politécnico de Coimbra, pretende este projeto desenvolver uma solução que permita às pessoas afetadas por este problema manter a sua mobilidade no leito ou, em último caso, usufruir de um equipamento capaz de as reabilitar depois de um longo período de imobilidade. Este projeto é cofinanciado pelo Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional da União Europeia e mereceu a criação do logotipo da Figura 1.2.

O equipamento que se pretende desenvolver deverá ter a versatilidade necessária de modo a se adaptar às necessidades de cada paciente, permitindo além do estímulo físico, a monitorização de sinais vitais do paciente, proporcionando uma reabilitação controlada e interativa, que estimule o utilizador fisicamente e psicologicamente. Além do sistema músculo-esquelético, deverão também ser estimulados os sistemas cardíaco e respiratório, sendo estes também importantes para a qualidade de vida dos pacientes. A solução deverá também ter a capacidade de ser utilizada tanto em ambiente hospitalar ou de reabilitação, como em instituições de apoio geriátrico, prevendo-se possibilidade de uso no domicílio do utilizador.

O trabalho que se apresenta, que culminou com o protótipo de um equipamento de reabilitação, pretende responder a um conjunto de requisitos definidos pelo consórcio Ablefit. O equipamento desenvolvido permite a realização de exercícios

quer com os membros superiores quer com os membros inferiores, recorrendo a dois módulos distintos, um definido como linear e outro como rotativo, possibilitando ao utilizador a realização de movimentos lineares/curvilíneos e rotativos.

O módulo linear baseia-se numa guia linear na qual o utilizador do equipamento pode colocar os pés ou as mãos, realizando assim exercícios que promovam movimentos de extensão, flexão, abdução, adução, rotação interna/externa, inversão e eversão de uma forma isolada, isto é, particularizando os músculos que se pretendem exercitar. Este módulo é versátil, permitindo a realização de diversos exercícios personalizados e ajustados a cada paciente.

O módulo rotativo recorre a um motor elétrico que promove o movimento rotativo dos membros inferiores e superiores, tendo como objetivo não só a reabilitação muscular, mas também cardiorrespiratória.

Um ponto importante do equipamento envolve a possibilidade de obtenção de *biofeedback* durante os exercícios, registo do progresso de reabilitação do utilizador, tendo como base a medição de forças e velocidades de execução dos exercícios, assim como a avaliação de sinais vitais. Existe também a possibilidade de os exercícios serem integrados em jogos que estimulem o utilizador e o motivem a prosseguir com o processo de reabilitação.



Figura 1.2 – Logótipo do projeto Ablefit.

## **1.1 Estrutura do trabalho:**

A redação deste trabalho de projeto está estruturada da seguinte forma:

Capítulo 1- Introdução, enquadramento e estrutura do trabalho.

Este capítulo faz o enquadramento inicial do trabalho e elenca a sua organização.

Capítulo 2- Estado da arte e identificação de requisitos e condições a que o equipamento deve corresponder.

Neste capítulo é apresentada a pesquisa relativa ao tema dos doentes acamados/imobilidade, bem como de equipamentos existentes no mercado para dar resposta às necessidades de exercício físico destas pessoas. São também expostos os requisitos do equipamento a desenvolver.

Capítulo 3- Desenvolvimento do equipamento.

Este capítulo descreve todas as fases de desenvolvimento do equipamento, fazendo referência a todas as etapas e ideias discutidas que levaram ao conceito e construção do protótipo final.

Capítulo 4- Componente de cálculo associada à construção do protótipo.

São apresentados neste capítulo todos os cálculos estruturais realizados para garantir a integridade do equipamento.

Capítulo 5- O protótipo físico final.

Este capítulo apresenta o resultado de todo o trabalho desenvolvido no protótipo do equipamento Ablefit.

Capítulo 6- Instrumentação do equipamento.

Este capítulo faz referência ao trabalho desenvolvido em parceria com o Departamento de Engenharia Eletrotécnica e com a empresa Wiseware no que toca à parte eletrónica do protótipo.

Capítulo 7- Testes de usabilidade.

Este capítulo expõe os testes realizados em parceria com a Escola Superior de Enfermagem de Coimbra com o objetivo de validar o funcionamento do protótipo.

Capítulo 8- Conclusões finais.

São apresentadas as conclusões finais relativas ao projeto Ablefit e ao protótipo desenvolvido.

No final apresentam-se as referências bibliográficas consultadas durante a elaboração deste trabalho, seguidas dos Anexos.

## **2 ESTADO DA ARTE E DEFINIÇÃO DE REQUISITOS**

### **2.1 Doentes acamados/imobilidade: Riscos e consequências clínicas**

A imobilidade num doente acamado acarreta efeitos secundários que se traduzem em consequências que podem comprometer a sua qualidade de vida. Uma das consequências mais graves é o desenvolvimento de uma doença muscular designada por sarcopenia, que se caracteriza por uma perda de massa e força muscular [1]. Apesar de esta ser uma doença que tende a manifestar-se em todas as pessoas a partir de uma certa idade, o sedentarismo/imobilidade é um fator que contribui de forma acentuada para o declínio do sistema músculo-esquelético, podendo acontecer em qualquer faixa etária. A sarcopenia está associada ao declínio da função física e ao aumento do risco de queda em idosos, como demonstrado por diversos estudos [2, 3]. A sarcopenia constitui também um fator de risco para a ocorrência de fraturas [4]. Como consequência desta condição, os doentes passam a necessitar, grande parte das vezes, de equipamentos para se locomover (ex.: cadeira de rodas, andarilho, bengala). Além disso, a sarcopenia provoca também dores nas zonas do corpo afetadas [5]. Uma vez que se tem verificado o aumento da esperança média de vida e um declínio da taxa de natalidade na Europa ao longo dos anos, é natural que exista uma maior propensão ao desenvolvimento desta patologia devido ao aumento do número de indivíduos nas faixas etárias mais avançadas (como já referido anteriormente e ilustrado na Figura 1.1).

A imobilidade no leito pode também acontecer devido a diversas condições clínicas, originando o declínio funcional do paciente e tendo este a posterior necessidade de uma reabilitação prolongada, conduzindo a uma redução de qualidade de vida, aumento de taxa de mortalidade e também ao aumento dos custos hospitalares. Alguns autores referem que a cada semana de imobilização completa no leito, há uma perda de cerca de 10 a 20% do nível inicial de força muscular. A perda de força muscular é observada em 30% a 60% dos doentes internados em unidades de cuidados intensivos, podendo persistir até dois anos após a alta clínica, tendo repercussões ao nível da sua função física, e aumento no período de internamento [6]. Este problema ocorre, aproximadamente, num terço dos doentes internados. Destes, cerca de 23% a 33% são idosos, como é retratado em bibliografia [7]. A situação pode atingir também faixas etárias mais jovens, estimando-se uma taxa de prevalência elevada para crianças e jovens (até aos 19 anos) a necessitar de períodos prolongados de repouso no leito, como acontece nos cuidados paliativos.

Além das consequências ao nível músculo-esquelético, a imobilidade acarreta também consequências ao nível respiratório, cardiovascular, nervoso, gastrointestinal, urinário, metabólico, nervoso, cutâneo, tendo mais uma vez implicações severas na qualidade de vida das pessoas afetadas. [8, 9]. Em suma, a redução de qualidade de vida dos indivíduos, declínio de capacidade funcional,

aumento de necessidade de reabilitação e aumento dos custos hospitalares provocados pelas repercussões da imobilidade representam uma ameaça grave para a sustentabilidade dos sistemas de saúde. Verifica-se assim a necessidade de criar soluções que estimulem e motivem os doentes acamados à prática de exercício físico de uma forma controlada e interativa, de modo a prevenir os impactos negativos da imobilidade, tanto a nível individual e social, como económico.

## **2.2 Soluções existentes para a prática de exercício físico no leito**

Existem no mercado diversos equipamentos para a prática de exercício de pessoas com mobilidade reduzida, sendo que a maioria destes se baseia na realização de movimentos circulares com as mãos e/ou com os pés. Este tipo de equipamentos permite normalmente a sua utilização por parte de pessoas acamadas, bem como sentadas. A Figura 2.1 e a Figura 2.2 são exemplos deste tipo de equipamentos da marca MOTMed.

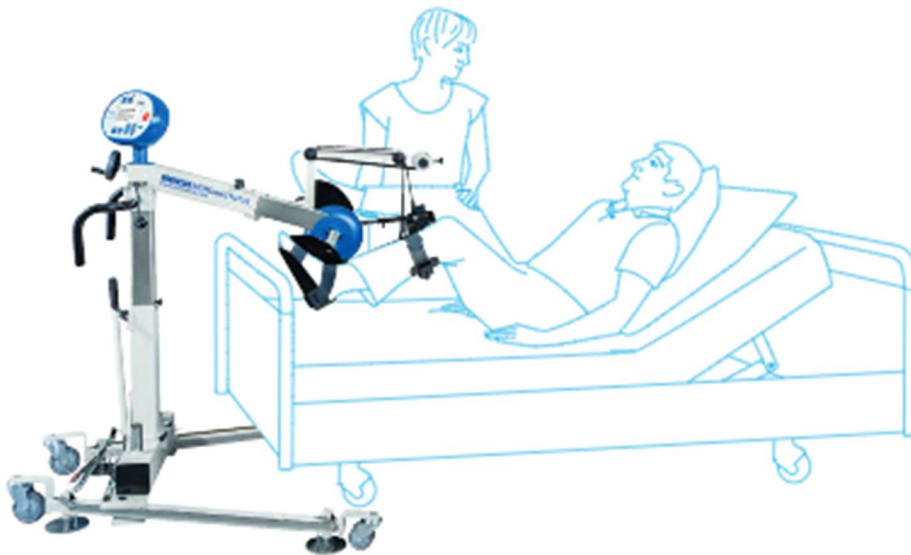


Figura 2.1 – Visualização do equipamento MOTMed letto 2 [12] .



Figura 2.2 – MOTOmed muvi [13].

Existem adicionalmente soluções utilizando elásticos e contendo também dispositivos para realizar movimentos rotativos, como é o caso do equipamento da Figura 2.3, designado por Workout and Recovery.



Figura 2.3 – Equipamento Workout and Recovery [14].

Este equipamento não permite, no entanto, a realização de exercícios com os pés, sendo o seu foco principal os membros superiores dos utilizadores. Além disso, este equipamento não apresenta qualquer instrumentação para avaliação de sinais vitais ou evolução do paciente. A solução dos elásticos apresenta também outras desvantagens relatadas mais à frente neste documento.

Existem também equipamentos com a capacidade de reabilitação de pessoas acamadas, colocando-as num plano inclinado com ajuste variável, e estimulando os membros inferiores promovendo o movimento de caminhar. Um exemplo disso é o equipamento Erigo Robot da marca Hocoma apresentado na Figura 2.4. Adicionalmente este equipamento promove também estímulos elétricos nos músculos dos membros inferiores.



Figura 2.4 – Erigo Robot [15].

O equipamento da Figura 2.4 não permite resposta no que toca à reabilitação dos membros superiores, não tendo também a capacidade de avaliação de sinais vitais e seu registo.

Existem também no mercado um conjunto de equipamentos denominados gaiolas Rocher, tratando-se de gaiolas nas quais são acoplados diversos acessórios, permitindo a reabilitação de diversas partes do corpo. O funcionamento é semelhante ao do equipamento da Figura 2.3, havendo, no entanto, uma maior amplitude para a colocação de acessórios, como representado na Figura 2.5. Este tipo de equipamentos, apesar de apresentar alguma versatilidade, assenta no mesmo princípio de cabos e elásticos do equipamento da Figura 2.3, contendo por isso as mesmas desvantagens associadas a estes acessórios. Além disso o facto de o doente estar dentro de uma gaiola pode ser um fator de desconforto e desmotivação para

uma pessoa em processo de reabilitação. O tamanho do equipamento é também muito grande, tornando-se menos prático que os restantes apresentados.



Figura 2.5 – Exemplo de gaiola Rocher [16].

Tendo por base os dados recolhidos, e de acordo com a pesquisa realizada, apesar de todas estas soluções existentes no mercado, nenhuma responde integralmente às necessidades específicas de controlo e avaliação do processo de reabilitação. Assim, é entendimento que o mercado atual tem espaço para o desenvolvimento e implementação de equipamentos que permitam uma manutenção física/reabilitação generalizadas (de todo o corpo), conjugadas com a interatividade com o utilizador, registo de evolução/progresso e a existência de programas de exercício adaptados a cada paciente de forma personalizada. Existe também uma lacuna de equipamentos que permitam ao utilizador a realização de movimentos lineares e curvilíneos com os membros superiores e inferiores, sendo que a maioria dos equipamentos permite apenas a realização de movimentos rotativos, como é o caso dos equipamentos ilustrados nas Figuras 2.1 e 2.2. Este tipo de movimentos (lineares e curvilíneos) são, segundo os especialistas em reabilitação físico-motora, indispensáveis para o trabalho de determinados músculos. Também é notável que a maioria dos equipamentos disponíveis se foca mais na reabilitação dos membros inferiores, sendo que os membros superiores apresentam também uma elevada necessidade de reabilitação em pessoas expostas a longos períodos de imobilidade. Os equipamentos existentes para reabilitação dos membros superiores recorrem normalmente a elásticos, sendo que estes possuem diversas desvantagens, como será abordado mais à frente neste documento.

## 2.3 Requisitos do equipamento a desenvolver

Face aos problemas identificados e em linha com os objetivos do projeto Ablefit, as equipas do consórcio definiram um conjunto de requisitos a considerar no desenvolvimento da nova solução. Assim, o equipamento deverá ser um sistema modular simples de utilizar de modo a corresponder às necessidades de cada doente, sendo prático quer para o utilizador quer para possíveis cuidadores. Além disso, deve ser suficientemente flexível de modo a poder ser utilizado quer por doentes acamados, quer por doentes em cadeira de rodas (ou sentados). O equipamento deverá também ter um sistema avançado de controlo de modo a permitir monitorizar diversos parâmetros relacionados quer com o doente, quer com o exercício realizado, tais como a frequência cardíaca, SpO<sub>2</sub><sup>1</sup> e velocidades e forças impostas pelo equipamento. Tal permitirá o registo e avaliação do progresso e desempenho do doente. Este registo, conjugado com a implementação de uma solução de gamificação<sup>2</sup> são dois fatores de extrema importância no que toca à motivação dos doentes. A gamificação serve como estímulo ao utilizador para a prática de determinados exercícios. A existência de um registo que permita aos utilizadores perceber a sua evolução ao longo do período de reabilitação incentiva-os a não desistir do processo, o que pode ser um fator importante na eficiência/eficácia dos exercícios. Os sistemas de biofeedback em tempo real são de extrema importância para a eficácia dos planos de reabilitação, uma vez que há um crescimento progressivo da motivação e do envolvimento emocional das pessoas [10, 11]. Outra solução interessante é a possibilidade de o equipamento ter um sistema de telemonitorização, que permita a comunicação do cuidador (ex.: médico ou enfermeiro) com o doente caso este se encontre num ambiente domiciliário.

Quanto à componente de reabilitação físico-motora, o equipamento deverá ter a capacidade de realizar exercícios que promovam pelo menos a flexão, extensão, abdução e adução quer dos membros superiores, quer dos membros inferiores. A Tabela 2.1 apresenta uma proposta dos movimentos a realizar elaborada pelos peritos em reabilitação da escola superior de enfermagem que integram o consórcio. Esta tabela permitiu perceber a forma como os membros superiores e inferiores do utilizador do equipamento se deverão deslocar nos diferentes cenários de reabilitação.

Juntamente com os dados expostos na Tabela 2.1, foram também especificadas as amplitudes de movimento, cargas e velocidades máximas para a realização destes movimentos. Segundo as indicações recebidas, a carga máxima deverá ser de 10 kg para os membros superiores e de 30 kg para os membros inferiores.

---

<sup>1</sup> SpO<sub>2</sub>: Saturação periférica de Oxigénio no sangue.

<sup>2</sup> Gamificação: Metodologia que tira partido da utilização de jogos de modo a enriquecer contextos diversos. Neste caso a utilização de jogos permitirá a motivação do doente para a realização de um determinado exercício de reabilitação.

Tabela 2.1- Movimentos a realizar e músculos utilizados.

<b>Membros</b>	<b>Articulações</b>	<b>Movimentos</b>	<b>Músculos utilizados</b>
<b>Membro Superior</b>	<b>Ombro</b>	Flexão	Deltóide, Grande peitoral, Coracobraquial, Bicipite braquial
		Extensão	Deltóide, Grande redondo, Grande dorsal, Tricipite braquial
		Abdução	Deltóide, Supraespinhoso
		Adução	Grande peitoral, Grande redondo, Pequeno redondo, Coracobraquial, Grande dorsal, Tricipite braquial
		Rotação interna	Grande peitoral, Grande redondo, Grande dorsal, Deltoide, Infraescapular
		Rotação externa	Deltóide, Infra-espinhoso, Pequeno redondo
	<b>Cotovelo</b>	Flexão	Coracobraquial Bicipite braquial
		Extensão	Tricipite braquial
	<b>Punho, Mão e dedos</b>	Flexão	Globalmente, flexores e extensores do punho, mão e dedos
		Extensão	
<b>Membro Inferior</b>	<b>Anca</b>	Flexão	Psoas ílaco, Fáschia lata, Reto anterior, Costureiro, Longo adutor, Curto adutor, Pectíneo
		Extensão	Grande glúteo, Semitendinoso, Semimembranoso, Bicipete crural, Grande adutor
		Abdução	Grande glúteo, Médio glúteo, Pequeno glúteo, Fáschia Lata, Obturador interno, Gémeos pélvicos superior e inferior, Piriforme
		Adução	Grande adutor, Longo adutor, Curto adutor, Pectíneo, Reto interno
		Rotação interna	Tensor da fáschia lata, Médio glúteo, Pequeno glúteo
		Rotação externa	Grande glúteo, Obturador interno, Obturador externo, Gémeos pélvicos superior e inferior, Piriforme, Grande, longo e curto adutor
	<b>Joelho</b>	Flexão	Isquiotibiais
		Extensão	Quadrícipites
	<b>Tornozelo</b>	Flexão	Tibial anterior, Extensor dos dedos
		Extensão	Gémeos, Solhar
		Inversão	Tibial anterior, Tibial posterior
		Eversão	Peronial longo, Peronial Curto

Fonte: Equipa da Escola Superior de Enfermagem de Coimbra (adaptado)

Os incrementos mínimos de carga deverão ser de 250 g. Estes valores de carga correspondem à força aplicada pelo utilizador no equipamento. A velocidade máxima do equipamento será para a realização de exercícios com os membros superiores e varia entre 5 e 15 repetições<sup>3</sup> por minuto. Como parte integrante do equipamento deve existir um módulo de cicloergómetro<sup>4</sup> apropriado quer para os membros inferiores, quer para os membros superiores. Este deverá, segundo os especialistas, ser capaz de medir carga e velocidade de rotação ou, em alternativa, a potência.

Dada a natureza do equipamento, este deve ter plataformas para apoio dos pés largas e que evitem o escorregamento dos mesmos. Tanto os pés como as mãos devem ter mecanismos de fixação ao equipamento (ex.: através de velcros).

Para a realização dos movimentos não circulares, deverá existir um ou mais módulos capazes de responder às necessidades impostas anteriormente. Para este(s) módulo(s) é necessário garantir a estabilidade articular dos membros do doente, de modo a prevenir movimentos descontrolados que possam provocar lesões nos mesmos. É necessário também garantir a ergonomia das interfaces entre o utilizador e o equipamento (para os membros inferiores e superiores), de modo que estes sejam o mais confortáveis possível e consigam fixar as mãos ou os pés do utilizador ao equipamento de forma adequada. Esta fixação é muito importante principalmente para utilizadores que tenham dificuldade na sua motricidade, uma vez que não têm capacidade de se manter em contacto com o equipamento por eles próprios. Além disso, a correta fixação ao equipamento dispensa o doente de ter um cuidador constantemente a garantir a posição correta do utilizador face ao equipamento.

Além de todas as características de reabilitação do equipamento, este deve ainda ser fácil de montar, ser facilmente transportável e adaptável ao utilizador por uma pessoa sem qualquer treino (incluindo o próprio utilizador).

Um dos motivos pelo qual o equipamento deve integrar um sistema de monitorização e controlo (além do registo do desempenho e evolução do utilizador) é a segurança do doente. Assim, o equipamento deve ser capaz de detetar alterações no sistema cardiorrespiratório através da monitorização da frequência cardíaca, tensão arterial, fadiga e saturação periférica de O<sub>2</sub>. Estas alterações devem ter uma retroação no exercício (ex.: suspensão ou interrupção). O equipamento deve também ser capaz de detetar espasmos e agir perante estes, suspendendo ou interrompendo o exercício.

---

<sup>3</sup> Uma repetição implica o deslocamento do ponto inicial para o final e de volta ao ponto inicial.

<sup>4</sup> Dispositivo que permite realizar um movimento rotativo tipo “bicicleta” e avaliar a parâmetros da condição física do utilizador

### 3 O ABLEFIT – PROTÓTIPO FUNCIONAL

#### 3.1 Idealização do equipamento

##### 3.1.1 Primeiro protótipo: Elásticos de rigidez variável

Inicialmente, foi adotada a ideia de utilizar elásticos para estimular os movimentos dos membros do paciente. Foi definida conceptualmente uma estrutura em arco em volta do paciente, com posições onde se poderiam acoplar elásticos de diferente rigidez (consoante o grau de dificuldade pretendida para o exercício). Seria também aplicada à estrutura um cicloergómetro. O conceito de equipamento é demonstrado na Figura 3.1. Foram desenhados dois conceitos para este protótipo, sendo apenas variável o desenho da estrutura, não havendo grandes variações na sua funcionalidade. Em ambas as estruturas é possível acoplar o cicloergómetro e olhais nos quais seriam, por sua vez, acoplados elásticos que seriam instrumentados para permitir medir a força realizada pelo doente.

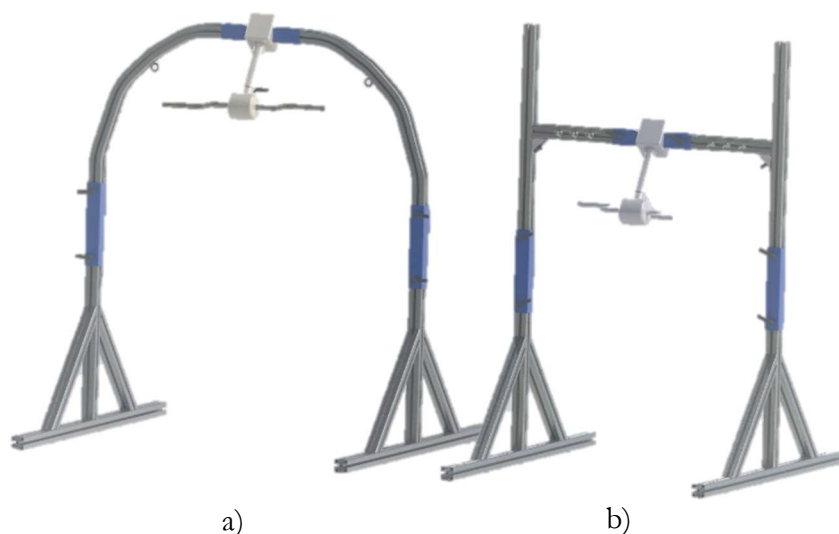


Figura 3.1 – Estrutura do primeiro protótipo: a) em arco; b) quadrada.

A estrutura de suporte neste conceito teria a possibilidade de ser montada quer no tripé (como é visível na Figura 3.1) quer no próprio chassis de uma cama. Esta versatilidade seria, no entanto, difícil dada a grande variedade de camas existentes no mercado.

Foi constatada a existência no mercado de soluções semelhantes a esta, tal como apresentado previamente no Capítulo 2.2, no entanto sem qualquer instrumentação que permita monitorizar os sinais vitais do utilizador, bem como a sua evolução física ao longo do processo de reabilitação.

Apesar de haver a possibilidade de criar um equipamento semelhante e o instrumentar de forma a responder adequadamente aos requisitos propostos pelo projeto, a ideia foi posta de parte por se entender que os elásticos não apresentam versatilidade suficiente para os diferentes exercícios que se pretendem implementar. Isto deve-se principalmente ao requisito do equipamento Ablefit de realizar movimentos ativos e passivos. Os elásticos não permitem a realização de movimentos ativos (do ponto de vista do equipamento), sendo uma limitação para pessoas com pouca ou sem qualquer mobilidade, não podendo estas executar exercícios utilizando este sistema. Este fator é essencial, visto que existe uma elevada quantidade de pessoas acamadas que não têm capacidade física de realizar exercícios passivos, tendo de ser neste caso auxiliadas ou pelo equipamento (no caso de este ser ativo), ou por um cuidador. Além disso, segundo o parecer dos Enfermeiros especialistas em Enfermagem de Reabilitação envolvidos no projeto, os elásticos dificultam o início do movimento e a manutenção de um movimento constante, fator que pode tornar o equipamento inviável para diversos pacientes.

### 3.1.2 Segundo Protótipo: Cabos e roldanas

Uma vez que a solução dos elásticos se revelou inviável, foi desenvolvido um conceito de equipamento assente em cabos e roldanas, inspirado num equipamento de ginásio. Existem no mercado equipamentos que assentam neste conceito e são utilizados, para a prática de exercício físico permitindo aos utilizadores realizar treinos funcionais<sup>5</sup>. A Figura 3.2 apresenta um exemplo deste tipo de equipamento que apesar de não ser específico para reabilitação, serviu de inspiração ao conceito desenvolvido.



Figura 3.2 – Equipamento de treino funcional [17].

---

<sup>5</sup> Treino funcional é o termo utilizado para descrever exercícios que treinam determinadas funções do corpo necessárias no dia a dia. Ex: Saltar, puxar, levantar, etc.

A ideia surgiu depois de uma reunião realizada pelas entidades do consórcio num ginásio onde se verificou a capacidade deste tipo de equipamento para realizar diversos movimentos pretendidos para a reabilitação de um paciente acamado. Algumas das lacunas deste equipamento são a falta de feedback relativo ao exercício, a dificuldade em criar estabilidade articular nos exercícios, sendo sempre necessária a ajuda de um cuidador para a sua realização (no caso de a pessoa não ter qualquer motricidade) e o tamanho e dificuldade de deslocamento do equipamento (que poderá comprometer o seu uso hospitalar ou no domicílio).

Tendo por base este conceito, foi desenvolvido um modelo de protótipo consistindo numa estrutura com duas roldanas com ajuste vertical e horizontal por onde passaria um cabo que seria acoplado ao utilizador (ou poderia ser agarrado por este com as mãos). Os cabos seriam impulsionados por um motor elétrico com uma polia onde os mesmos estariam enrolados. A Figura 3.3 mostra um modelo CAD do protótipo.

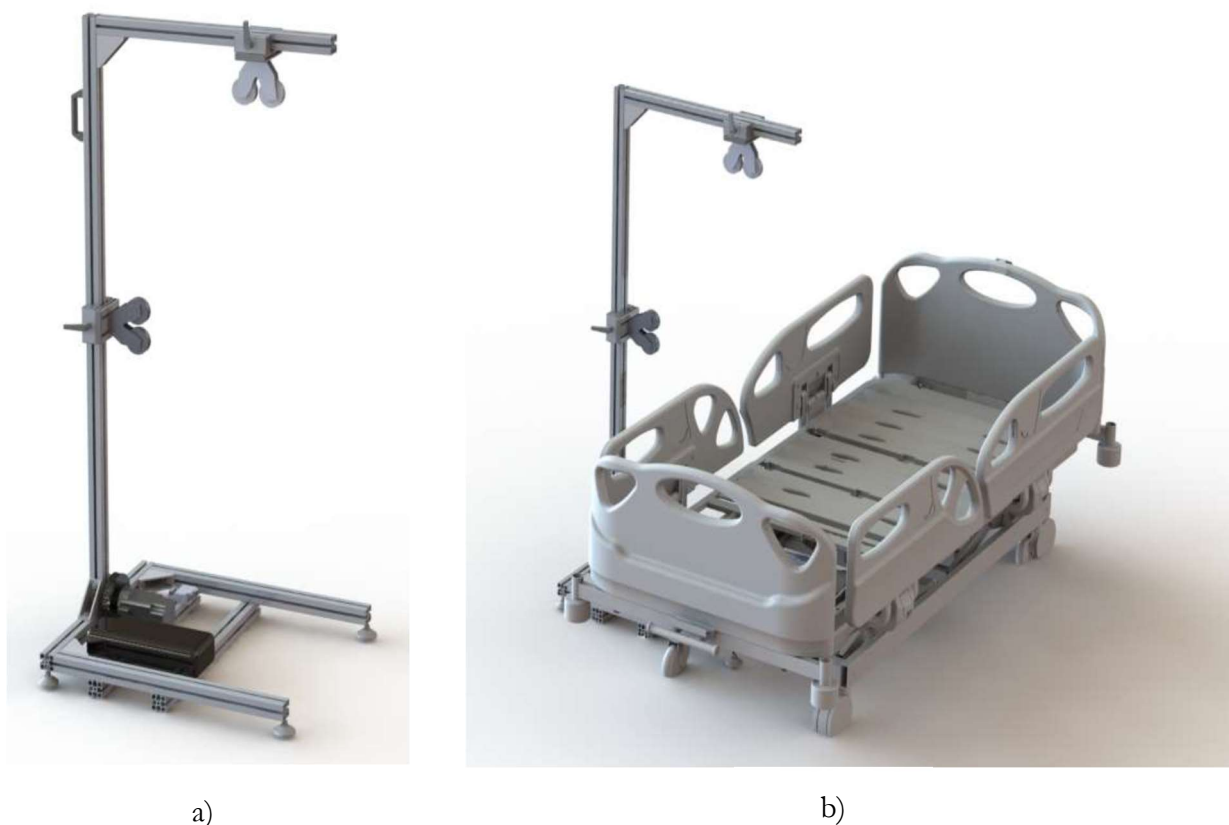


Figura 3.3 – Segundo protótipo: a) Estrutura; b) Estrutura relativamente a cama.

Este protótipo teria as mesmas capacidades da máquina da Figura 2.3, mas seria mais compacto e instrumentado (com capacidade de fornecer *biofeedback*), de modo a fazer face às necessidades do projeto. Verificou-se, no entanto, que este equipamento teria dificuldade em colmatar as lacunas verificadas no equipamento já existente. Seria sempre necessária a ajuda de um cuidador para a correta prática dos exercícios de reabilitação, no caso de doentes com reduzida ou sem qualquer mobilidade, uma vez

que este equipamento por si só não garante a estabilidade articular dos membros superiores e inferiores do paciente. Para uma pessoa sem qualquer força nas pernas ou braços isso pode significar a ocorrência de lesões. Além disso, é necessário um cuidador que guie os movimentos, uma vez que as pernas/braços do utilizador apenas são ancorados por um cabo.

### **3.1.3 Terceiro Protótipo: Módulo linear e Módulo rotativo (Protótipo final)**

Durante a análise dos motores a utilizar no protótipo anterior surgiu a ideia da utilização de uma guia linear movida por um motor elétrico como alternativa ao motor elétrico que movia os cabos e roldanas. Posteriormente descartou-se a ideia dos cabos e roldanas, passando o objetivo deste equipamento (guia linear) a ser realizar movimentos de extensão/flexão e abdução/adução quer dos membros superiores quer dos inferiores, através de uma interface entre os membros do utilizador e a carruagem da guia linear (montado na Figura 3.4 a)). Não se descartou também a necessidade de um cicloergómetro que permitisse a realização de movimentos rotativos por parte do utilizador (montado na Figura 3.4 b)). Foi assim criado um conceito de equipamento baseado em dois módulos:

- a) Um módulo linear, que permite a realização de movimentos lineares e com trajetória curvilínea dos membros superiores e inferiores;
- b) Um módulo rotativo que permite a realização de movimentos circulares dos membros superiores e inferiores.

O módulo linear assenta na utilização de uma guia linear movida por um motor elétrico, que permitirá a realização de exercícios com a trajetória referida. Já o módulo rotativo utiliza um motor elétrico que permite realizar movimentos rotativos, de uma forma semelhante aos equipamentos das Figuras 2.1 e 2.2.

Os dois módulos do equipamento (linear e rotativo) são suportados por uma estrutura à qual são montados numa barra horizontal que é parte integrante da mesma. Esta barra horizontal é ajustável em altura pela ação de um motor elétrico, permitindo o ajuste adequado ao utilizador. Os dois subsistemas são montados no mesmo encaixe, como se pode ver pela Figura 3.5, sendo que não podem ser acoplados simultaneamente na estrutura.

Este equipamento tem a vantagem de permitir acoplar os membros superiores/inferiores do doente ao mesmo de uma forma mais rígida (comparativamente aos cabos/elásticos), permitindo assim garantir uma maior estabilidade articular do utilizador nos exercício a realizar. O mecanismo de rotação da guia linear permite posicionar o motor segundo dois graus de liberdade, de modo a possibilitar os mais variados exercícios. Além disso, um dos graus de liberdade pode mover-se durante o exercício de modo a converter o movimento linear da guia num movimento curvilíneo, sendo este mais semelhante a um movimento natural.

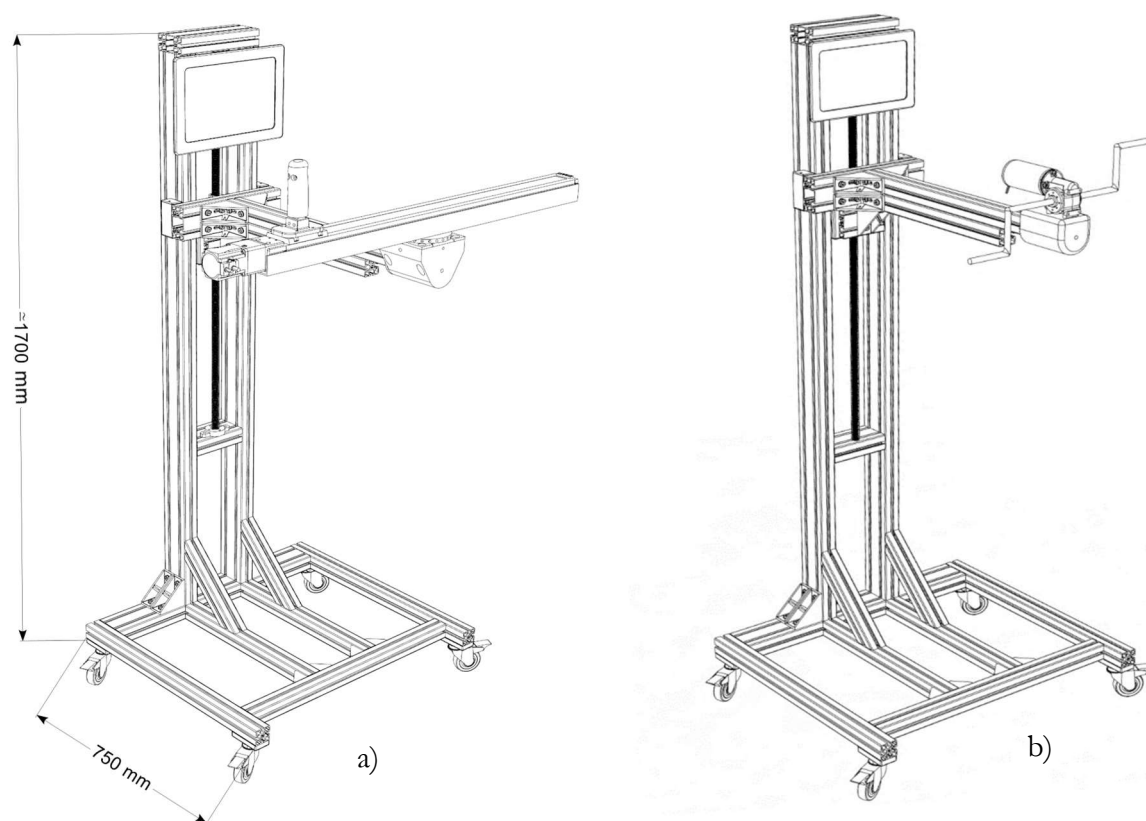


Figura 3.4 – Desenho esquemático do protótipo final a) com o módulo linear e b) com o módulo rotativo.

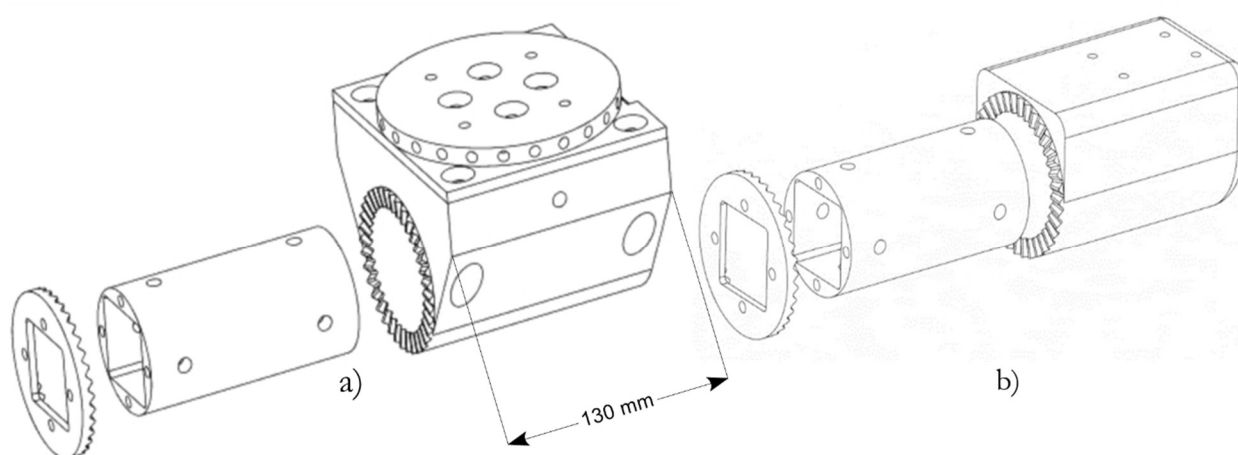


Figura 3.5 – Acoplamento do módulo a) linear b) rotativo à estrutura.

### 3.2 Composição e Descrição do funcionamento do equipamento

O equipamento é composto por uma estrutura em forma de “C”, apresentada na Figura 3.6 onde são montados os dois módulos de exercícios (rotativo e linear). A estrutura é composta por perfil técnico e assenta em 4 rodas com bloqueio.

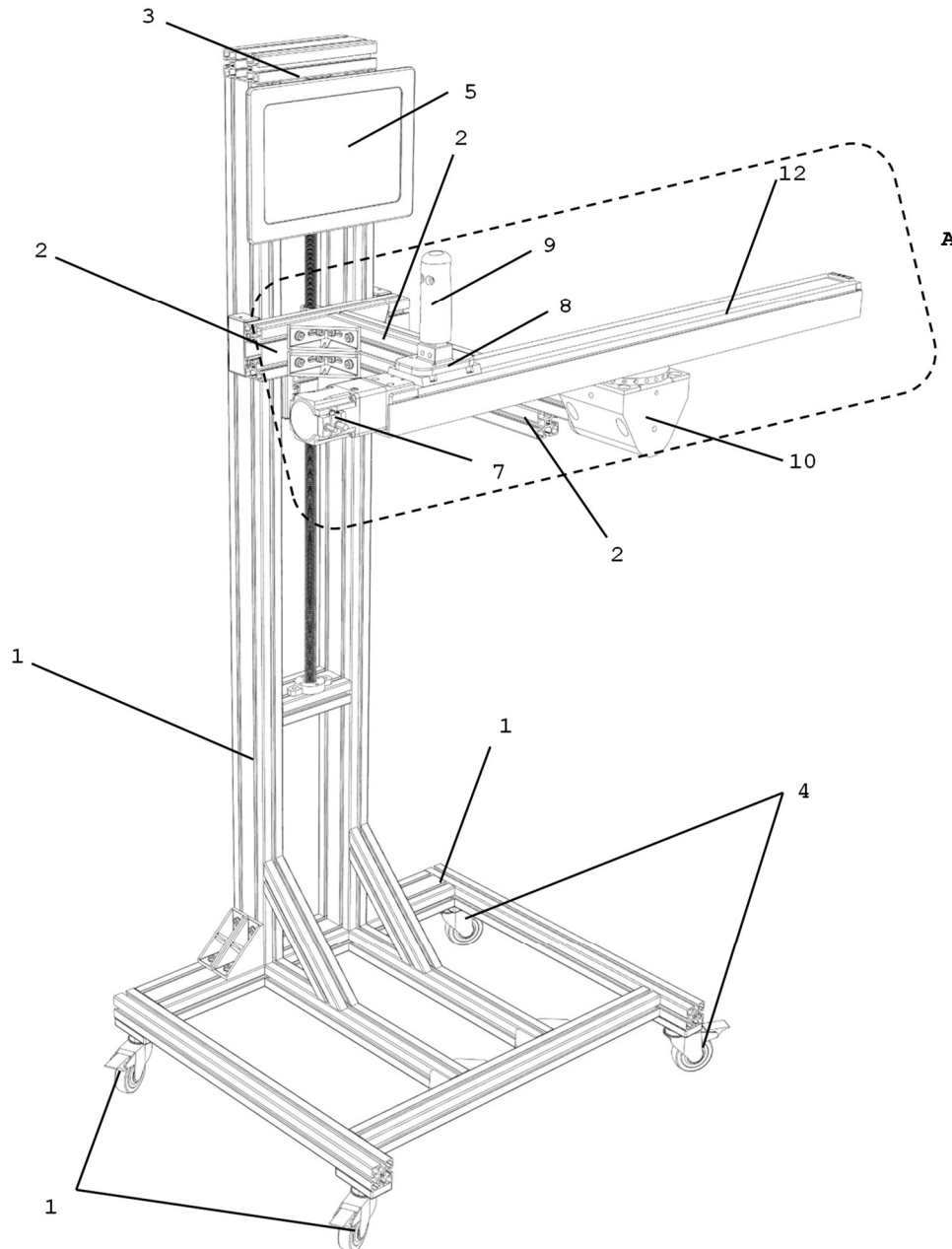


Figura 3.6 – Estrutura do protótipo final e identificação dos respetivos componentes (A - Subsistema linear; 1 - Estrutura de suporte em perfil técnico; 2 - Barra horizontal; 3 - Motor de posicionamento da barra horizontal; 4 - Rodas giratórias com bloqueio; 5 - Ecrã tátil de interface humana; 7 - Motor de acionamento da guia linear; 8 - Dispositivo de acoplamento da célula de carga de flexão (Anexo I); 9 - Interface entre o equipamento e as mãos/pés do utilizador; 10 - Mecanismo de acoplamento do motor linear à estrutura de suporte (Anexo I); 12 - Guia linear).

É parte integrante do módulo rotativo (Figura 3.7) um motor com caixa redutora ao qual pode ser adaptada uma interface quer para os pés quer para as mãos. O motor é montado na estrutura através de um componente de encaixe no perfil técnico que serve de interface também para o módulo linear e outro componente que sobrepõe este e suporta o motor elétrico (Figura 3.8). O motor elétrico é coberto por uma carcaça polimérica. A Figura 3.8 representa os componentes deste módulo, excluindo o motor rotativo. Mais à frente neste documento é feita uma descrição mais pormenorizada do motor em questão.

Este motor permite ao doente a realização de exercícios passivos e ativos<sup>6</sup>.

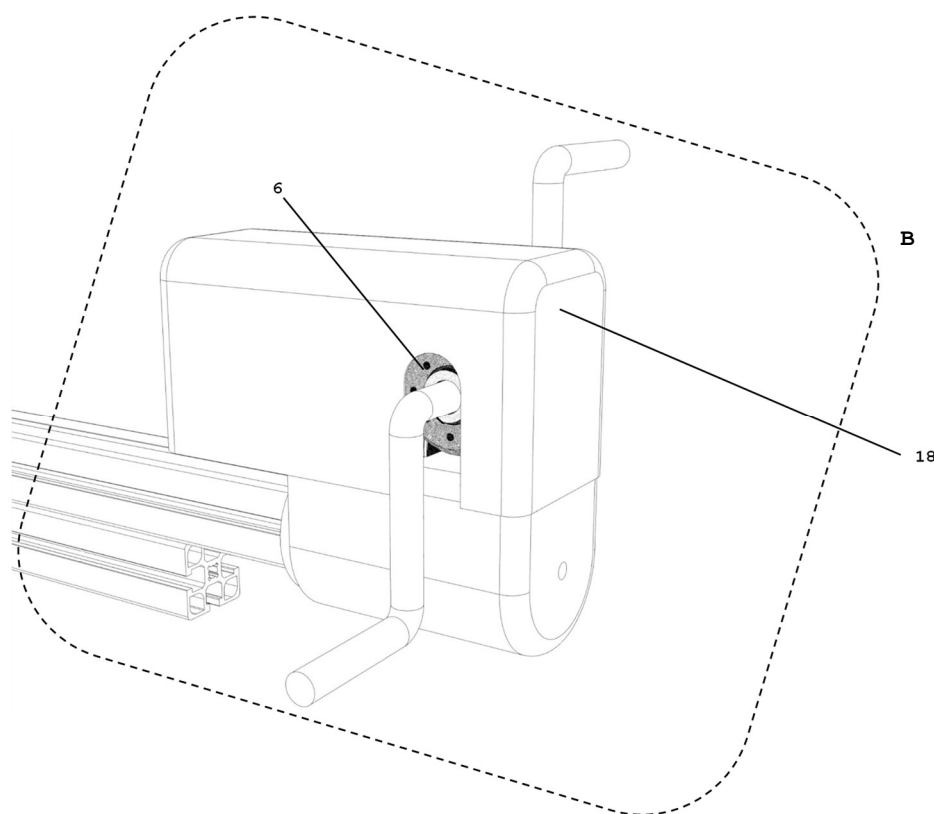


Figura 3.7 – Subsistema de reabilitação rotativo (B - Subsistema Rotativo; 6 - Motor Rotativo; 18 - Carcaça de proteção do motor rotativo).

---

<sup>6</sup> Do ponto de vista da máquina o exercício é passivo se for o utilizador a mover a máquina e ativo no caso de ser a máquina a mover o utilizador.

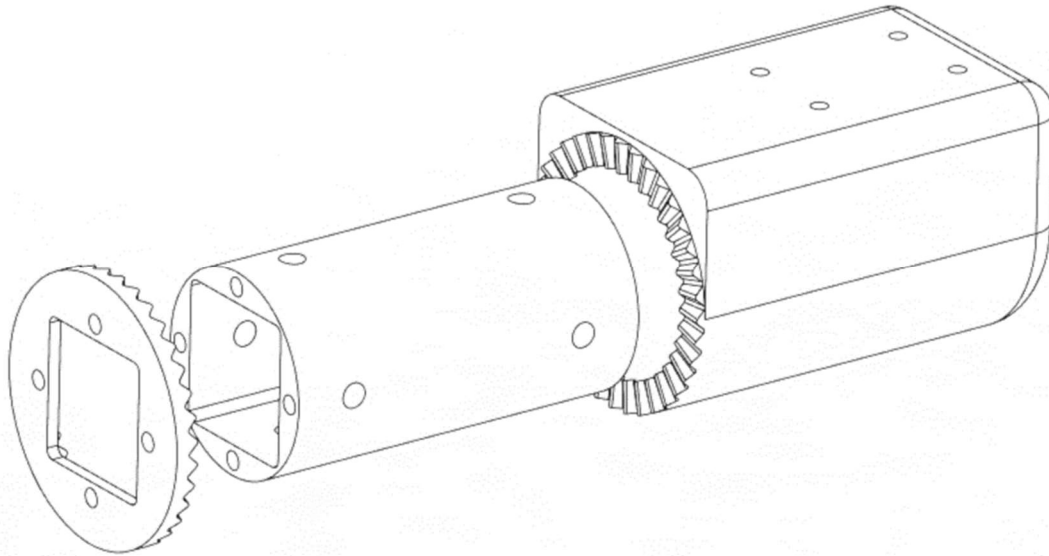


Figura 3.8 – Componentes do módulo rotativo e encaixe dos dois módulos (excluindo o motor).

A parte linear (Figura 3.9) é composta por uma guia linear (12) movida por um motor (7), na qual se pode montar uma interface para os pés ou para as mãos (descrita mais à frente na Figura 5.5), permitindo assim realizar movimentos com os membros superiores ou inferiores. Esta guia é suportada por uma viga em “U” (19) que lhe confere rigidez. Esta é por sua vez acoplada a um mecanismo que a permite rodar e posicionar em posições discretas segundo dois eixos (10). Mais à frente neste documento é descrita a interface final desenvolvida para o contacto entre o utilizador e a guia linear.

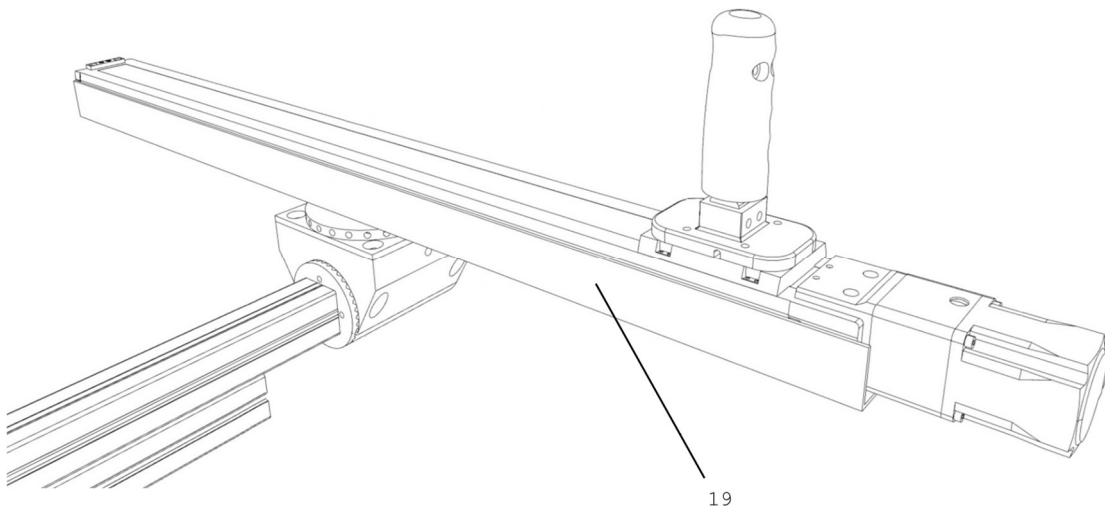


Figura 3.9 – Subsistema de reabilitação linear (19 - Viga em “U” (Anexo I)).

A viga em “U” que suporta a guia linear é acoplada ao mecanismo de rotação biaxial (Figura 3.10) através de um pino que é furado em toda a sua volta para ancorar uma mola de retorno (11), de modo a permitir o retorno da guia linear à sua posição inicial (Esta mola pode ser colocada em qualquer posição dependendo do ângulo em que o motor é colocado). Este pino encaixa num rolamento (13) que providencia a rotação de um dos eixos do mecanismo. Este rolamento é bloqueado no corpo do mecanismo pelo componente 14. Existe ainda um pino de travamento (15) que é também furado em toda a sua volta de modo a permitir o bloqueio da rotação do rolamento, através de dois pinos com mola (um de cada lado, não estando representados na figura). O corpo do mecanismo é acoplado ao perfil técnico (estrutura do equipamento) através de uma interface para o mesmo (Figura 3.5), sobre o qual este pode rodar. O bloqueio desta rotação é efetuado através de um recartilhado nas duas peças (17), sendo ambas apertadas uma contra a outra recorrendo a uma porca.

A carruagem à qual está acoplado o componente 8 desliza sobre a guia 12, descrevendo a trajetória do exercício realizado pelo utilizador.

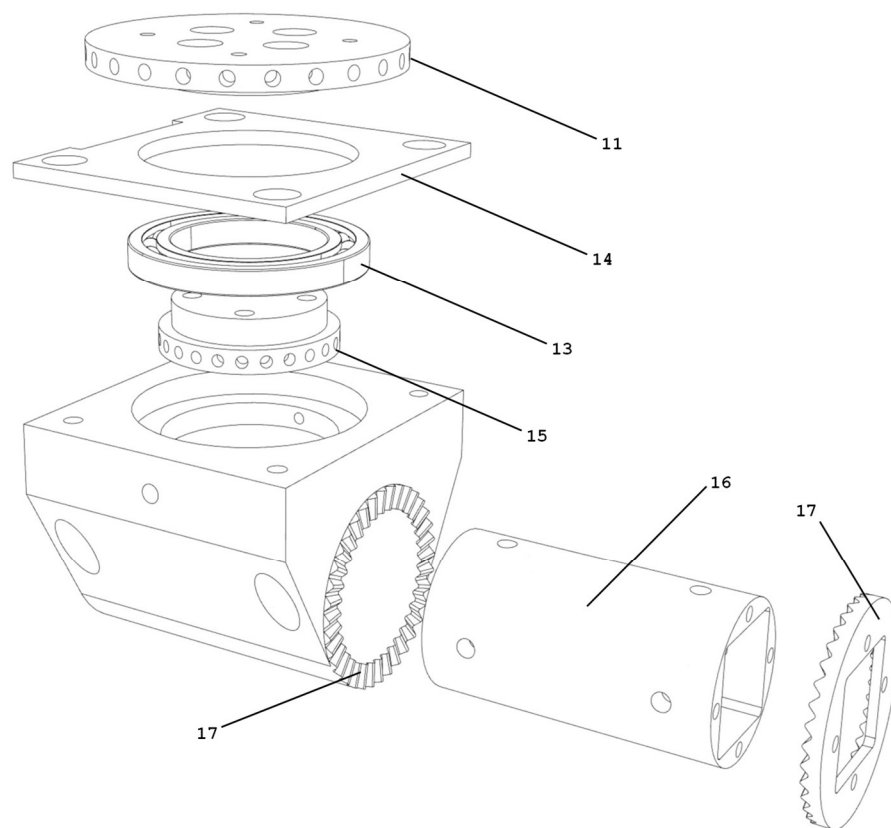


Figura 3.10 – Mecanismo de rotação biaxial do subsistema linear (11 - Pino de suporte da guia linear (Anexo I); 13 - Rolamento; 14 - Chapa de fixação do rolamento (Anexo I); 15 - Componente de travamento da rotação do rolamento (Anexo I); 16 - Interface de acoplamento dos módulos linear e rotativo (Anexo I); 17 - Recartilhado para bloqueio de rotação dos módulos linear e rotativo (Anexo I)).

O posicionamento vertical da carruagem onde ambos os módulos são acoplados é realizado por um motor elétrico que move um varão roscado, que é acoplado à barra horizontal através de uma flange com rosca (20), permitindo o movimento de subida e descida desta barra de modo a adaptar a altura dos módulos ao exercício pretendido (Figura 3.11). O acionamento deste motor é através de um botão de três posições: subir, parar e descer.

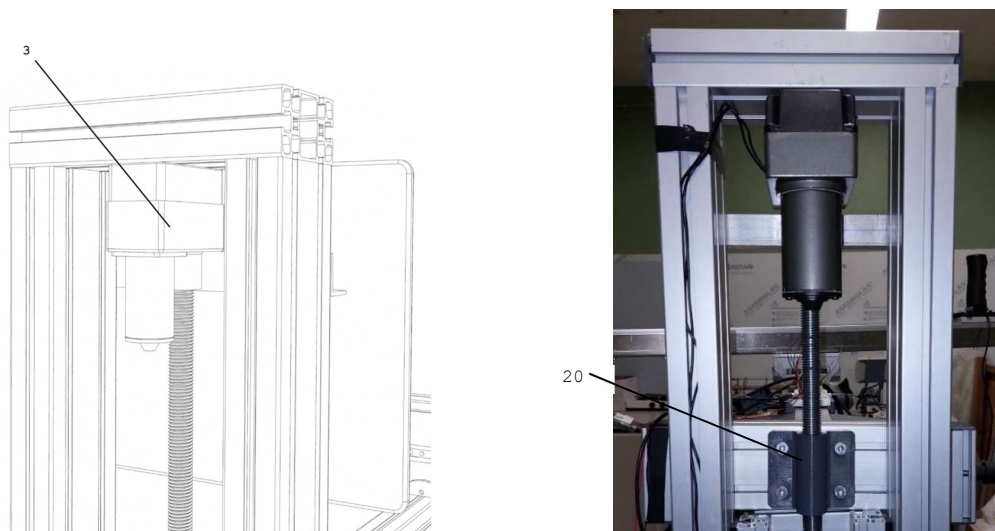


Figura 3.11 – Mecanismo de posicionamento vertical da carruagem (3 - Motor de posicionamento da barra horizontal; 20 - Flange com rosca (Anexo I)).

Além dos componentes descritos previamente, existe também um ecrã (5) que permitirá o controlo da máquina, paralelamente a um tablet *Android*. O funcionamento deste ecrã poderá também estar relacionado com o biofeedback do exercício, bem como com a gamificação. Mais à frente neste documento é descrito com mais pormenor a questão da instrumentação e controlo do equipamento.

A Figura 3.12 mostra o equipamento junto de uma cama hospitalar, como forma de demonstrar a dimensão do equipamento comparativamente com a mesma.

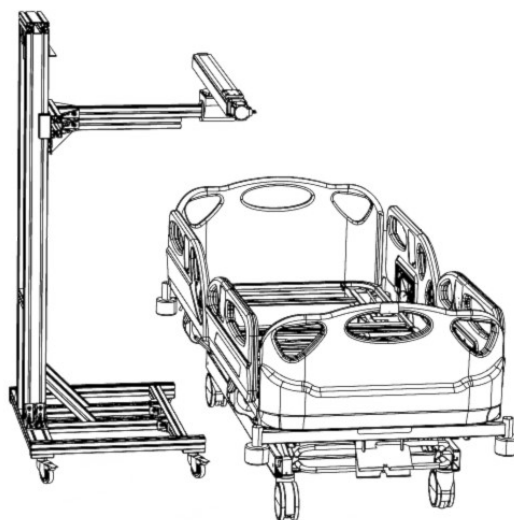


Figura 3.12 – Protótipo Ablefit junto a cama hospitalar

### 3.2.1 Guia linear

A guia linear escolhida para este protótipo foi a *Oriental Motor EZSM6E080AZAK* (Figura 3.13), pois é um modelo que satisfaz todas as solicitações ao nível de força, velocidade e amplitude de movimento (dimensão da guia linear) definidas pelos especialistas em reabilitação (Cap. 2.3). Além disso, este atuador permite o seu controlo quer em termos de posição quer em termos de velocidade, tornando o seu controlo simples para a realização dos exercícios pretendidos.



Figura 3.13 – Guia linear com *encoder* absoluto [18].

### 3.2.2 Motor rotativo

O motor rotativo escolhido para movimentar o cicloergómetro foi o *dunkermotoren gr63x55* (Figura 3.14). Este tipo de motor é vendido com uma caixa de redução com uma relação de transmissão de 15:1, tendo esta uma geometria adequada para implementar dois pedais.



Figura 3.14 – Motor rotativo *gr63x55* com caixa de redução [19].

Este motor, alimentado a 24V, tem uma velocidade de rotação nominal (sem caixa) de 3350 RPM e um binário de 0.27 Nm. Este motor, em conjugação com a caixa de redução, permite um aumento gradual de velocidade e força. Estas duas variáveis são indispensáveis para o funcionamento adequado do equipamento pretendido. Os valores de força e velocidade de rotação permitem também uma flexibilidade grande, respondendo às necessidades de reabilitação.

## 4 ANÁLISE E OTIMIZAÇÃO ESTRUTURAL DO PROTÓTIPO

Este capítulo descreve os dimensionamentos que foram efetuados aos componentes estruturais desenvolvidos.

### 4.1 Estrutura de suporte

A estrutura de suporte inicialmente idealizada para o projeto é apresentada na Figura 4.1. Esta estrutura é composta por um conjunto de elementos estruturais, principais e de reforço, tendo por base o perfil técnico da marca Minitec (Alumínio 6063). Esta primeira versão do protótipo era composta apenas por perfil 45 x 45 F [mm] com a referência 20.1033/0. As propriedades geométricas e mecânicas deste perfil estão descritas na Tabela 4.1. A Figura 4.2 representa a secção deste perfil.

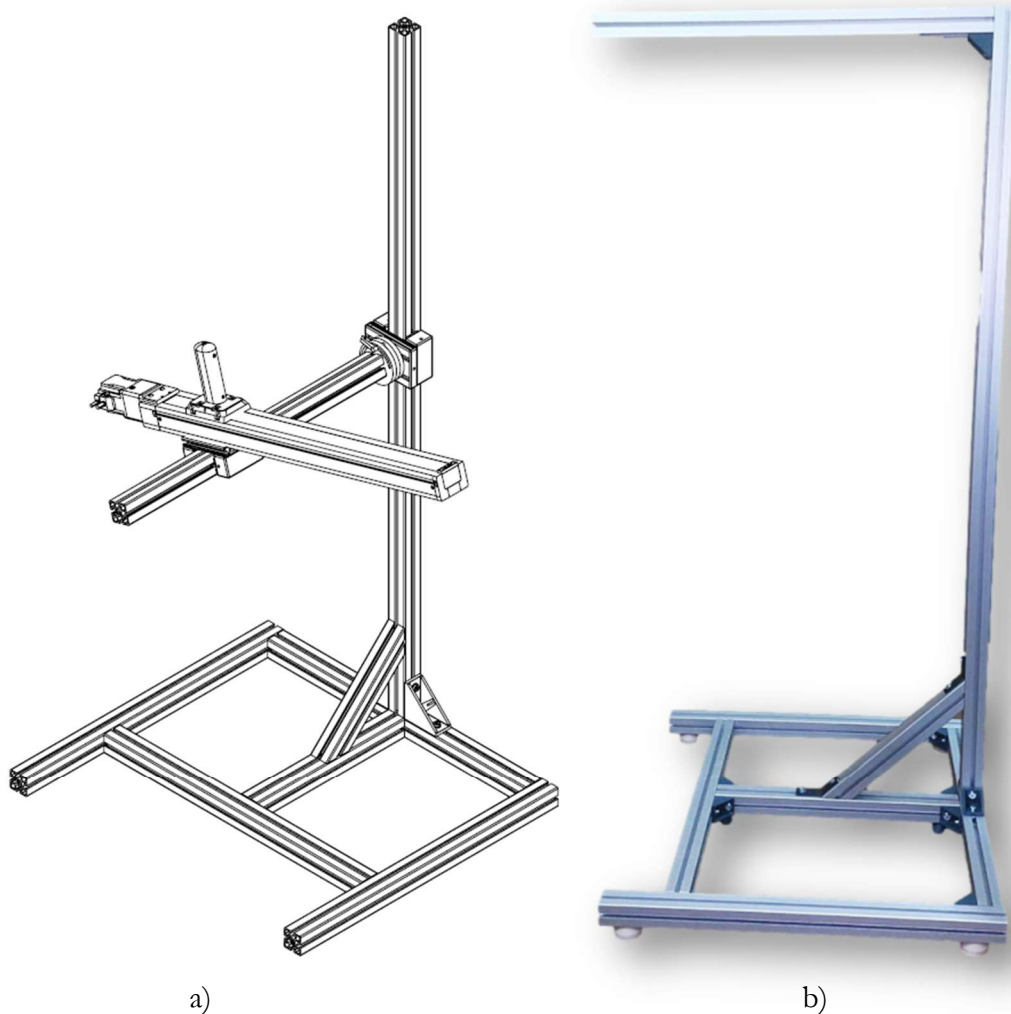


Figura 4.1 – Estrutura inicial: a) CAD; b) Estrutura montada.

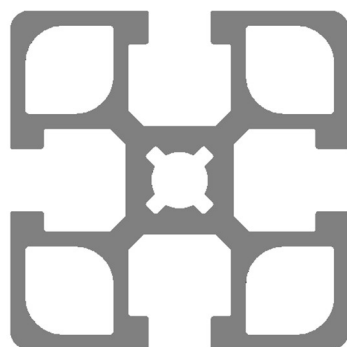


Figura 4.2 – Secção do perfil técnico Minitec 45 x 45 F.

Tabela 4.1 – Propriedades geométricas e mecânicas do perfil AL6063 45 x 45 F [mm] (Minitec 20.1033/0).

**Propriedades geométricas**

<b>Momentos de Inércia da secção (I) <sup>7</sup></b>	141 269,19 mm <sup>4</sup>
<b>Área da secção (A)</b>	737,42 mm <sup>2</sup>

**Propriedades mecânicas**

<b>Módulo de Elasticidade (E)</b>	69 GPa
<b>Coefficiente de Poisson</b>	0,33
<b>Tensão de Cedência</b>	41,4 MPa

A estrutura de suporte é sujeita estaticamente ao peso correspondente à massa da guia linear escolhida, bem como do motor rotativo, assim como à sua própria massa. Em situação de utilização haverá lugar a uma sobrecarga que corresponde à força que o utilizador lhe aplicar.

O dimensionamento estrutural envolveu uma abordagem analítica e numérica, com suporte no método dos elementos finitos. Considerou-se suficiente para o estudo proceder a uma análise da estrutura quanto à sua resistência e rigidez mecânica correspondente a uma análise estática linear.

Refira-se que, tendo em conta as características técnicas do perfil considerado e a armação da base de suporte, os elementos estruturais críticos são os identificados esquematicamente na Figura 4.3 como tramos A e B. É importante ainda referir que para os cálculos não se tiveram em conta quaisquer acessórios do perfil, tais como ângulos de montagem, parafusos ou carruagens.

<sup>7</sup> Nota: O momento de inércia da secção é igual nos dois eixos devido à sua simetria.

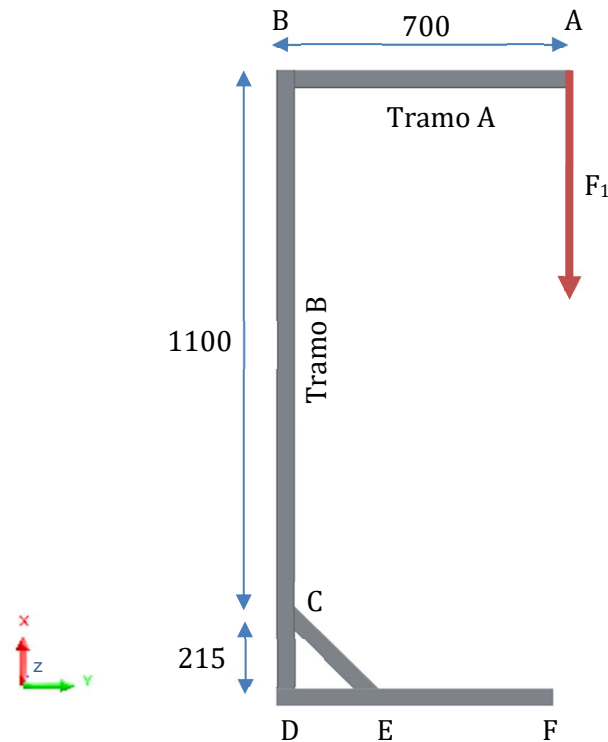


Figura 4.3 – Esquema de cargas da estrutura [mm].

### Força aplicada na estrutura:

Foi considerada uma força  $F_1$  de 500 N aplicada no ponto A a 500 mm na direção Z (sistema de eixos na Figura 4.3) A situação de carga descrita é a mais crítica para o equipamento. Foi escolhida esta carga uma vez que a estrutura deve suportar a massa de ambas as pernas de um utilizador à distância de 500 mm do eixo da barra horizontal (Aproximadamente metade do tamanho da guia linear, uma vez que esta está apoiada na barra sensivelmente no seu centro geométrico). Considerando o caso de uma pessoa com uma massa corporal de 150 kg, as duas pernas pesarão aproximadamente 30% dessa massa, ou seja, 45 kg. De modo a manter os cálculos conservadores, optou se por considerar o peso de uma perna como 50 kg e por isso considerar  $F_1 = 500$  N. Uma vez que se trata de um protótipo e as condições de utilização não foram totalmente definidas, optou-se por estes valores mais conservadores e que garantem maior segurança.

É importante referir que a força considerada na estrutura corresponde apenas ao peso próprio que o utilizador lhe aplica e não contempla nenhuma aplicação de carga por parte do mesmo. Considerando que o equipamento trabalha na forma ativa, o utilizador não aplica força para mover a carruagem da guia linear. No caso de o exercício ser passivo, o utilizador já aplica uma força para mover a mesma, não sendo tão evidente o peso próprio do utilizador sobre o equipamento.

## Cálculos Analíticos

O Tramo A está sujeito a um esforço de flexão provocado pela carga  $F_1$ , bem como a um esforço de torção provocado pela excentricidade da mesma. Existem também esforços cortantes em todo o troço AB.

### Tensão e deslocamento máximo

No caso do Tramo A a tensão provocada pelo esforço de flexão será máxima na secção correspondente ao ponto B e pode ser calculada através da equação 4.1 [MPa], em que  $M_f$  representa o momento fletor máximo [Nmm],  $y_{máx}$  [mm] a distância máxima ao centro de gravidade [mm] da secção e  $I$  o momento de inércia da secção [mm<sup>4</sup>].

$$\sigma = \frac{M_f \cdot y_{máx}}{I} \quad (4.1)$$

Aplicando esta equação, tendo em conta que o momento fletor máximo é 350 000 Nmm (500 N \* 700 mm), a distância máxima ao c.g. é 22,5 mm (45 mm / 2) e o momento de inércia é 141 269,19 mm<sup>4</sup>, a tensão máxima obtida é de 55,74 MPa. Esta tensão é superior à tensão de cedência do material (41,4 MPa), o que invalida a aplicação desta barra no protótipo funcional.

O deslocamento máximo (flecha máxima) do Tramo A pode ser calculado através da equação 4.2, em que  $F$  é a força [N] aplicada na ponta da barra (500 N) e  $L$  o seu comprimento (700 mm). A letra  $E$  representa o módulo de elasticidade do material [MPa].

$$f = \frac{F \cdot L^3}{3 \cdot E \cdot I} \quad (4.2)$$

Através da aplicação desta equação obtemos um deslocamento máximo (no ponto A) de 5,86 mm (Não considerando o deslocamento do Tramo B).

Quanto ao Tramo B, este está sujeito a esforços de compressão e flexão em dois planos, XY e XZ. Assim, de modo a calcular a tensão máxima de tração no ponto C (pois é onde os momentos fletores são máximos), foi aplicada a equação 4.3.

$$\sigma = \frac{M_{fy} \cdot y_{máx}}{I} + \frac{M_{fz} \cdot y_{máx}}{I} \quad (4.3)$$

Aplicando a equação anterior obtemos um valor de tensão máxima de 95,56 MPa (Tração), também este muito superior à tensão de cedência do material em questão (41,4 MPa).

Quanto ao deslocamento máximo do Tramo B, este acontece no ponto B, sendo este o ponto mais afastado da aplicação da força. O valor de deslocamento pode ser calculado através da equação 4.4.

$$f = \frac{M_f \cdot L^2}{2E \cdot I} \quad (4.4)$$

É preciso ter em conta que para calcular este deslocamento é necessário aplicar a fórmula anterior aos dois momentos fletores que atuam sobre a barra, calculando posteriormente o deslocamento máximo total, como a resultante dos dois vetores de deslocamento. O momento fletor ( $M_f$ ) é calculado em Nmm, o comprimento ( $L$ ) em mm, o módulo de elasticidade ( $E$ ) em MPa e o momento de inércia ( $I$ ) em  $\text{mm}^4$ , sendo a flecha resultante ( $f$ ) obtida em mm. Fazendo então os cálculos, temos para o momento fletor de 350 000 Nmm um deslocamento de 21,27 mm e para o momento fletor de 250 000 Nmm um deslocamento de 15,52 mm (Estes dois momentos fletores estão aplicados em planos diferentes). Obtém-se um deslocamento máximo total de 26,33 mm. Esta forma de calcular o deslocamento resultante é aproximada, sendo suficiente para a análise em questão.

Foi definido como requisito para esta estrutura que a relação entre o vão e deslocamento máximo deve ser superior a 300, dada a aplicação da estrutura num equipamento que lida com vidas humanas. Apesar de ser desconhecida bibliografia relativa a este tipo de requisito, considerou-se o valor definido adequado. A análise realizada não valida este requisito, sendo que no tramo A a relação é 119,5 (700/5,86) e no tramo B apenas 41,8 (1100/26.33). Estes valores revelam uma baixa rigidez da estrutura para a aplicação em questão.

Os efeitos da torção no perfil não foram calculados uma vez que a estrutura não satisfaz os requisitos mecânicos necessários relativamente aos outros esforços.

## 4.2 Cálculos numéricos

Os componentes estruturais foram também estudados numericamente, com recurso ao método dos elementos finitos através do software *Solidworks*. Foi realizada uma análise estática linear recorrendo-se à utilização de elementos viga (*beam elements*). Os elementos de viga são definidos por uma linha reta que conecta dois nós, sendo necessário definir as propriedades da secção que esta linha simula. Cada nó do elemento modela 6 graus de liberdade, correspondentes a 3 translações ( $T_x$ ,  $T_y$ ,  $T_z$ ) e 3 rotações ( $R_x$ ,  $R_y$ ,  $R_z$ ), dado um sistema de coordenadas  $x$ ,  $y$ ,  $z$ . Uma vez que as partes da estrutura têm um rácio entre a sua dimensão maior da secção e o seu comprimento superior a 10 (critério para utilização deste tipo de elementos), este tipo de elemento torna-se o mais adequado para a análise que se pretende. O objetivo deste estudo foi replicar os cálculos analíticos realizados, sendo as condições de fronteira e as condições de carga as mesmas.

Como demonstrado na Figura 4.4 restringiram-se todos os graus de liberdade dos nós D e E e aplicou-se uma carga remota<sup>8</sup> no ponto A. Esta carga de 500 N está localizada a 500 mm do ponto, tal como explicado no capítulo anterior.

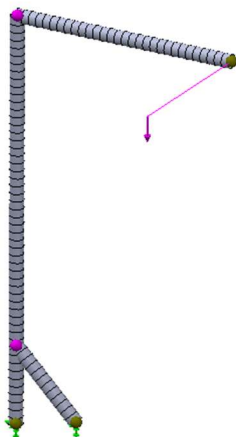


Figura 4.4 – Cargas e condições fronteira do estudo da estrutura com elementos viga.

Os resultados de deslocamentos e tensões são apresentados na Figura 4.5 a) e b), respetivamente.

O valor de deslocamento máximo obtido para o Tramo B foi de aproximadamente 27,8 mm, muito semelhante ao valor de 26,33 mm calculado analiticamente.

O valor máximo de deslocamento no ponto A (27 mm) é cerca de metade do valor calculado na simulação numérica (46,2 mm). Isto deve-se ao facto de o deslocamento calculado analiticamente ser aproximado uma vez que se considera que a deflexão no ponto B é apenas horizontal e no ponto A apenas vertical. Além disso, não se considera o facto de existir deslocamento derivado da compressão do Tramo B.

Os valores de tensão foram também semelhantes aos calculados analiticamente, sendo o valor máximo para o Tramo A 55,6 MPa, em comparação com o valor de 55,7 MPa calculado no capítulo anterior. Para o Tramo B, o valor obtido foi de 98 MPa, também próximo dos 95,56 MPa calculados anteriormente.

As diferenças entre os resultados analíticos e numéricos devem-se a vários fatores, tais como aproximações de valores de propriedades geométricas e mecânicas (tendo em conta que a secção do perfil tem uma forma geométrica muito complexa) e também a efeitos de encurvadura nos Tramos CD e CE, desprezados nos cálculos analíticos.

---

<sup>8</sup> Carga remota: função da *toolbox* de simulação do *Solworks* que permite a definição de uma carga a uma determinada distância do ponto onde esta atua. (ver exemplo da figura 4.3).

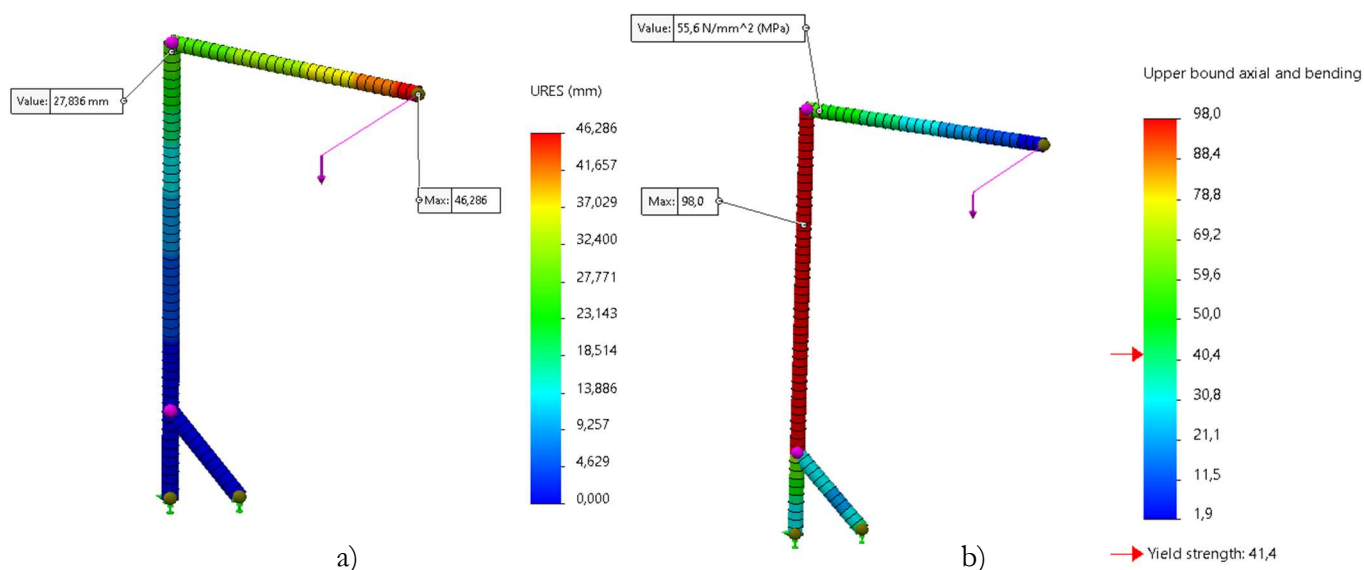


Figura 4.5 – Resultados do estudo da estrutura com elementos viga: a) Distribuição dos deslocamentos resultantes (mm); b) Distribuição das tensões normais na direção do eixo (MPa).

### 4.3 Otimização da estrutura e cálculos analíticos da mesma

Os resultados dos cálculos analíticos, juntamente com os resultados das simulações para a primeira versão da estrutura, demonstraram claramente a necessidade de esta ser otimizada, uma vez que as tensões obtidas foram substancialmente superiores às tensões admissíveis, assim como os deslocamentos, que apresentaram valores elevados para a aplicação em questão. Assim, procedeu-se à otimização da estrutura, que resultou no protótipo final da Figura 3.6.

De modo a aumentar a resistência e rigidez da estrutura, optou-se por se utilizar perfil técnico de alumínio 45 x 90 [mm] (referência Minitec: 20.1032/0) ao invés do perfil 45 x 45 [mm] utilizado inicialmente, quer nas barras verticais da estrutura, quer na barra horizontal que suporta os módulos de exercício. Este tipo de perfil, dada a sua geometria, tem um momento de inércia superior segundo os dois eixos, aumentando substancialmente a resistência à flexão do mesmo. Optou-se também por colocar duas barras de suporte verticais na estrutura, estando estas afastadas uma da outra aproximadamente 157 mm, de modo a suportar o tamanho da carruagem de ajuste vertical do sistema. Este afastamento garante um maior momento de inércia do Tramo B sobre o eixo X, tornando a estrutura mais robusta relativamente a destabilizações laterais. Uma barra que une o topo destas duas vigas garante que ambas se mantêm paralelas e solidárias. A Figura 4.6 representa estas alterações.

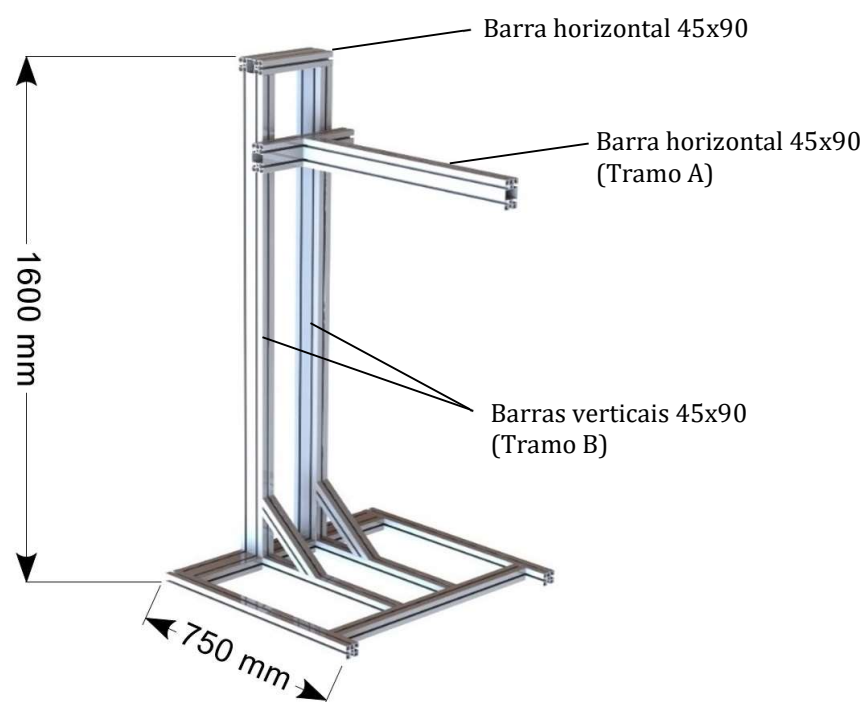


Figura 4.6 – Modificações efetuadas na estrutura do protótipo.

De modo a verificar a rigidez e resistência deste novo protótipo otimizado realizaram-se mais uma vez cálculos analíticos e numéricos. As condições destes cálculos são semelhantes às dos anteriores (estrutura inicial), variando apenas as propriedades geométricas das barras 45 x 90 [mm] adicionadas. Estas propriedades estão descritas no Tabela 4.2, estando o perfil ilustrado na Figura 4.7.

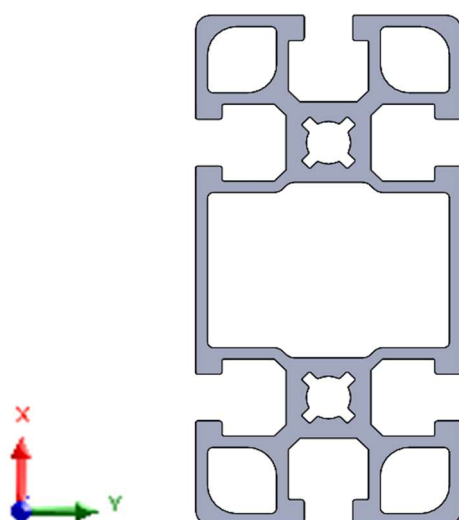


Figura 4.7- Seção do perfil técnico Minitec 45 x 90 F.

Tabela 4.2 – Propriedades geométricas do perfil AL6063 45 x 90 [mm]

Propriedades geométricas	
Momento de Inércia da secção ( $I_y$ )	1 016 195,65 mm <sup>4</sup>
Momento de Inércia da secção ( $I_x$ )	245 485,32 mm <sup>4</sup>
Área da secção (A)	1 169,14 mm <sup>2</sup>

Outra alteração realizada prendeu-se com o posicionamento da barra horizontal. Embora as barras verticais tenham uma altura total de 1 600 mm a barra horizontal pode apenas ser ajustada até um máximo de 1 100 mm de altura uma vez que existem componentes do dispositivo que não permitem que esta se posicione acima desse valor (mecanismo de posicionamento da carruagem que suporta a barra horizontal). Assim, os cálculos efetuados têm em conta este posicionamento máximo, estando a carruagem posicionada na sua altura máxima.

#### 4.3.1 Cálculo analítico da estrutura otimizada

Para o Tramo A, o cálculo da tensão máxima é feito através da fórmula 4.1, tal como no capítulo anterior. Desta vez, a diferença está no momento de inércia que é igual a 1 016 195,65 mm<sup>4</sup> (mais de 7 vezes maior que o da estrutura inicial). O valor máximo de tensão obtido através deste cálculo analítico foi de 16,5 MPa.

O deslocamento máximo é calculado, mais uma vez, pela fórmula 4.2, variando apenas o momento de inércia (1 016 195,65mm<sup>4</sup>). O valor máximo de deslocamento obtido foi de 0,98 mm (Não considerando a deflexão do Tramo B).

Para o Tramo B o cálculo das duas barras verticais foi feito simultaneamente (considerando os dois membros como sendo apenas um) aplicando a equação 4.5.

$$\sigma = -\frac{F}{A} - \frac{M_{fy} \cdot y_{máx1}}{2 \cdot I_y} - \frac{M_{fz} \cdot y_{máx2}}{I_x} \quad (4.5)$$

O valor do  $y_{máx1}$  é igual a 45 mm uma vez que neste modelo o perfil tem uma altura de 90 mm, contrariamente aos 45 mm do modelo anterior. Além dos 700 mm da barra horizontal (Tramo A), há ainda outra barra que liga a barra horizontal às duas barras verticais (Tramo B), sendo por isso o momento fletor calculado tendo em conta um braço de 790 mm (700 mm da barra A + 45 mm da barra que liga o Tramo A ao Tramo B + 45 mm do ponto de fixação do Tramo A ao centro do perfil do Tramo B). O valor do  $y_{máx2}$  é calculado pela distância entre as duas barras verticais, somada com a largura destas e dividido por dois ( $[157 + 90] / 2 = 123,5$ ). O momento de inércia em y é multiplicado por dois uma vez que o esforço é distribuído

pelas duas barras verticais lado a lado. O momento de inércia em x não é o apresentado na Tabela uma vez que o tramo B é composto por duas barras verticais, sendo este resultante da junção das duas secções que compõem estas duas barras, tendo em conta também a distância entre elas. Assim, este valor é igual a 24 343 766,98 mm<sup>4</sup>.

Realizando o cálculo da equação 4.5, obtém-se um valor de tensão máximo de 10,22 MPa (tração). Valor este que é mais de 4 vezes inferior à tensão de cedência do material em questão (41.4 MPa).

O Tramo B desloca-se mais uma vez em dois sentidos. Assim, este deslocamento é calculado pela equação 4.4 para o momento fletor de 395 000 Nmm e para o momento fletor de 250 000 Nmm. Os deslocamentos são assim, respetivamente, iguais a 1,7 mm e 0,09 mm, sendo o deslocamento final (aproximadamente) o produto destes dois vetores que é igual a 1,71 mm.

A soma dos deslocamentos no ponto A resulta no deslocamento máximo da estrutura, que é o resultado da soma vetorial dos deslocamentos máximos dos dois Tramos, isto é, 1,97 mm.

Estes resultados da estrutura otimizada refletem já um aumento significativo da rigidez da mesma, sendo a relação vão/deslocamento do tramo A 714.3 (700/0.98) e do tramo B 643.3 (1100/1.71). Estes valores são ambos superiores à relação mínima definida como 300 (como já explicado previamente), validando por isso a rigidez da estrutura.

Nesta estrutura otimizada foi também dado importância ao efeito da torção na mesma. Uma vez que o perfil de alumínio tem uma geometria complexa, torna-se muito difícil o cálculo analítico da mesma, pelo que foi efetuada uma aproximação a um tubo retangular com 40 x 85 mm de lado e 2 mm de espessura. Utilizou-se esta aproximação empírica de modo a realizar cálculos conservativos. Dado que a espessura é muito menor que o lado do tubo (20 vezes menor que o lado mais pequeno), foram utilizadas as equações 4.6 e 4.7 relativas a torção em perfis de parede fina.

$$\tau = \frac{M_t}{2 \cdot t \cdot A_m} \quad (4.6)$$

$$\phi = \frac{M_t \cdot L}{4 \cdot G \cdot A_m^2} \oint \frac{ds}{t} \quad (4.7)$$

Nas equações supra:

$\tau$  é a tensão de corte [MPa];

$M_t$  é o momento torsor [Nmm];

$t$  é a espessura do perfil [mm];

$A_m$  é a área média do perfil [mm<sup>2</sup>];

$\theta$  é o ângulo de torção [rad];

$L$  é o comprimento do membro [mm];

$G$  é o módulo de elasticidade transversal<sup>9</sup>  $G = (E/2(1+\nu))$  [MPa];

$s$  é o comprimento dos lados do perfil [mm].

Assim, aplicando as equações 4.6 e 4.7 obtém-se uma tensão tangencial máxima de 19,81 MPa e um ângulo de torção de 12,34° no ponto A. Aplicando o critério de von Mises e considerando também a flexão provocada pela carga no tramo A, obtém-se uma tensão equivalente de 35.2 MPa, tensão esta abaixo da tensão de cedência do material em questão (41.4 MPa).

Uma vez que os cálculos foram conservadores, o perfil deverá ser mais resistente que a secção considerada, pelo que a tensão real e o ângulo obtidos não terão valores tão elevados.

Foi também necessário verificar a torção na barra horizontal que liga o Tramo A ao Tramo B. O cálculo foi realizado utilizando o mesmo método. Assim, a tensão tangencial máxima obtida foi de 27,74 MPa e um ângulo máximo de torção de 1,84°. Aplicando o critério de von Mises, obtém-se uma tensão equivalente de 48MPa. Esta tensão é maior que a tensão de cedência do material. Assim, esta barra foi reforçada posteriormente, adicionando mais uma carruagem abaixo da mesma, como se pode ver na Figura 4.8.

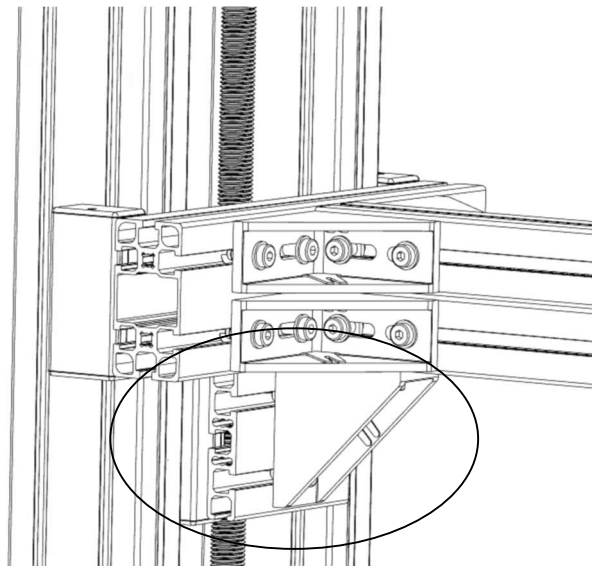


Figura 4.8 – Reforço da barra de fixação do Tramo A.

---

<sup>9</sup> O Módulo de elasticidade transversal do perfil de alumínio é igual a aproximadamente 25.9 GPa.

### 4.3.2 Cálculo numérico da estrutura otimizada

Realizou-se mais uma vez uma análise estática linear recorrendo ao software Solidworks de modo a validar os resultados analíticos. Pelos motivos já explicados no capítulo 4.2 a análise foi realizada utilizando elementos viga (*beam elements*), estando as suas características descritas no capítulo 4.2. As condições de carga e de fronteira replicam os cálculos analíticos, sendo a carga aplicada a mesma (500 N), a 500 mm do ponto A, tal como no estudo numérico realizado para a estrutura não otimizada. O modelo foi fixado nos pontos D e E. Estas condições fronteira e de carga estão ilustradas na figura 4.9 com as fixações representadas a verde e a carga representada pela seta a roxo.

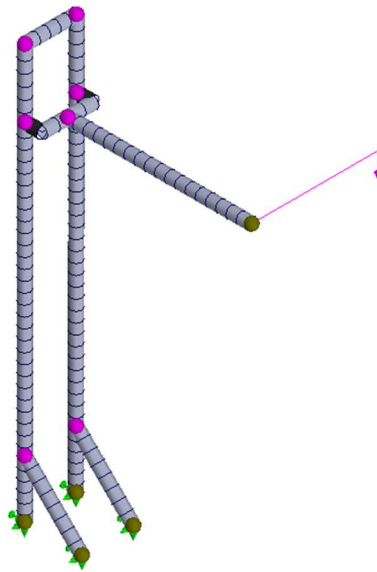


Figura 4.9 – Malha de elementos finitos, com visualização das condições de carga e condições fronteira da estrutura otimizada.

Os resultados da análise numérica para esta estrutura otimizada estão representados na Figura 4.10, na qual se pode ver a tensão máxima obtida de 16 MPa para o Tramo A (semelhante aos 16,5 MPa obtidos analiticamente) e 10,01 MPa para o Tramo B (semelhante aos 10,22 MPa obtidos analiticamente).

No que toca aos deslocamentos, o deslocamento do Tramo B obtido nas simulações foi de 1,77 mm, semelhante aos 1,71 mm obtidos analiticamente. Para o Tramo A o valor máximo total é de 7,13 mm, muito diferente do valor obtido analiticamente de 1,97 mm. Esta diferença deve-se aos motivos explicados anteriormente na estrutura não otimizada, e também ao facto de não se ter considerado relevante o comportamento da barra que liga o Tramo A ao Tramo B, que está sujeita a um esforço de torção.

Importa também referir que neste estudo numérico foram incluídas as barras diagonais que suportam as duas barras verticais (Tramo B), o que também pode justificar algumas diferenças entre os valores calculados analiticamente e numericamente.

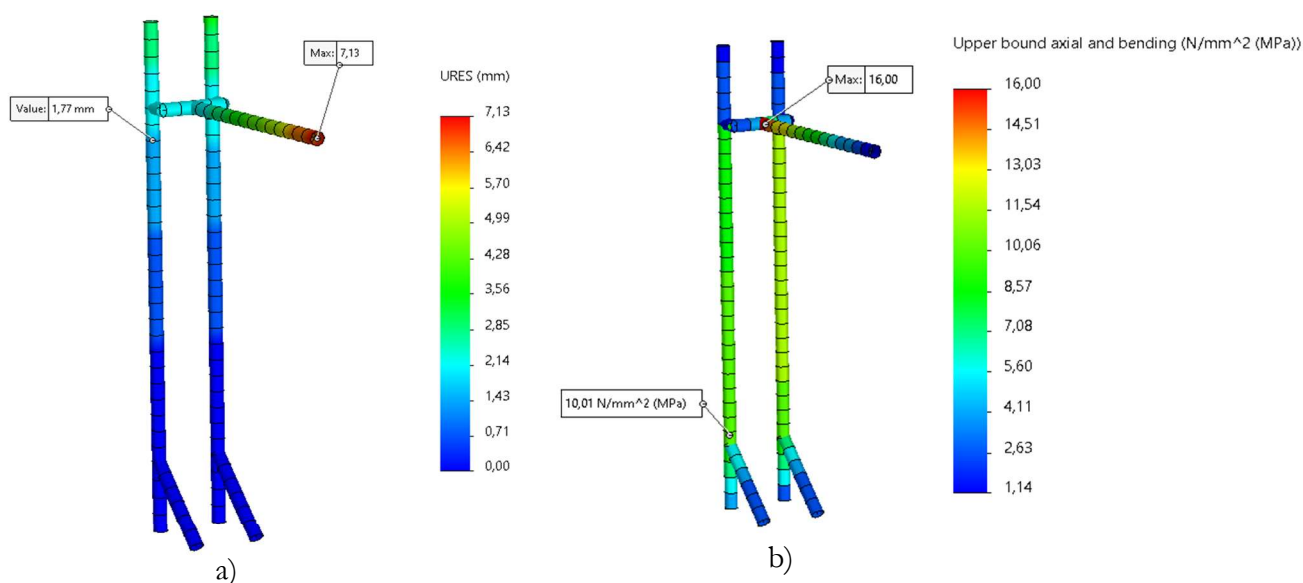


Figura 4.10– Resultados do estudo da estrutura otimizada com elementos viga: a) Distribuição dos deslocamentos resultantes (mm); b) Distribuição das tensões normais na direção do eixo.

#### 4.4 Cálculo do mecanismo de acoplamento do motor e guia linear

Dada a complexidade do subsistema de reabilitação linear, recorreu-se ao método dos elementos finitos para a validação da rigidez e resistência mecânica do mesmo. Assim, utilizou-se a *toolbox* de simulação do software *Solidworks* para efetuar as simulações. Foi realizada uma análise linear estática recorrendo a elementos sólidos tetraédricos (como explicado mais à frente). O modelo criado para simulação consiste numa montagem completa de todo o conjunto de peças do mecanismo de rotação biaxial, a qual sofreu algumas simplificações geométricas, de modo a facilitar a análise. As simplificações efetuadas não afetam significativamente os resultados das análises. A Figura 4.11 representa esquematicamente estas alterações. O desenho técnico dos componentes deste mecanismo encontram-se no Anexo I. Os furos para a aplicação dos pinos com mola foram retirados, pois o local onde se encontram não é uma zona crítica em termos de tensões. Tendo também em conta que estes furos são preenchidos pelos pinos de retenção com mola assume-se que estes são mais rígidos que o material da peça em análise. Os furos para o acoplamento da guia linear foram também retirados, sendo que se efetuou a simulação assumindo que a carga foi aplicada no modelo entre as duas *splitlines*<sup>10</sup> criadas para o efeito.

<sup>10</sup> *Splitline*: Função do software Solidworks, que permite a criação de faces num modelo sem alterar a sua geometria.

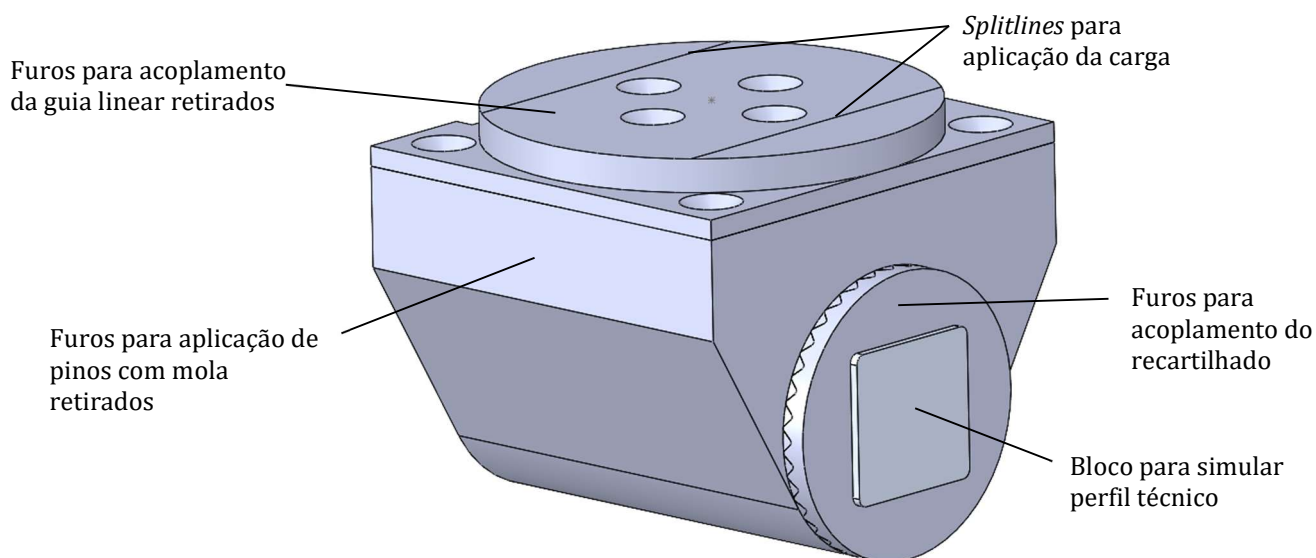


Figura 4.11 – Simplificações efetuadas ao mecanismo de rotação biaxial para estudo FEM.

Criou-se também um bloco para simular o acoplamento do mecanismo ao perfil técnico. Uma vez que o objetivo desta análise não é calcular o comportamento do perfil, a secção deste bloco é quadrada e foi atribuído um material mais rígido que o do resto do modelo, de modo às deformações deste não interferirem com o comportamento do resto dos componentes. O mesmo critério foi aplicado quanto ao rolamento, que apesar de não estar visível na Figura 4.11, foi assumido como sendo um cilindro furado com as dimensões do rolamento. A mesma simplificação presume que as tensões e deformações no rolamento e no perfil não são relevantes nesta análise.

#### 4.4.1 Material

O material escolhido para as peças deste componente foi a liga de alumínio AL7075 – T6. Esta liga de alumínio, tem o zinco como principal elemento de liga e constitui um material com elevada resistência mecânica (comparativamente a outras ligas de alumínio) e uma boa resistência à fadiga, fatores estes que se devem ao tratamento térmico a que a liga é sujeita (T6). Adicionalmente, a sua fácil maquinação, e boa resistência à corrosão levaram à escolha deste material. A tabela 4.3 apresenta as propriedades mecânicas da liga AL7075 – T6.

Tabela 4.3 – Propriedades mecânicas do AL7075-T6

Propriedades mecânicas AL7075-T6	
Módulo de Elasticidade (E)	72 GPa
Coefficiente de Poisson	0,33
Tensão de Cedência	505 MPa
Tensão de Ruptura	570 MPa

#### 4.4.2 Contactos e conexões necessários

Os contactos entre os componentes da montagem foram os seguintes:

- Um contacto global (em todo o modelo) de *no penetration*, o que implica que todos os componentes podem desenvolver forças de contacto entre eles, podendo também deslocar-se uns relativamente aos outros (ou seja não estão “colados”). Como o próprio nome indica, os componentes também não podem penetrar uns nos outros.
- Um contacto *bonded* entre os componentes 16 e 17 (Figura 3.10). Na realidade estes dois componentes são acoplados recorrendo a 4 parafusos. No entanto estes foram retirados da análise, uma vez que o seu comportamento mecânico não é crítico para a situação em análise. Este tipo de contacto assume que ambas as partes estão “coladas” uma à outra. (Em termos de simulação é como se ambos os componentes fossem 1 só).

Em termos de conexões entre componentes, foram utilizados os conectores de parafuso (*bolt connectors*) nas seguintes partes do modelo:

- Quatro parafusos de cabeça cónica acoplar os componentes 11 e 15;
- Quatro parafusos de cabeça cónica acoplar os componentes 14 e 10;
- Um parafuso “standard” para acoplar o componente 10 ao bloco que simula o perfil.

#### 4.4.3 Condições de carga

Para a análise do modelo, foi aplicada uma carga remota entre duas *splitlines* criadas para o efeito (Figura 4.12). O ponto de aplicação desta carga, sendo remoto, é aplicado a uma distância de 500 mm do modelo, e a intensidade da mesma é de 500 N, pelos motivos já explicados anteriormente (Cap. 3.2).

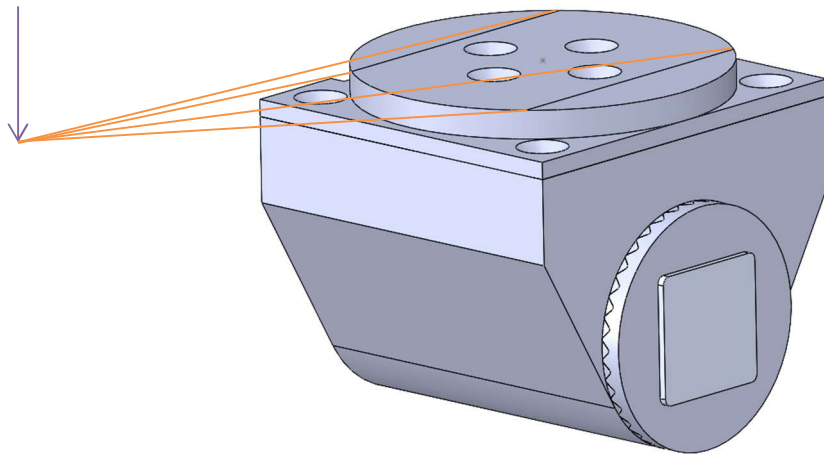


Figura 4.12 – Aplicação da carga remota no mecanismo de apoio da guia linear.

Considerou-se este cenário de aplicação de força uma vez que é o mais exigente em termos mecânicos para o conjunto, nomeadamente para o recartilhado que estará sujeito a esforços cortantes nestas condições.

#### 4.4.4 Condições de restrição de deslocamento

A fixação do modelo foi aplicada na zona do bloco que simula o perfil técnico demonstrada na Figura 4.13. Este tipo de fixação restringe todos os graus de liberdade da face seleccionada, simulando um encastramento desta zona do perfil.

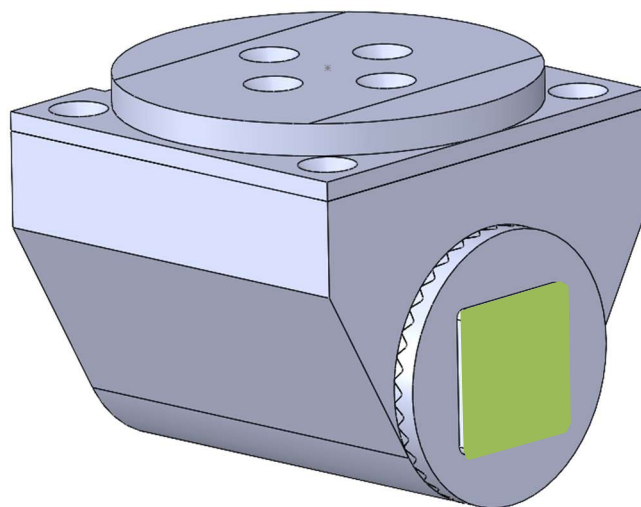


Figura 4.13 – Zona de aplicação da fixação (verde)

#### 4.4.5 Malha

A malha utilizada nas simulações foi uma malha tetraédrica linear (de primeiro grau), dado que uma malha parabólica (de segundo grau) requeria um custo computacional muito elevado ao qual não foi possível corresponder (Para esta análise em questão). Optou-se pela geometria de elemento tetraédrico, uma vez que é a disponível no software Solidworks, e também se torna a mais adequada dada a complexidade geométrica dos componentes em análise. Aplicou-se o tipo de malha disponível no software, designado por *Curvature based Mesh*. Este tipo de malha é definido pelo número mínimo de elementos que cabem num círculo hipotético, tendo também em conta o tamanho máximo e mínimo dos elementos, definido pelo utilizador. Este tipo de abordagem faz com que os elementos se adaptem melhor a geometrias complexas, nomeadamente curvas, refinando a malha nestas zonas que são normalmente mais críticas devido a concentrações de tensão. Também é uma boa abordagem para análises contendo diversos componentes com diferentes tamanhos, reduzindo a necessidade de controlos manuais de malha.

Foi aplicado um controlo de malha (refinamento específico) em zonas onde se verificaram tensões mais elevadas, nomeadamente nos furos (parafusos) dos componentes 10 e 14 e outras zonas do modelo onde se verificaram deformações elevadas. De modo a tornar o estudo menos pesado a nível computacional, não se refinou a malha em outras zonas do modelo que se mostraram menos críticas. A Figura 4.14 apresenta uma vista geral do aspeto da malha. Apresenta-se também na Figura 4.15 o pormenor da malha nos furos, onde foi aplicado o controlo de malha.

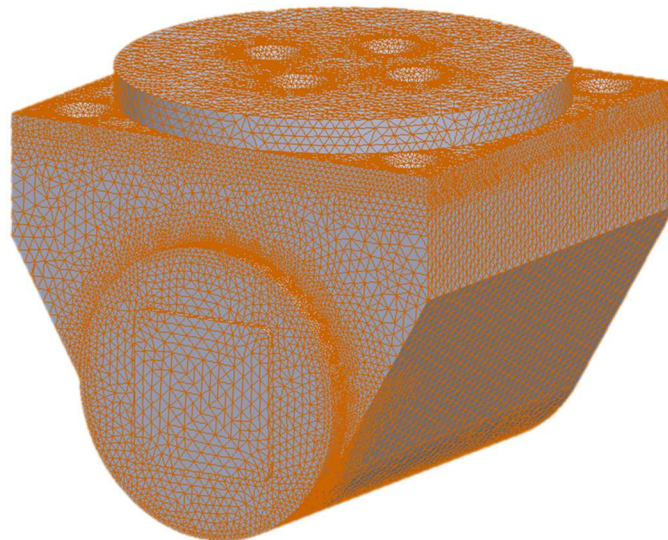


Figura 4.14 – Vista geral do aspeto da malha utilizada no estudo do subsistema linear.

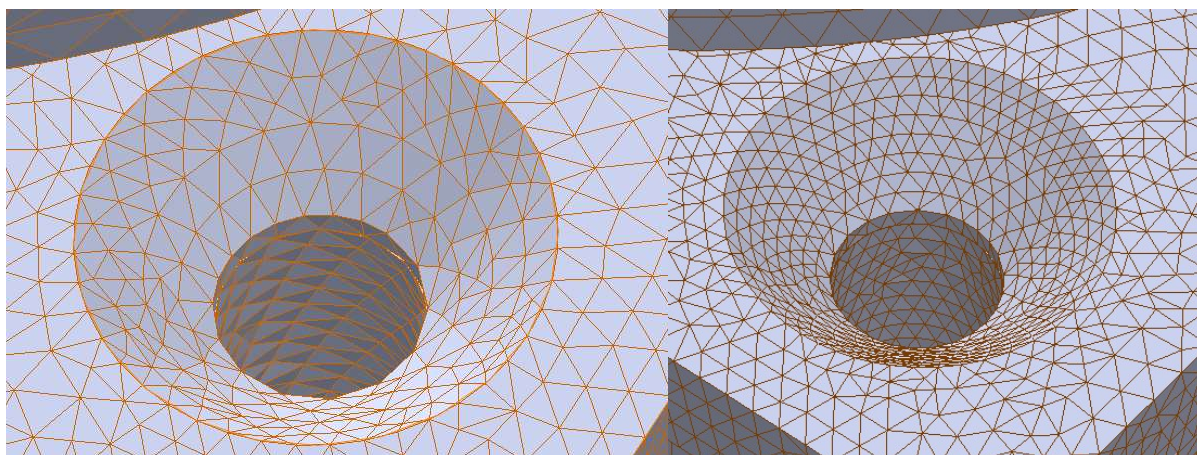


Figura 4.15 – Pormenor da malha nos furos onde se aplicou controlo de malha.

Procurou-se trabalhar com uma malha com um aspect ratio baixo, ou seja, com o mínimo de elementos distorcidos possível (sendo que um aspect ratio igual a 1 significa que os elementos têm todas as dimensões iguais). O objetivo foi manter a percentagem de elementos com aspect ratio menor que 3 acima dos 99%, tendo este objetivo sido cumprido.

#### 4.4.6 Resultados numéricos

Foi efetuado um estudo da convergência de malha para a situação em análise, pelo que se verificaram os resultados apresentados na Tabela 4.4.

Tabela 4.4 – Resultados do estudo de convergência de malha do subsistema linear.

Tam. máx. [mm]	Tam. mín. [mm]	Nº de nós	Nº de Elementos	Deslocamento [mm]	Tensão [MPa]	Erro rel. deslocamentos [%]	Erro rel. tensões [%]
5.5	1.1	61095	308086	0,27	65,7		
5	1.0	90437	423785	0,29	72,2	7,5	9,9
4.5	0.9	111482	577538	0,30	93,6	6,3	29,7
4	0.8	146589	708200	0,32	96,2	4,6	2,7
3.5	0.7	164288	798889	0,32	84,1	0,9	12,6
3	0.6	193830	955962	0,32	84,2	0,0	0,1

O refinamento da malha foi feito em reduções de 0,2 mm (tamanho máximo dos elementos) na zona dos furos das peças onde foi aplicado um controlo de malha e de 0,5 mm (tamanho máximo dos elementos) no resto do modelo. As tensões máximas obtidas verificaram-se todas sempre na mesma zona. O mesmo foi verificado para os deslocamentos. Como demonstrado pela Tabela 4.4 o número de elementos foi sendo aumentado a cada estudo (refinando a malha) até se obterem erros relativos abaixo de 1% para os deslocamentos e tensões. Assim, o modelo considerado corresponde a uma malha com uma dimensão máxima de 3 mm e mínima de 0.6 mm, e 955962 elementos. Os valores da Tabela estão representados graficamente nas figuras 4.16 e 4.17.

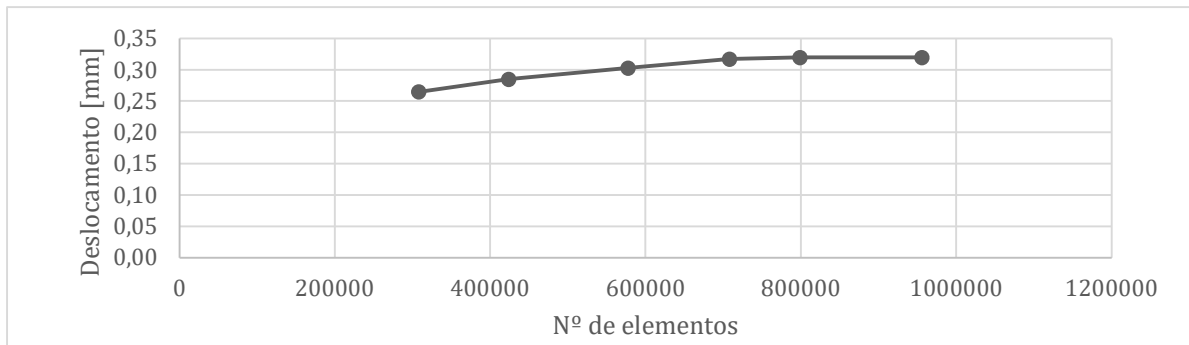


Figura 4.16 – Deslocamento máximo do subsistema linear.

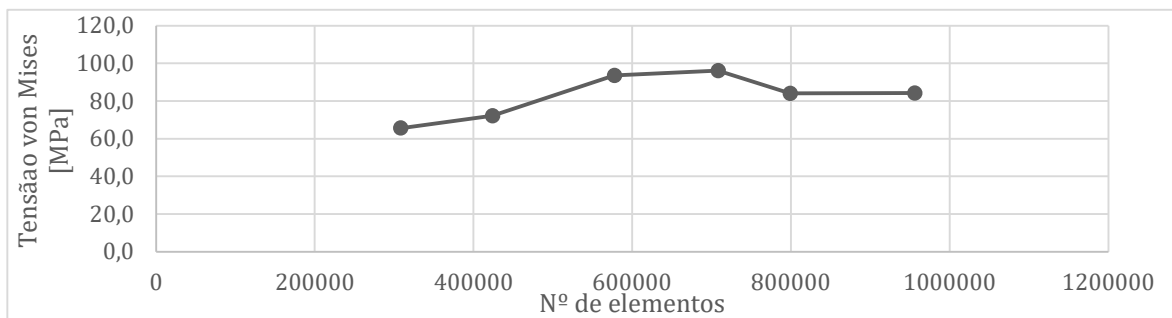


Figura 4.17 – Tensão von Mises máxima do subsistema linear.

Os resultados do estudo considerado são apresentados nas Figuras 4.18 e 4.19, onde se podem ver as zonas onde ocorreu maior deslocamento e tensão von Mises, respetivamente. Estes resultados são descritos mais pormenorizadamente no seguinte subcapítulo.

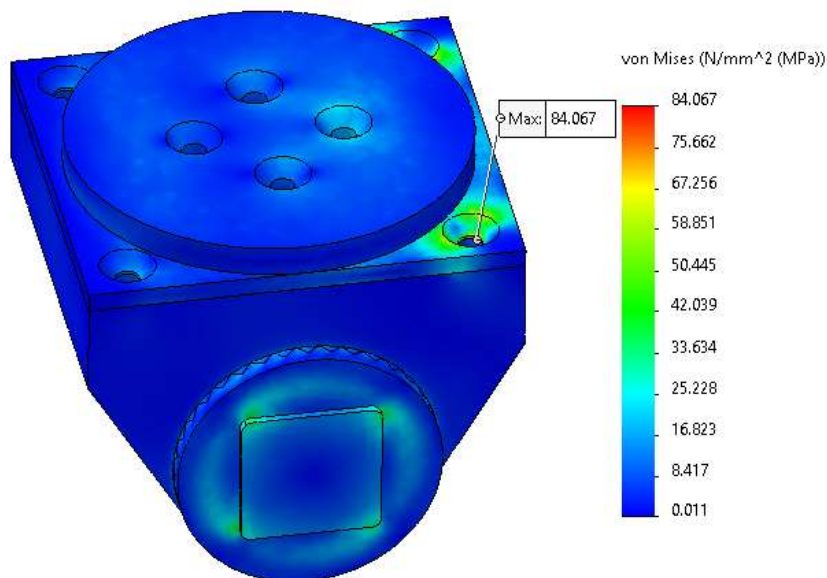


Figura 4.18 – Distribuição de tensões von Mises do mecanismo de acoplamento da guia e motor linear.

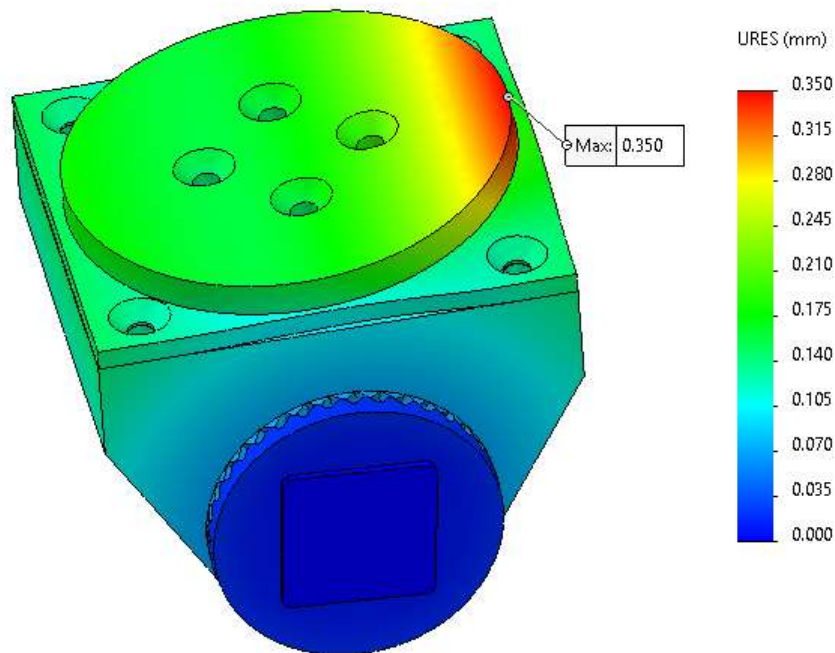


Figura 4.19 –Deslocamentos do mecanismo de acoplamento da guia e motor linear (escala de deformação de 50 vezes).

#### 4.4.7 Análise de resultados

Como se pode verificar através das figuras 4.18 e 4.19, os deslocamentos e tensões começaram a convergir a partir dos 800 000 elementos de malha, de acordo com o objetivo pretendido de erro relativo abaixo de 1%, não se tendo realizado mais refinamento de malha e por sua vez mais simulações. Obteve-se assim um valor máximo de deslocamento de 0,32 mm e um valor máximo de tensão de 84,2 MPa.

As tensões máximas obtidas, apesar de serem semelhantes nas diferentes malhas analisadas, podem não refletir exatamente a realidade, uma vez que a zona onde ocorrem é um contacto entre dois furos de componentes diferentes e um parafuso virtual. Sendo a malha utilizada de primeira ordem, esta pode não refletir de forma exata aquilo que se passa nesta zona. Estes valores de tensão máxima só ocorrem nesta zona do modelo, estando todo o resto sujeito a uma tensão substancialmente mais baixa. Não sendo este valor de tensão máxima totalmente real, pode verificar-se que o mesmo é cerca de 6 vezes inferior ao valor da tensão de cedência da liga de alumínio utilizada (505 MPa). Este facto garante-nos alguma segurança para afirmar que a peça tem resistência suficiente perante as solicitações impostas.

Foi também avaliada a tensão máxima no recartilhado, sendo esta de 21,8 MPa (Figura 4.20). Dada a sua geometria complexa, esta zona poderia ser problemática em termos de tensões. Tal não se verificou, como ilustrado pela Figura seguinte.

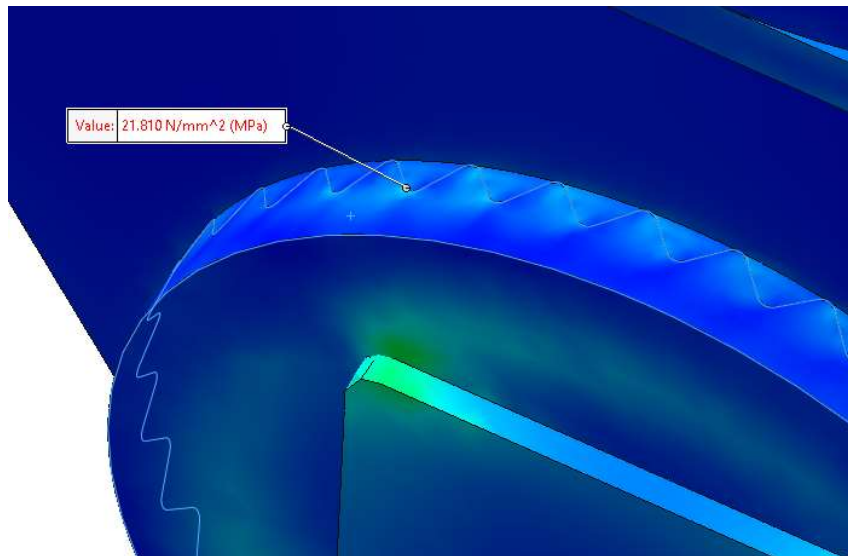


Figura 4.20 – Tensão von Mises máxima no recartilhado.

O deslocamento máximo obtido (0,32 mm) é aceitável para a aplicação em questão. Uma vez que a tolerância entre a peça 11 e a peça 14 (onde este deslocamento ocorre) é de aproximadamente 0,5 mm, o resultado obtido garante-nos que estas não sofrem qualquer interferência, não afetando a rotação do mecanismo.

#### 4.5 Cálculo do mecanismo de acoplamento do motor rotativo

À semelhança do mecanismo de acoplamento da guia linear, foi também utilizado o software *Solidworks* para realizar o estudo numérico deste subsistema. Foi, mais uma vez, realizada uma análise linear estática recorrendo a elementos sólidos tetraédricos (como explicado mais à frente). O modelo geométrico utilizado seguiu os mesmos princípios do anterior, utilizando-se também um bloco de secção quadrada para simular o perfil técnico onde encaixa o mecanismo, como se pode verificar na Figura 4.21.

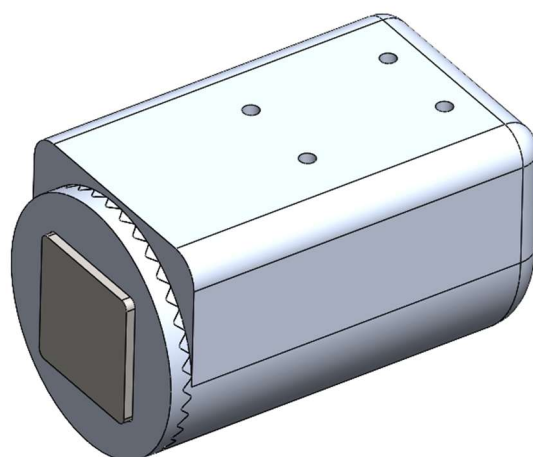


Figura 4.21 – Mecanismo de acoplamento do motor rotativo com bloco a simular perfil.

#### 4.5.1 Material aplicado

O material aplicado nesta análise foi exatamente o mesmo da análise anterior (Cap. 3.3), estando as suas propriedades descritas na Tabela 4.3. Mais uma vez se definiu o perfil com um material com maior rigidez que o resto do modelo, dada a irrelevância dos resultados deste componente.

#### 4.5.2 Contactos e conexões necessários

Para este modelo definiu-se um contacto global de *no penetration*, tal como no modelo anterior, bem como o contacto *bonded* entre os componentes 16 e 17 (ver capítulo anterior, uma vez que os contactos definidos são os mesmos).

Em termos de conexões, foi utilizado apenas um parafuso a ligar o componente de acoplamento do motor ao perfil técnico, com um aperto de 3 Nm. A Figura 4.22 representa esquematicamente esta conexão.

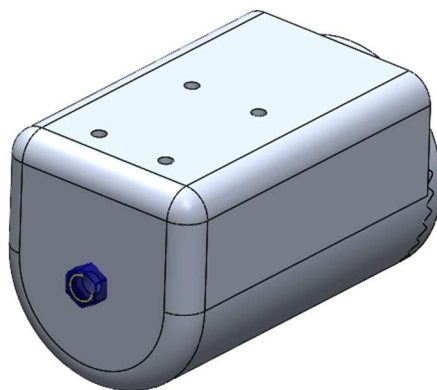


Figura 4.22 – Representação esquemática da conexão de parafuso aplicada no subsistema rotativo.

### 4.5.3 Condições de carga

Foi definido pelos peritos da área da saúde ligados ao projeto, que a carga máxima aplicada pelos membros inferiores de um utilizador deste equipamento seria 30 kg. Assim, considerou-se este valor como a sollicitação máxima nos pedais ligados ao motor elétrico. Desprezou-se a força que é dissipada pelo motor na pedalada e considerou-se a força máxima aplicada na horizontal, uma vez que é a situação de carga mais desfavorável. Arredondou-se então os 30 kg (294,3N) para 300N, aplicando-se esta carga na zona onde hipoteticamente estarão os pedais. A carga é transferida para os furos onde é acoplado o motor elétrico (através de 4 parafusos). Foi também considerado que ambos os pés estão a fazer a mesma força, em sentidos opostos (um pé empurra um dos pedais e o outro puxa o outro pedal), algo que também não deverá acontecer na realidade, mas foi considerado nesta análise, de modo a aumentar a obter resultados mais conservadores. A Figura 4.23 ilustra as cargas aplicadas no modelo, bem como a zona onde estas atuam (furos no topo do objeto).

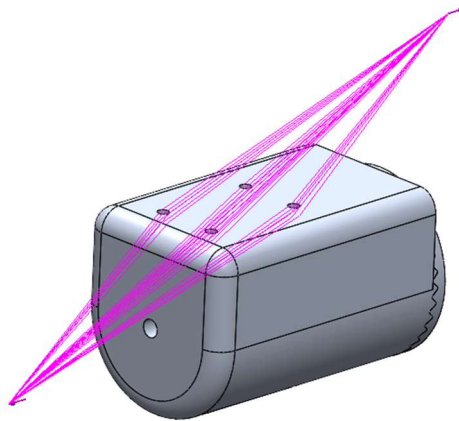


Figura 4.23 – Representação esquemática da carga remota aplicada no estudo do subsistema rotativo.

### 4.5.4 Condições de restrição de deslocamento

O modelo é fixo na face livre do bloco que simula o perfil técnico, tal como na análise numérica do subsistema linear (ver Cap.3.3). A Figura 4.24 representa esta fixação.

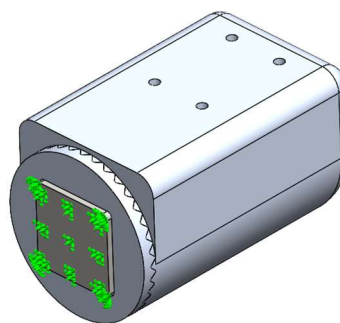


Figura 4.24 – Representação esquemática da fixação aplicada no estudo do subsistema rotativo.

#### 4.5.5 Malha

Foi mais uma vez utilizada a função do Solidworks *curvature based mesh*, que cria uma malha com elementos tetraédricos (Condições semelhantes ao cap.3.3). Mais uma vez recorreu-se a elementos de primeira ordem, dada a complexidade geométrica do modelo relativamente ao custo computacional disponível para fazer as simulações. A Figura 4.25 é relativa a uma das malhas utilizadas nas simulações destes componentes, pelo que se nota claramente que esta é mais refinada em volta dos furos.



Figura 4.25 – Vista geral do aspeto da malha utilizada no estudo do subsistema rotativo.

#### 4.5.6 Resultados numéricos

Realizou-se para esta análise um estudo de convergência da malha, no qual se foi diminuindo o tamanho dos elementos de forma gradual até se obter um erro relativo de deslocamentos e tensões abaixo de 1%. Assim, considerou-se o modelo convergido para um tamanho máximo de elemento de 9mm e mínimo de 1.7mm, sendo o número de elementos 460408. A Tabela 4.5 apresenta os resultados desta análise, estando a mesma representada graficamente nas Figuras 4.26 e 4.27.

Tabela 4.5 - Resultados do estudo de convergência de malha do subsistema rotativo.

Tam. máx. [mm]	Tam. mín. [mm]	Nº de nós	Nº de Elementos	Deslocamento [mm]	Tensão [MPa]	Erro rel. deslocamentos [%]	Erro rel. tensões [%]
12	2.0	28847	121198	0,10	51,8		
11	1.9	62501	279134	0,20	111,5	99,0	115,5
10	1.8	81385	374160	0,30	84,4	51,3	24,4
9	1.7	98131	460408	0,30	84,8	0,3	0,5

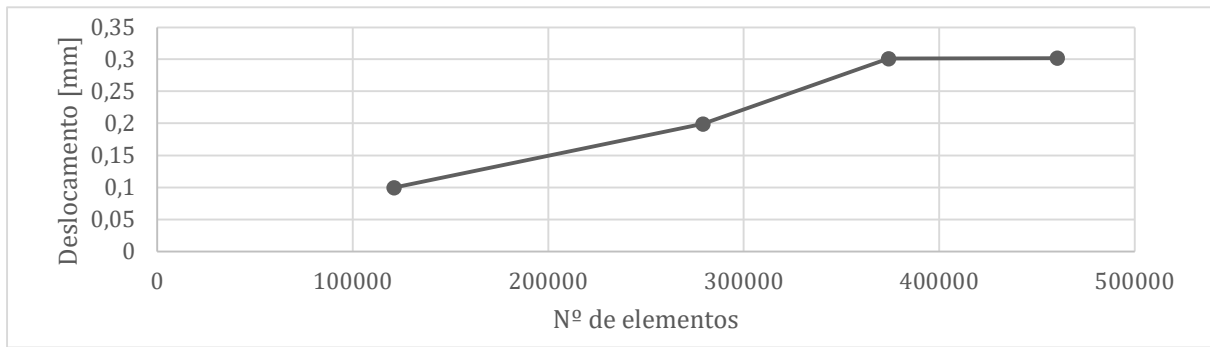


Figura 4.26 – Deslocamento máximo do subsistema rotativo.

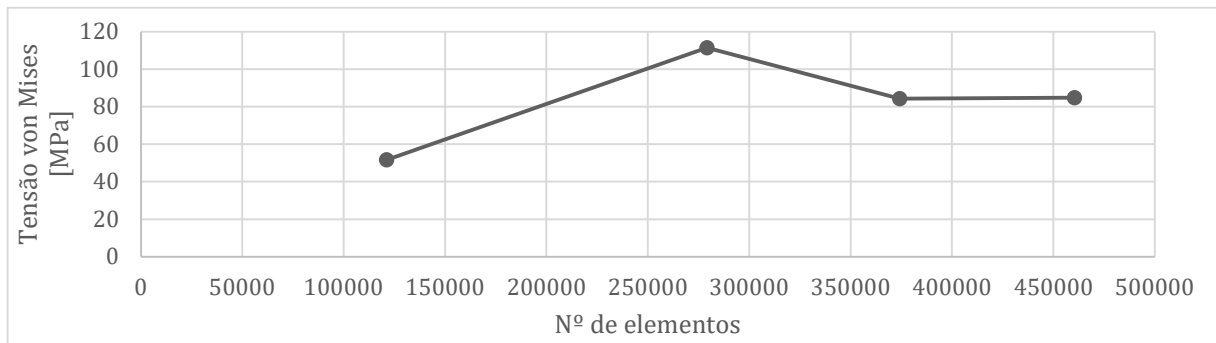


Figura 4.27 – Tensão von Mises máxima do subsistema rotativo.

A distribuição de tensões no conjunto está ilustrada na Figura 4.28. Sendo que a distribuição de deslocamentos é apresentada na Figura 4.29. O valor máximo de deslocamento obtido foi de 0,30 mm e o valor máximo de tensão foi de 84,79 MPa.

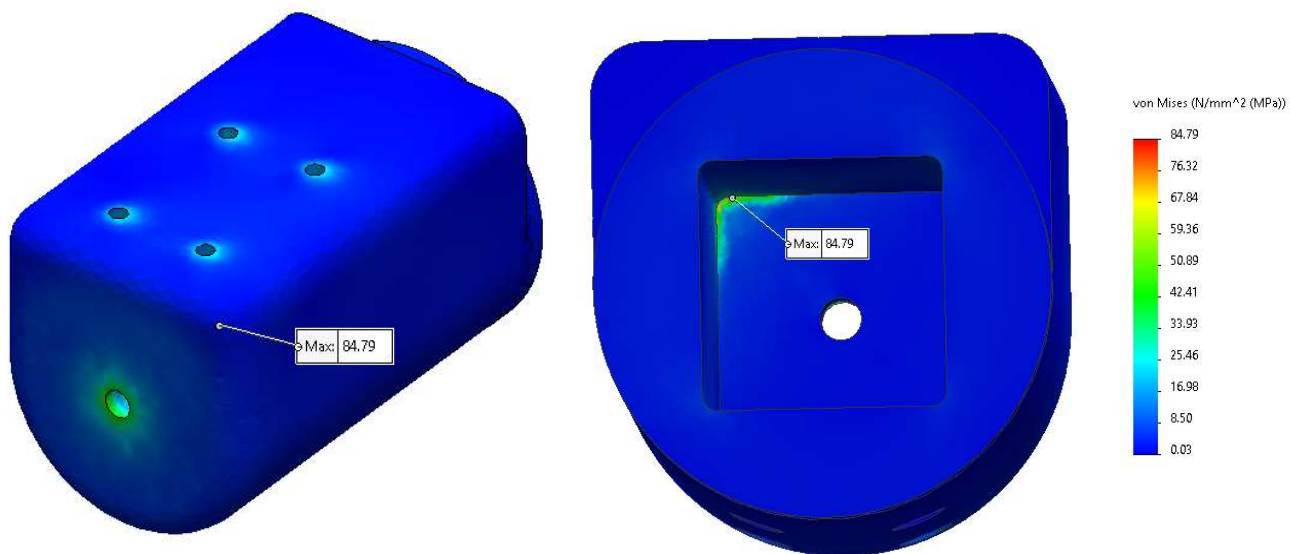


Figura 4.28 – Distribuição de tensões von Mises do subsistema rotativo.

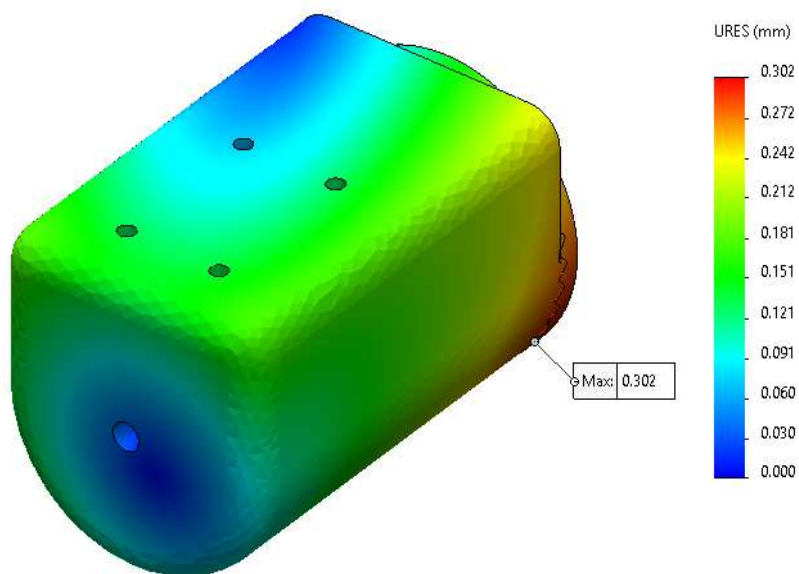


Figura 4.29 – Deslocamentos do subsistema rotativo.

#### **4.5.7 Análise de resultados**

Como demonstrado pelos dados anteriores, os deslocamentos e tensões convergiram por volta dos 460 000 elementos de malha, de acordo com o objetivo pretendido de erro relativo abaixo de 1%, não se tendo realizado mais refinamento de malha e por sua vez mais simulações. O deslocamento máximo obtido de 0,3 mm é aceitável, não comprometendo o funcionamento do equipamento, nem a sua utilização. A tensão máxima obtida ( $\approx 85$  MPa) é cerca de 6 vezes menor que a tensão de cedência do material utilizado (505 MPa), sendo por isso o fator de segurança elevado. É expectável que o equipamento não seja sujeito a uma carga tão elevada como a considerada neste estudo, pelo que esse facto nos garante uma maior segurança nos resultados obtidos.

## **5 O PROTÓTIPO FÍSICO FINAL**

A fase final do projeto desenvolvido foi a montagem do protótipo na sua configuração final. Recorreu-se à tecnologia FDM (impressão 3d por deposição de filamento) para a criação de protótipos poliméricos de todos os componentes utilizados para acoplamento dos motores à estrutura do protótipo. Estes protótipos, inicialmente concebidos em polímero, foram posteriormente maquinados em AL7075, conforme apresentado no capítulo 4. A Figura 5.1 representa o primeiro acoplamento da guia linear impresso em PETG (polímero). Já a Figura 5.2 apresenta este mesmo acoplamento, já com algumas modificações e maquinado em AL7075.

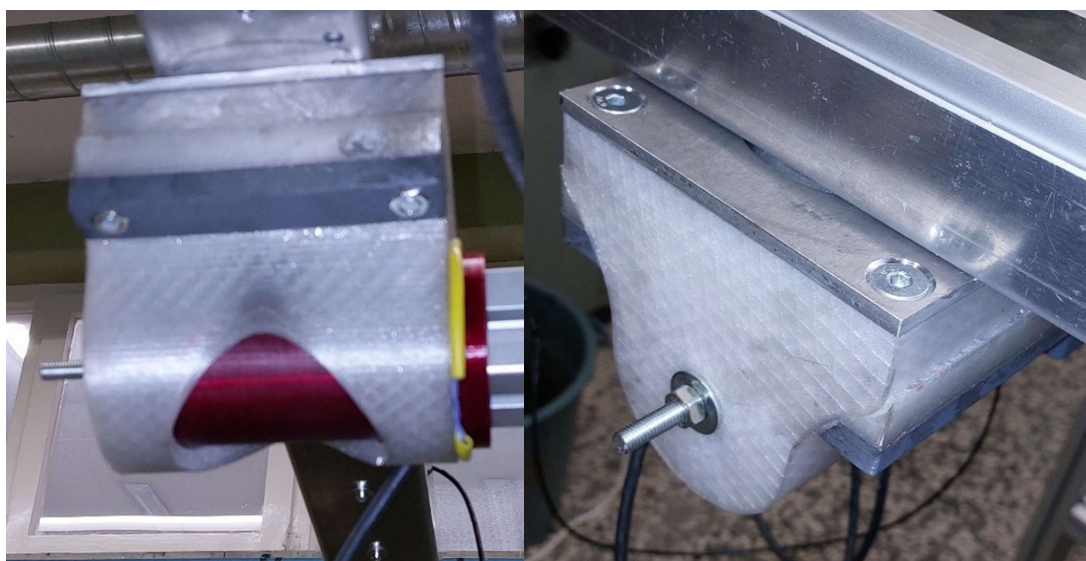


Figura 5.1 – Mecanismo de acoplamento da guia linear em PETG.



Figura 5.2 – Mecanismo de acoplamento da guia linear em AL7075.

Também para o módulo rotativo, foi concebido um acoplamento em AL7075, conforme os cálculos numéricos realizados no capítulo 4 (Figura 5.3).



Figura 5.3 – Motor rotativo montado no mecanismo de AL7075.

Foi adaptado ao punho do módulo de exercício linear (onde o utilizador agarra a mão) um pedal de bicicleta de encaixe, ao qual é encaixado um *walker* (Figura 5.4) no qual o utilizador pode colocar o(s) pé(s) de modo a exercitar os membros inferiores. Um *walker* é uma ortótese para pé e tornozelo que nesta aplicação terá a capacidade de garantir a estabilidade articular do pé e perna do utilizador do equipamento. Este fator é de extrema importância no caso de pacientes sem qualquer mobilidade e que não conseguem colocar os pés nos pedais por si mesmos. Assim, a Figura 5.5 mostra a interface desenvolvida quer para a mão quer para o pé, com recurso a este pedal de encaixe.



Figura 5.4 – Walker [20].



Figura 5.5 – Interface mão/pé – equipamento.

Foi adaptado no *Walker* da Figura 5.4 uma peça de encaixe para pedais de bicicleta como a da figura 5.6. Esta peça permite acoplar o *Walker* ao pedal montado no punho ilustrado na figura 5.6.



Figura 5.6 – Encaixe para pedal de bicicleta [21].

A Figura 5.7 apresenta o protótipo físico na sua configuração com módulo linear.



Figura 5.7 – Protótipo físico.

## 6 INSTRUMENTAÇÃO DO EQUIPAMENTO ABLEFIT

A instrumentação do equipamento foi realizada em estreita colaboração com a equipa do Departamento de Engenharia Eletrotécnica do ISEC afeta a este projeto, tendo esta sido responsável por toda a parte eletrónica do equipamento. Este capítulo descreve o trabalho desenvolvido principalmente por esta equipa que foi imprescindível para o funcionamento do protótipo.

### 6.1 Descrição da sensorização

A investigação e o desenvolvimento da sensorização assentou num *firmware* de controlo desenvolvido na linguagem de programação C/C++, recorrendo ao ambiente de desenvolvimento integrado *Arduino* e também na linguagem de programação *Java* recorrendo ao software *Android Studio*.

O objetivo do sistema desenvolvido passa por um tablet que servirá como interface para o utilizador parametrizar, monitorizar e ver o registo de parâmetros clínicos e *biofeedback* (utilizando uma aplicação *Android*). Este tablet comunica com o equipamento nas suas duas configurações possíveis (com módulo rotativo ou com módulo linear), acionando os respetivos motores e controlando todo o processo de reabilitação ao nível de forças, velocidades de execução do exercício, bem como controlando o *biofeedback* relativo aos sinais vitais do utilizador. O tablet comunica com um microcontrolador ESP32 (Figura 6.1) via *wi-fi*, que por sua vez controla os drivers dos motores respetivos (Figura 6.2).



Figura 6.1 – Microcontrolador ESP32 [22].

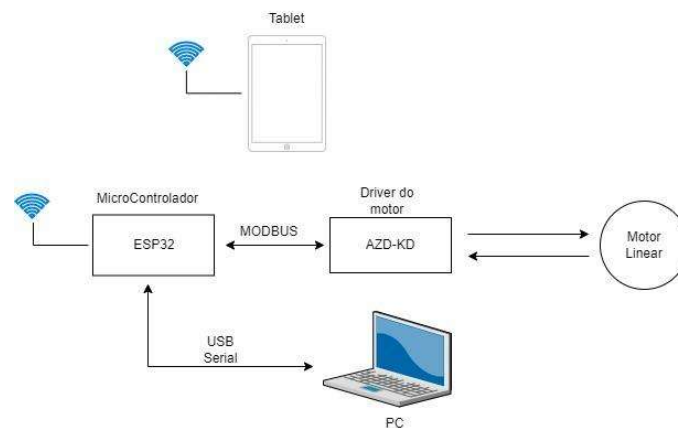


Figura 6.2 – Arquitetura do sistema de controlo desenvolvido.

No caso da guia linear, o *feedback* de força é enviado ao microcontrolador através de células de carga implementadas no punho, onde o utilizador do equipamento coloca a mão. Inicialmente foram utilizadas 4 células de carga de compressão *FX29*, como a ilustrada na Figura 6.3. O punho está representado na Figura 6.4, em que é visível a numeração que representa as posições das células de carga.



Figura 6.3 – Célula de carga *FX29* [23].

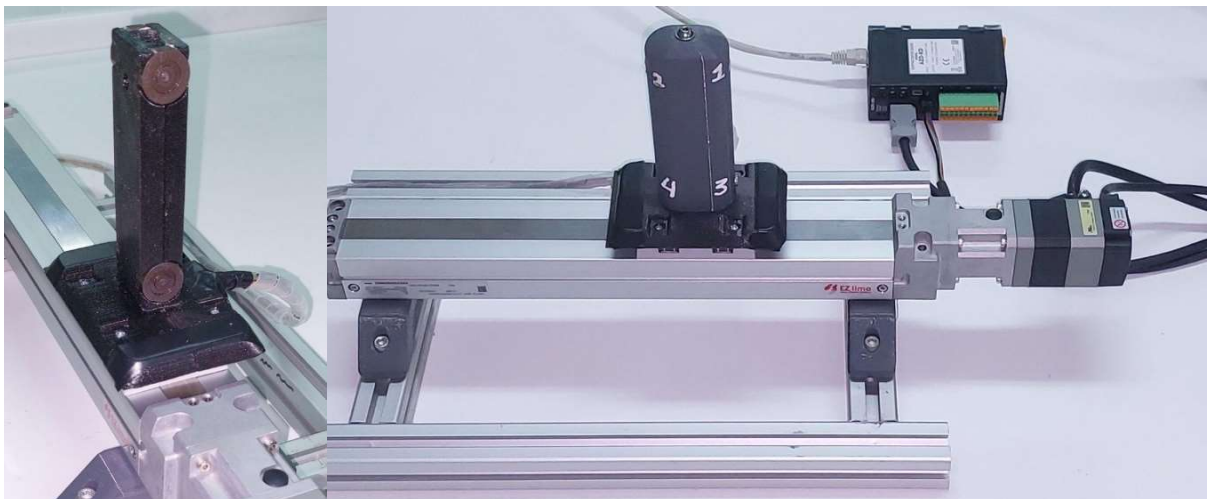


Figura 6.4 – Aplicação das células de carga *FX29* no punho.

Nesta primeira fase os testes foram realizados conforme ilustra a Figura 6.5. Nesta Figura pode ver-se a guia linear (modelo mais curto utilizado para testes), conectada ao seu *driver*, que por sua vez está conectado ao microcontrolador. Todo o sistema é alimentado por uma fonte de alimentação.

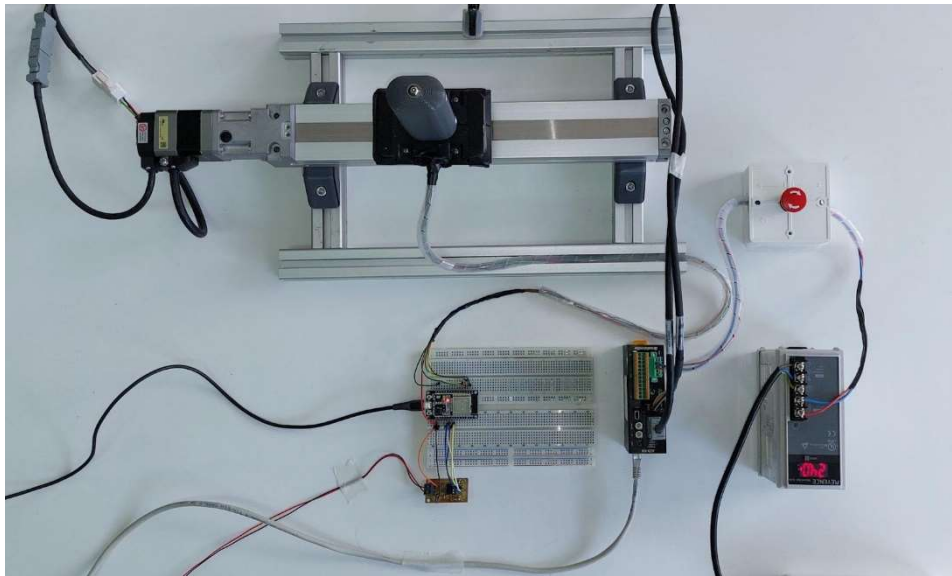


Figura 6.5 – Banca de testes de controlo da guia linear.

Posteriormente optou-se por substituir as 4 células de compressão por uma célula de carga de flexão modelo *108BA* com capacidade de medição até 30 kg (Figura 6.6), de modo a simplificar o sistema. Além disso, este tipo de célula é certificada. As células de carga de flexão, ao contrário das células de compressão, necessitam de uma interface (hx711), tornando a parte eletrónica das mesmas mais complexa. No entanto, o punho desenvolvido para as células de compressão requer uma geometria demasiado complexa, razão pela qual se optou pelo uso de uma célula de carga de flexão.

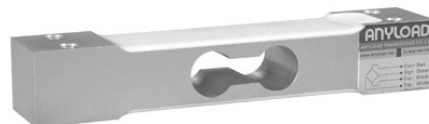


Figura 6.6 – Célula de carga 108BA [24].

Foi também desenvolvida a aplicação *Android* para controlar o atuador linear (Figura 6.7). A aplicação desenvolvida controla a guia linear ao nível de posição, força e velocidade, bem como o número de repetições no caso de o exercício ser ativo (na perspetiva da máquina). A aplicação fornece também um *output* de valores de *biofeedback*, nomeadamente a força exercida pelo utilizador e a velocidade linear da guia.

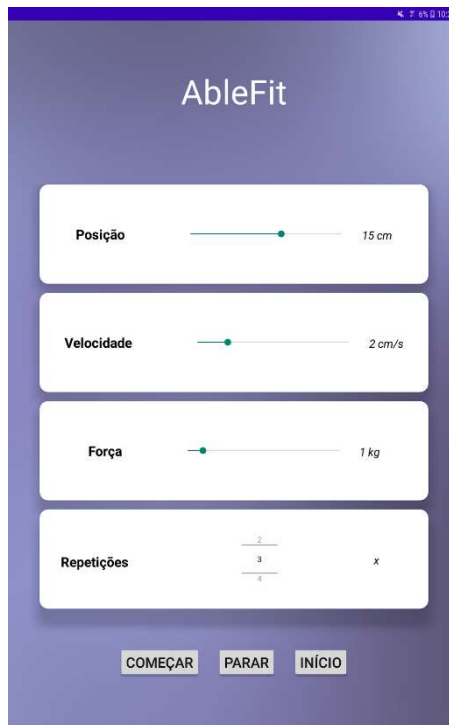


Figura 6.7 – Aplicação *Android* desenvolvida.

## 6.2 Descrição da sensorização do motor rotativo

No que toca ao módulo rotativo é imperativo avaliar a força aplicada pelo utilizador do equipamento nos pedais (com as mãos ou com os pés). Para isso foi testada a utilização de dois pedais instrumentados da marca Favero utilizados no ciclismo profissional. Os pedais Assioma DUO Power Meter (Figura 6.8) avaliam a potência da pedalada, enviando estes dados via *bluetooth* para uma aplicação dedicada ao efeito.



Figura 6.8 – Pedais Assioma DUO Power Meter [25].

Foi identificado um problema relacionado com a aquisição de valores de potência baixos por parte destes pedais, uma vez que os mesmos estão otimizados para a utilização em ciclismo de alta competição, não sendo viável a sua utilização na

aplicação em causa. As forças aplicadas com as mãos são significativamente inferiores às aplicadas pelos pés, não sendo possível lê-las com este equipamento. Assim, a instrumentação do módulo rotativo foi executada pela Wiseware, como explicado no sequeute Capítulo 6.3.

### **6.3 Trabalho desenvolvido pela Wiseware**

Após o trabalho desenvolvido no ISEC, a empresa Wiseware deu início ao desenvolvimento de uma aplicação melhorada para o controlo do equipamento (ainda em desenvolvimento à data da escrita deste documento). Esta aplicação controlará não só os parâmetros previamente apresentados na aplicação desenvolvida pelo ISEC, mas também bio parâmetros, tais como a Frequência cardíaca e a Saturação periférica de oxigénio no sangue (SpO<sub>2</sub>). A aplicação desenvolvida permite também a realização de exercícios predefinidos e adaptados a cada utilizador, bem como o registo da sua monitorização e evolução de cada paciente. Outra funcionalidade interessante desenvolvida pela Wiseware foi a possibilidade de se definir o curso máximo da guia linear antes de se dar início ao exercício, de modo a evitar flexões/extensões excessivas e, conseqüentemente lesões no utilizador. Posteriormente, esta aplicação deverá incluir mais funções ainda em desenvolvimento, nomeadamente a questão da gamificação que terá um papel importante na reabilitação, como descrito nos requisitos do equipamento.

Foi também dado início pela Wiseware ao desenvolvimento do controlo do motor rotativo, onde foram utilizadas células de carga de compressão que comunicam via *wi-fi* com a aplicação, permitindo avaliar a força aplicada pelo utilizador nos pedais (Figura 6.9).



Figura 6.9 – Módulo rotativo com instrumentação desenvolvida pela Wiseware.

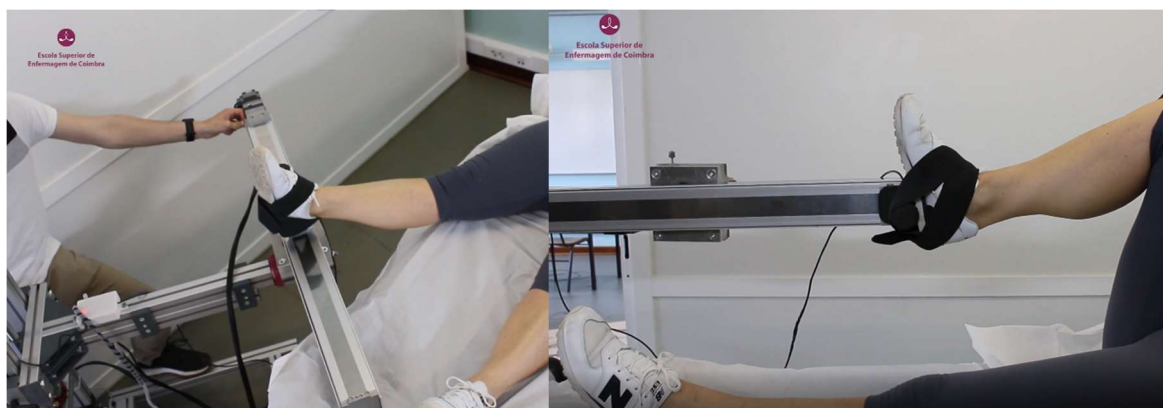
## 7 TESTES DE USABILIDADE

Ao longo do desenvolvimento do protótipo do equipamento Ablefit, foram realizados diversos testes de usabilidade que resultaram em melhorias contínuas do mesmo ao longo do seu desenvolvimento. As entidades do consórcio, em especial a ESEnfC, enquanto especialistas em reabilitação, deram diversas sugestões e realizaram diversos testes de modo a testar a funcionalidade do protótipo.

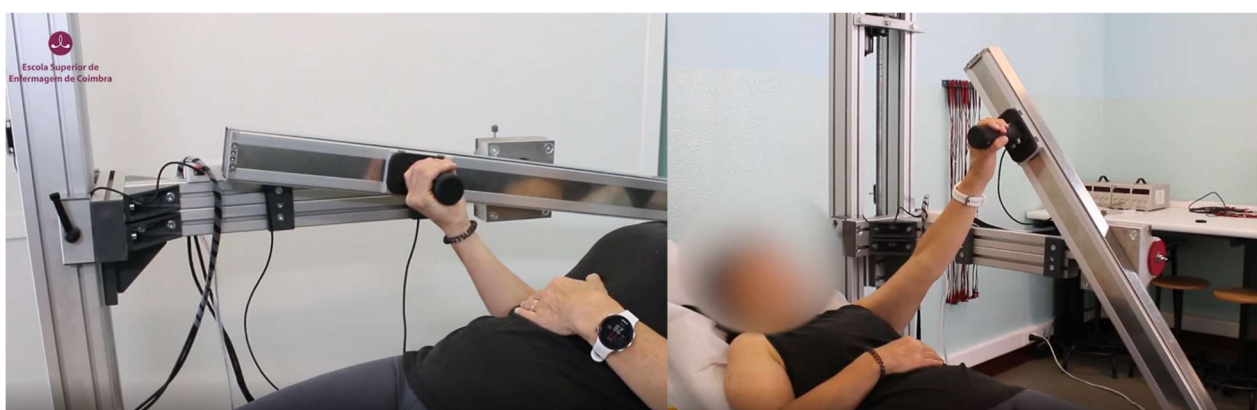
Foram avaliadas as diversas possibilidades de movimentos do equipamento quer na sua forma ativa, quer na sua forma passiva, para ambos os subsistemas do equipamento (rotativo e linear). O protótipo físico permitiu também perceber se as dimensões do mesmo e se o seu posicionamento são adequados para a aplicação em questão, nomeadamente montados junto a uma cama. Foram também avaliadas as velocidades e forças que o equipamento permite realizar.

Apesar de à data da escrita desta trabalho não existirem dados clínicos que comprovem a eficácia do equipamento desenvolvido, o feedback dado por parte dos especialistas em reabilitação que integram o consórcio indicam que o equipamento poderá vir a ser uma mais-valia dado cumprir os objetivos pretendidos. Existem vários pontos a melhorar, especialmente no módulo linear, tais como: i) o punho, que deveria rodar para acomodar a rotação da mão durante os exercícios; ii) o mecanismo que permite o retorno da guia linear à sua posição inicial, que não teve um funcionamento adequado uma vez que o elástico utilizado não foi suficiente para o efeito; iii) outras alterações menos relevantes.

Só no futuro se poderá ter um *feedback* mais pormenorizado do equipamento, à medida que este for sujeito a ensaios clínicos em que será possível avaliar as capacidades do equipamento e a sua eficácia de reabilitação. O equipamento parece responder às solicitações de movimentos requeridas pelos especialistas sendo, no entanto, necessário perceber qual a forma adequada de realizar os diferentes exercícios da forma mais eficaz. A figura 7.1 ilustra alguns exercícios realizados numa das reuniões de consórcio.



a)



b)

Figura 7.1 – Exemplos de exercícios com o equipamento Ablefit: a) com os membros inferiores; b) com os membros superiores (Fotos adaptadas de vídeo de apresentação do equipamento elaborado pela ESEnfC).

## **8 CONCLUSÕES**

Esta tese de mestrado teve, ao abrigo do projeto Ablefit, como objetivo principal a conceção de um equipamento de reabilitação para pessoas acamadas ou com mobilidade reduzida. Inicialmente, foi feito um estudo da informação disponível relativamente ao tema, tendo como base a pesquisa efetuada pela Escola Superior de Enfermagem de Coimbra. Enquadrado o tema, foram reunidos conjuntamente com o consórcio Ablefit os requisitos aos quais o equipamento de reabilitação deveria responder. Seguidamente, deu-se início à fase de conceção do equipamento, discutindo ideias e pondo-as em prática para validação do consórcio. Quando se obteve uma ideia de protótipo viável, foi dado início à sua construção. Foi então criado um protótipo em CAD que serviu de base para a análise mecânica do equipamento. Depois de validado foi construído o protótipo físico.

O projeto Ablefit pretende ter um impacto na sociedade, reduzindo o número de pessoas com complicações derivadas da imobilidade no leito, melhorando a sua saúde e por sua vez a qualidade de vida. O impacto social da imobilidade, como referido nesta tese, é devastador, tanto a nível social como económico. Assim, a utilização do equipamento desenvolvido poderá ter um papel preponderante na redução deste impacto. É necessário sensibilizar as pessoas para estes problemas e inspirar a comunidade científica a investir em soluções. Este facto demonstra a importância que o projeto Ablefit poderá ter na sociedade. O contributo da União Europeia é também indispensável, fornecendo os fundos necessários para a realização deste tipo de projetos, incentivando as empresas e instituições de ensino e inspirando alunos no que toca à investigação.

As conclusões anteriores comprovam a importância de projetos de investigação como o Ablefit, não só a nível académico, mas também a nível social. A evolução da sociedade depende da investigação, sendo que problemas como a mobilidade, que afetam faixas etárias mais elevadas, são assuntos de cada vez maior importância na atualidade, dado o aumento da esperança média de vida que se tem verificado ao longo das últimas décadas.

O seguimento do trabalho descrito nesta tese é a validação clínica do protótipo, que à data da escrita deste documento ainda não foi realizada, e que dará seguimento ao projeto Ablefit. O protótipo desenvolvido, apesar de não ter um acabamento comercial e ter diversos melhoramentos ao nível funcional, demonstra um conceito de equipamento com uma capacidade de reabilitação alargada e com uma possibilidade de evolução, que com certeza acontecerá no seguimento do projeto.

Concluindo este trabalho, espera-se que o projeto Ablefit tenha o impacto esperado, inspirando a comunidade científica e industrial a continuar a desenvolver este tipo de equipamentos com vista a melhorar a qualidade de vida dos seus utilizadores. Espera-se que o trabalho desenvolvido tenha continuidade no âmbito do Ablefit e venha a dar origem a um equipamento comercializável, capaz de melhorar a vida de pessoas com problemas de mobilidade.

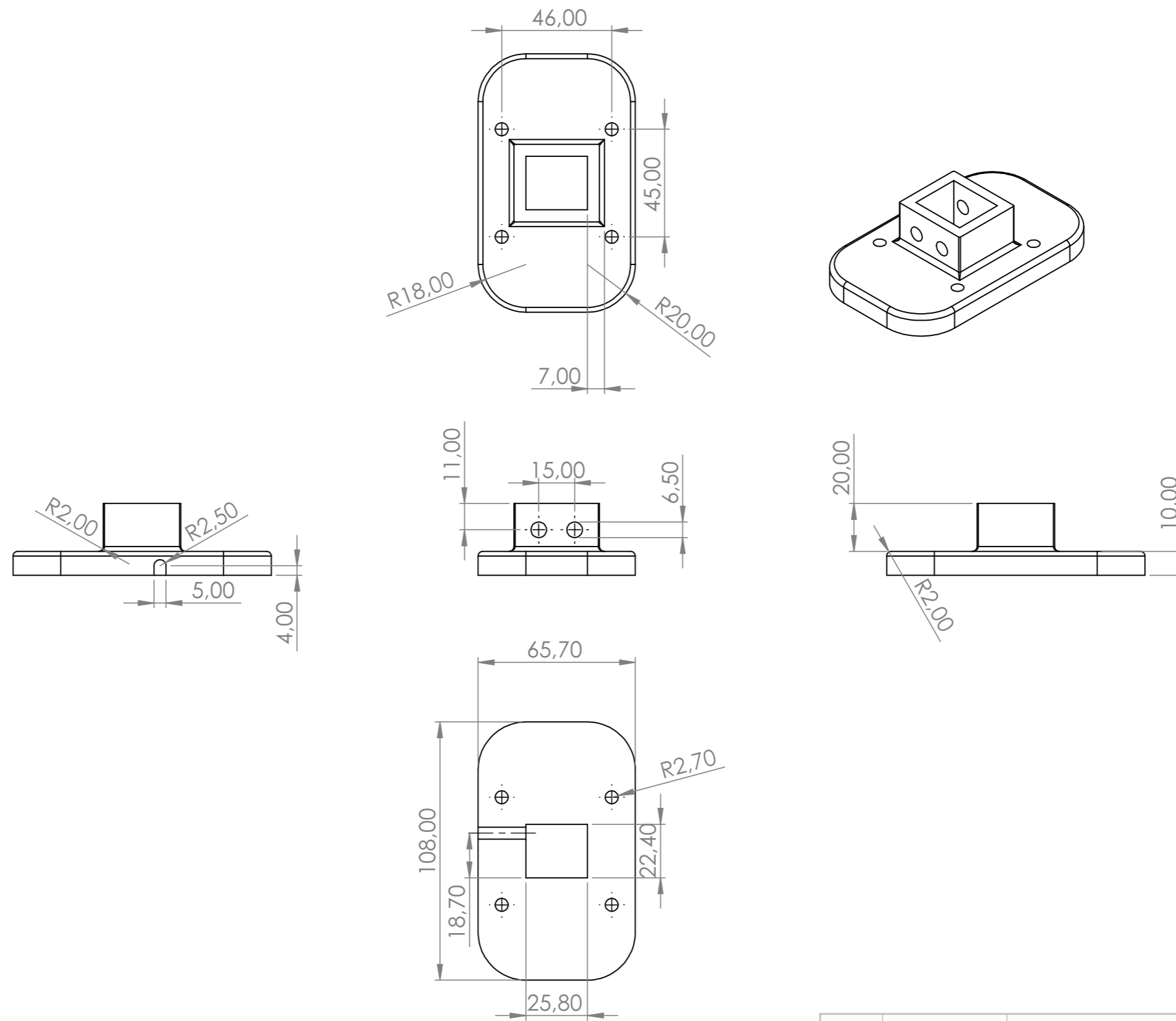
## 9 REFERÊNCIAS

- [1] A. J. Cruz-Jentoft e A. A. Sayer, “Sarcopenia,” *The Lancet*, pp. 2636-2646, 2019.
- [2] C. Beudart, J. Y. Reginster, J. Petermans, S. Gillain, A. Quabron, M. Locquet, J. Slomian, F. Buckinx e O. Bruyère, “Quality of life and physical components linked to sarcopenia: the SarcoPhAge study,” 2015.
- [3] Woo J, Leung J e Morley JE, “Defining sarcopenia in terms of incident adverse outcomes,” 2015.
- [4] Yu R, Leung J e Woo J, “Sarcopenia combined with FRAX probabilities improves fracture risk prediction in older chinese men,” 2014.
- [5] T. Lin, M. Dai, P. Xu, L. Sun, X. Shu, X. Xia, Y. Zhao, Q. Song, D. Guo , C. Deng e J. Yue, “Prevalence of Sarcopenia in Pain Patients and Correlation Between the Two Conditions: A Systematic Review and Meta-Analysis,” 2022.
- [6] A. D. S. Machado, R. C. Pires-Neto, M. T. Carvalho, J. C. Soares, D. M. Cardoso e I. M. Albuquerque, “Effects that passive cycling exercise have on muscle strength, duration of mechanical ventilation, and length of hospital stay in critically ill patients: a randomized clinical trial,” 2017.
- [7] L.-H. Lu, S.-L. Chiang, S.-H. Wei, C.-H. Lin e W.-H. Sung, “Development and clinical application of a computer-aided real-time feedback system for detecting in-bed physical activities,” 2017.
- [8] M. M. Pedersen, A. C. Bodilsen, J. Petersen, N. Beyer, O. Andersen, L. Lawson-Smith, H. Kehlet e T. Bandhold, “Twenty-four-hour mobility during acute hospitalization in older medical patients,” 2013.
- [9] M. Villumsen, M. G. Jorgensen, J. Andreasen, M. S. Rathleff e C. M. Mølgaard, “Very Low Levels of Physical Activity in Older Patients During Hospitalization at an Acute Geriatric Ward: A Prospective Cohort Study,” 2015.
- [10] M. Barandas , H. Gamboa e J. Fonseca, “A real time biofeedback system using visual user interface for,” 2015.
- [11] S. Condino, G. Turini, R. Viglialoro, M. Gesi e V. Ferrari, “Wearable Augmented Reality Application for Shoulder Rehabilitation”.

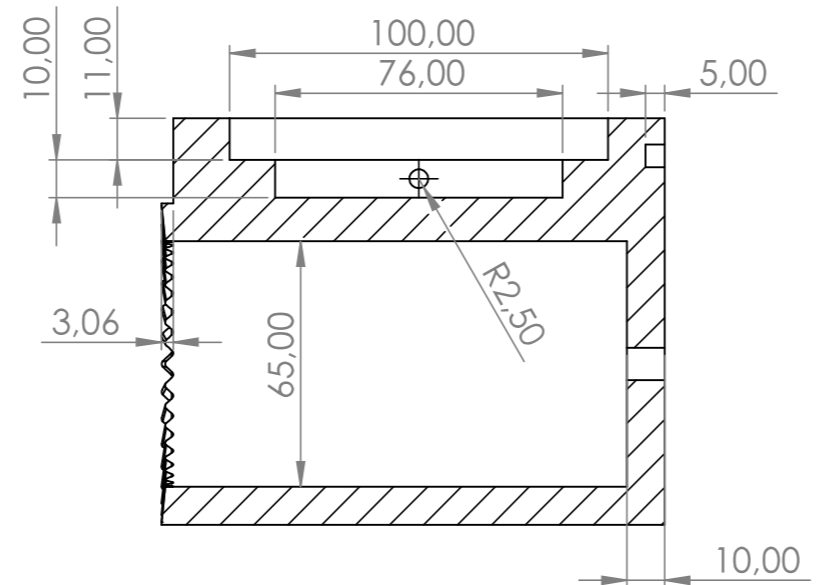
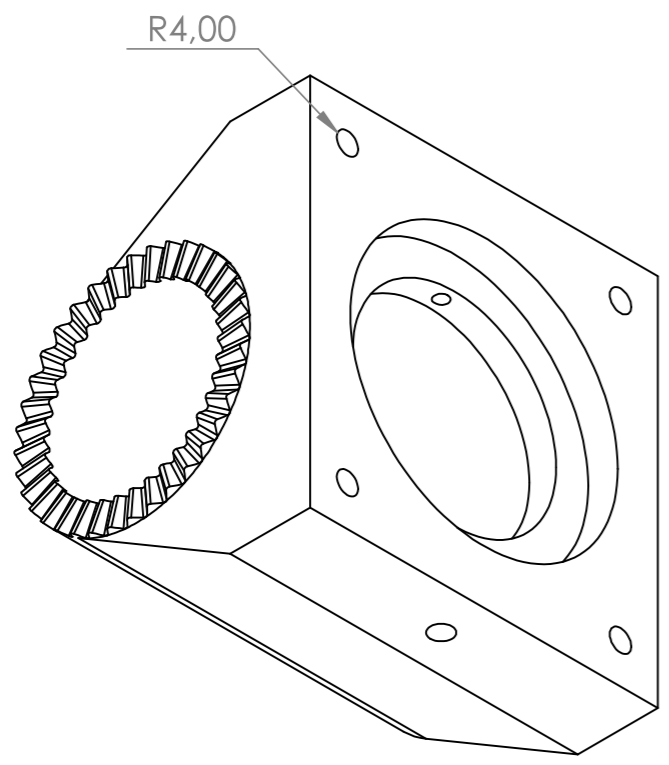
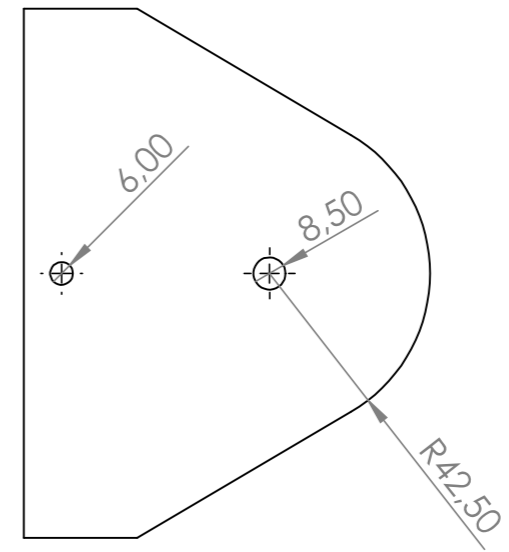
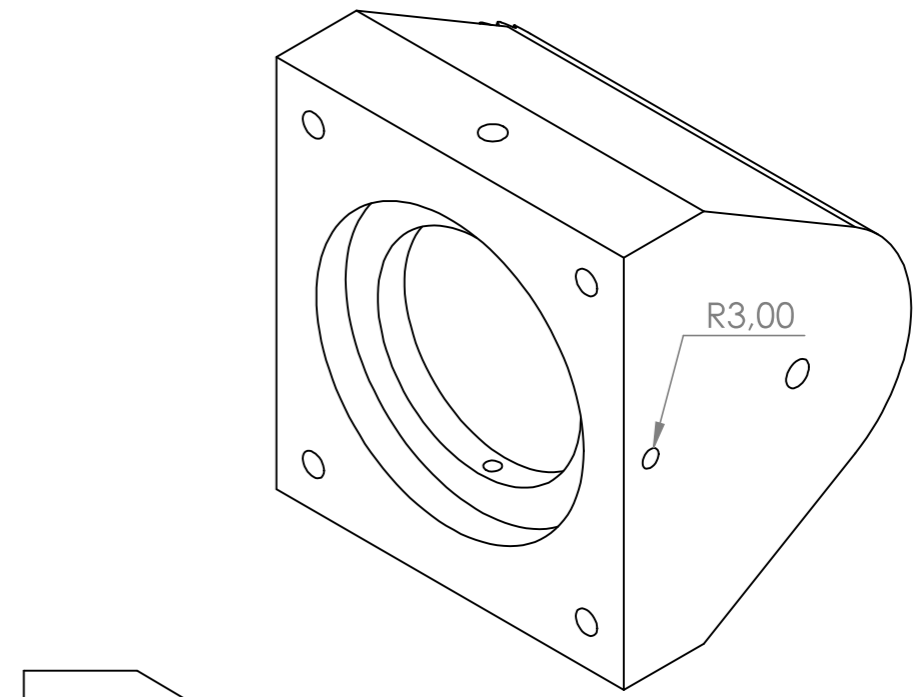
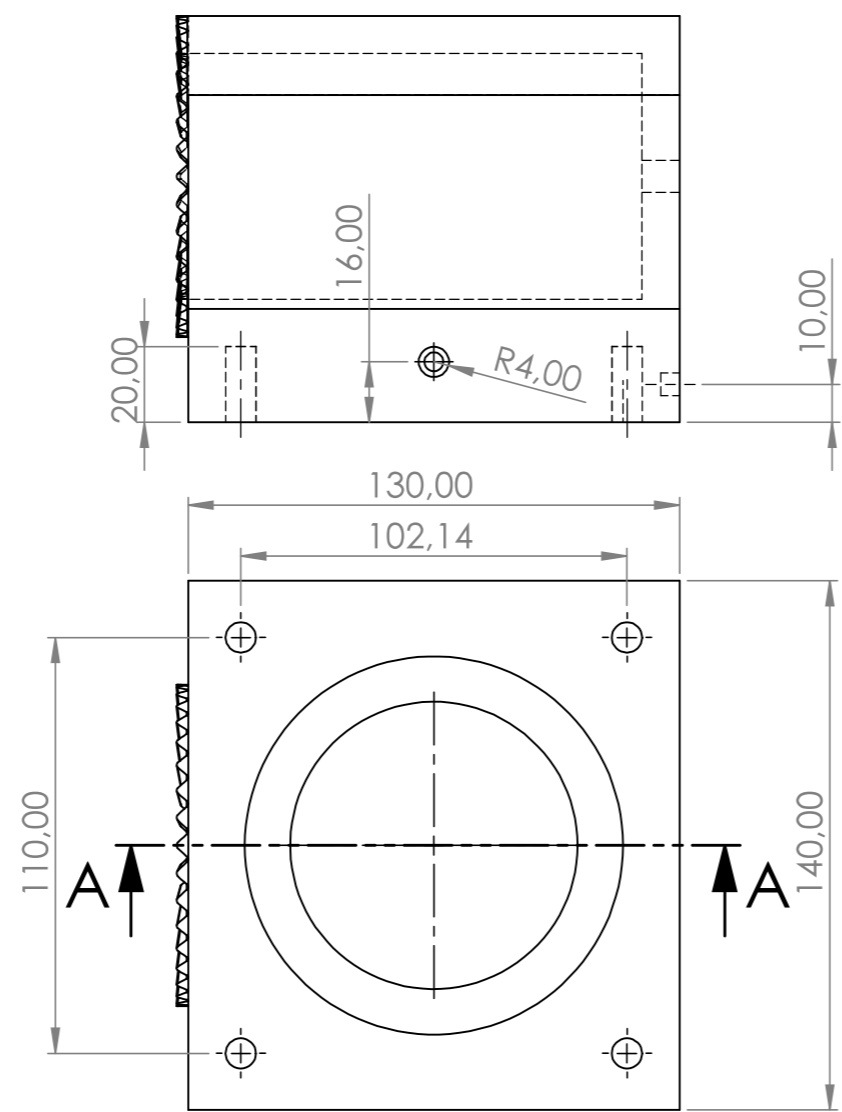
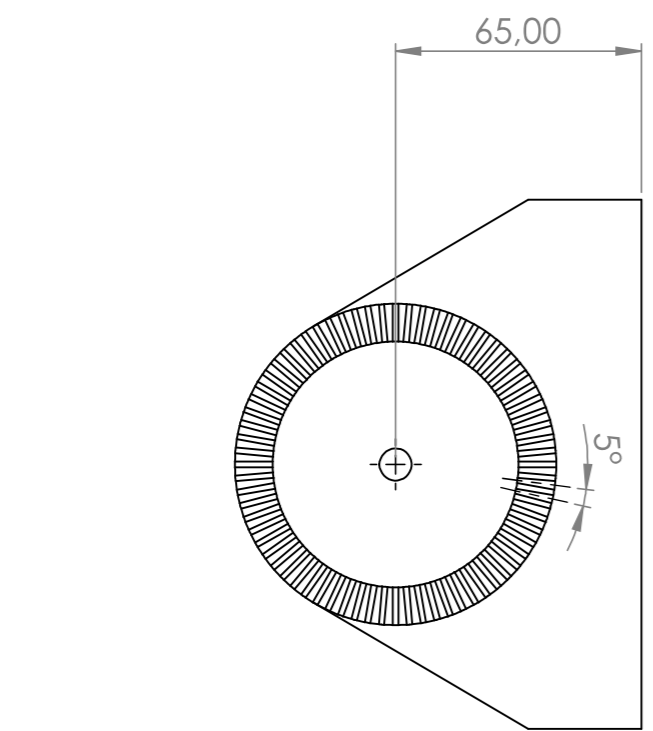
- [12] Reck, Movement Therapy Devices, *Movement Therapy in Supine position - Motomed letto 2*, Alemanha, 2022.
- [13] Reck, “MOTOmed Muvi,” 2022. [Online]. Available: <https://www.motomed.com/en/products/motomed-muvi/>. [Acedido em 10 09 2022].
- [14] Ultimate Workout and Recovery, “Ultimate Workout And Recovery Latex Free Base Edition,” 2022. [Online]. Available: [https://www.workoutandrecovery.com/Ultimate-Workout-And-Recovery-Latex-Free-Base-Edition\\_22\\_product](https://www.workoutandrecovery.com/Ultimate-Workout-And-Recovery-Latex-Free-Base-Edition_22_product). [Acedido em 10 09 2022].
- [15] Hocoma, “Erigo,” 2022. [Online]. Available: <https://www.hocoma.com/de/losungen/erigo-2/>. [Acedido em 10 09 2022].
- [16] MedicalShop, “Conjunto de Acessórios para Gaiola Rocher,” 2022. [Online]. Available: <https://www.medicalshop.pt/conjunto-de-acessorios-p-gaiola-de-rocher-fi0707003/p>. [Acedido em 10 09 2022].
- [17] Fittest equipment, “Fittest equipment,” 2022. [Online]. Available: <https://fittestequipment.com/es/categoria-produto/cardio-e-fuerza-es/culturismo-es/entrenadores-funcionales/>. [Acedido em 10 09 2022].
- [18] OrientalMotor, “OrientalMotor,” 2022. [Online]. Available: <https://catalog.orientalmotor.com/item/ezs-straight-type-linear-slides-az-dc/ezs6-straight-type-linear-slides-az-dc/ezsm6e080azak>. [Acedido em 10 09 2022].
- [19] Dunkermotoren, “gr63x55,” Dunkermotoren, 2022. [Online]. Available: [https://ametekcdn.azureedge.net/mediafiles/project/oneweb/oneweb/dunkermotoren/downloads/pdf/products/002\\_brushed%20dc%20motors/009\\_gr\\_63x55\\_en\\_1.pdf](https://ametekcdn.azureedge.net/mediafiles/project/oneweb/oneweb/dunkermotoren/downloads/pdf/products/002_brushed%20dc%20motors/009_gr_63x55_en_1.pdf). [Acedido em 10 09 2022].
- [20] Thuasne, “TD ROM Walker,” 2022. [Online]. Available: <https://be.thuasne.com/nl/td-rom-walker>. [Acedido em 10 09 2022].
- [21] Rockrider, “Apoios compatíveis Shimano SPD,” 2022. [Online]. Available: [https://www.decathlon.pt/p/apoios-compativeis-shimano-spd/\\_/R-p-230?mc=8171726&utm\\_source=&utm\\_medium=&utm\\_campaign=&utm\\_content=&utm\\_term=&gclid=Cj0KCQiAt66eBhCnARIsAKf3ZNGlKOymcjoRV4bksdPS-cSA11sQ6o8N03Fd3glkIFodTYA9g0tArC4aAg-zEALw\\_wcB](https://www.decathlon.pt/p/apoios-compativeis-shimano-spd/_/R-p-230?mc=8171726&utm_source=&utm_medium=&utm_campaign=&utm_content=&utm_term=&gclid=Cj0KCQiAt66eBhCnARIsAKf3ZNGlKOymcjoRV4bksdPS-cSA11sQ6o8N03Fd3glkIFodTYA9g0tArC4aAg-zEALw_wcB). [Acedido em 10 09 2022].

- [22] Casa do Led, “ESP32 NodeMCU Iot com WiFi e Bluetooth - 30 Pinos,” 2022. [Online]. Available: <https://www.casadoledgarca.com.br/esp32-nodemcu-iot-com-wifi-e-bluetooth-30-pinos-202.html>. [Acedido em 10 09 2022].
- [23] Mouser Electronics, “FX29K0-100A-0010-L,” 2022. [Online]. Available: <https://pt.mouser.com/ProductDetail/Measurement-Specialties/FX29K0-100A-0010-L?qqs=uwxL4vQweFP%252BojMfqekkg%3D%3D>. [Acedido em 10 09 2022].
- [24] Anyload, “108BA Single Point Load Cell,” 2022. [Online]. Available: <https://www.anyload.com/product/108ba-single-point-load-cell/>. [Acedido em 10 09 2022].
- [25] Favero, “Assioma DUO Power Meter,” 2022. [Online]. Available: <https://cycling.favero.com/shop/dual-sided-powermeter-assioma-duo>. [Acedido em 10 09 2022].

## **ANEXO I – DESENHOS TÉCNICOS DOS COMPONENTES PROJETADOS**

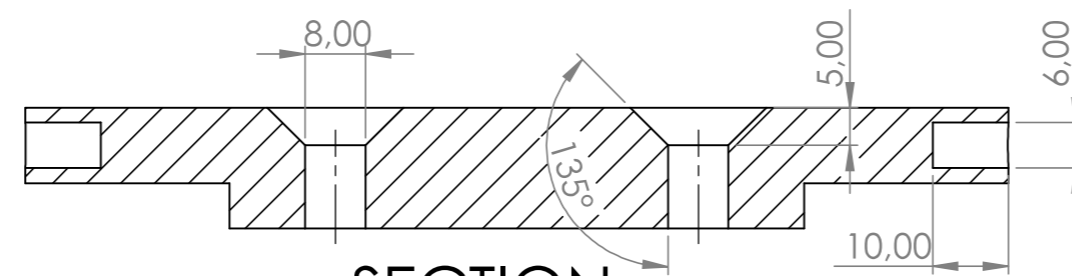
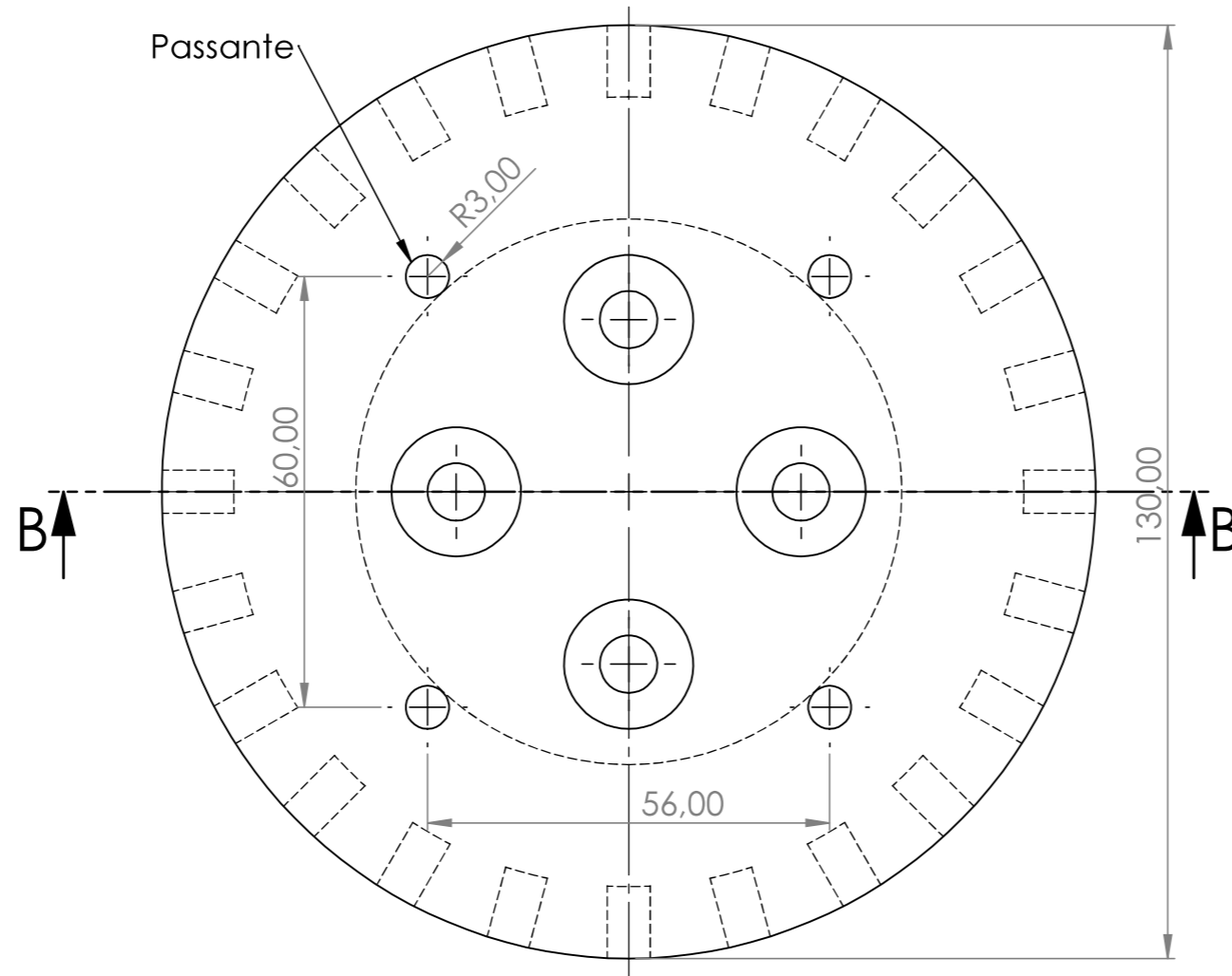
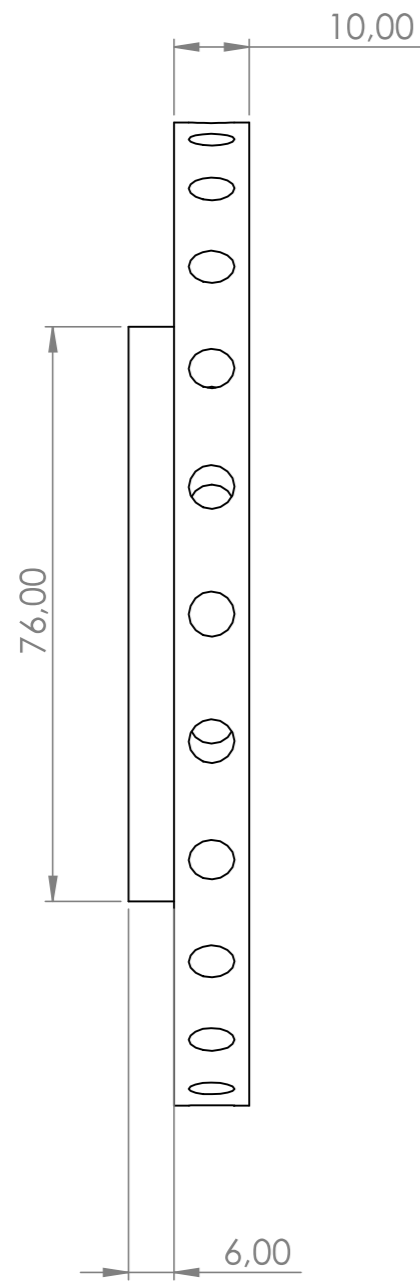


	NOME: Tomás A. P. Ribeiro	Projeto Ablefit	INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE COIMBRA
Escala 1:2	Acoplamento da célula de carga de flexão		Componente nº 8
Material AL7075			Dimensões em mm

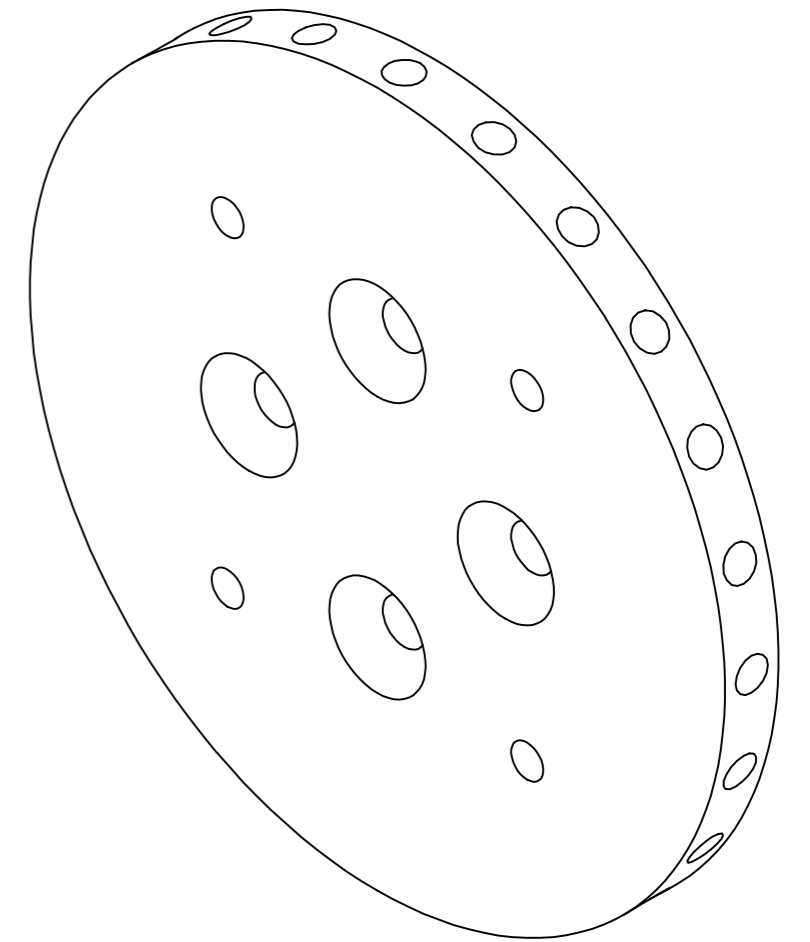


SECTION A-A

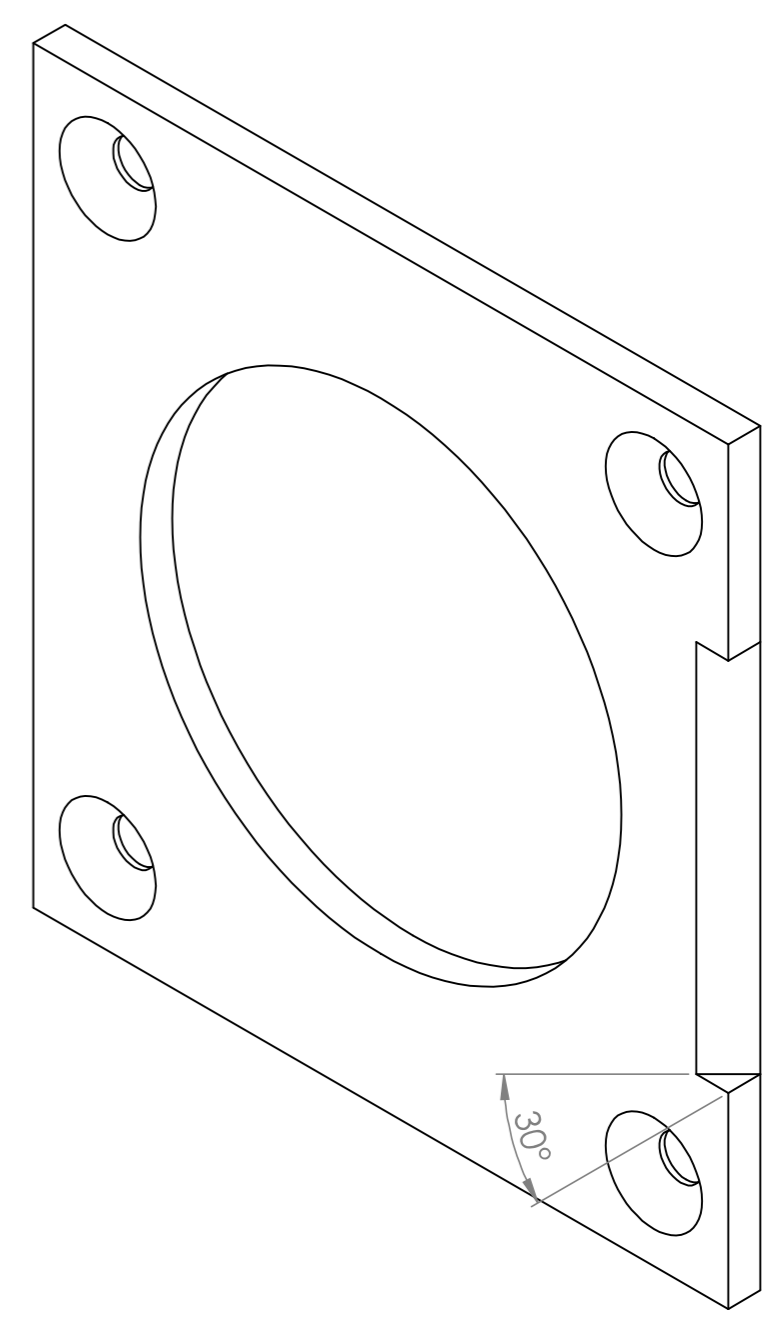
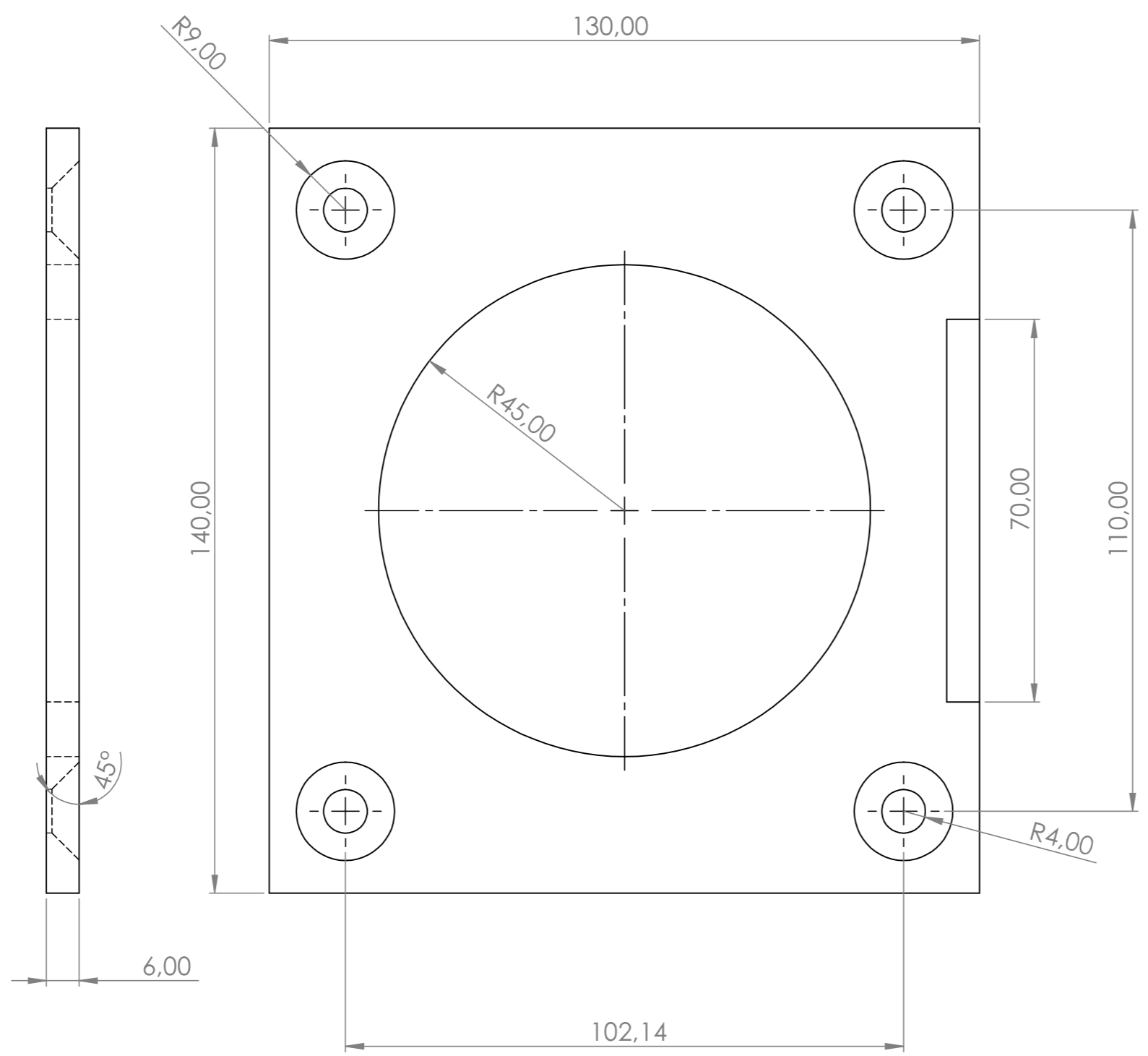
	NOME: Tomás A. P. Ribeiro	Projeto Ablefit	INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE COIMBRA
Escala 1:2			Componente nº 10
Material AL7075		Corpo do subsistema linear	Dimensões em mm



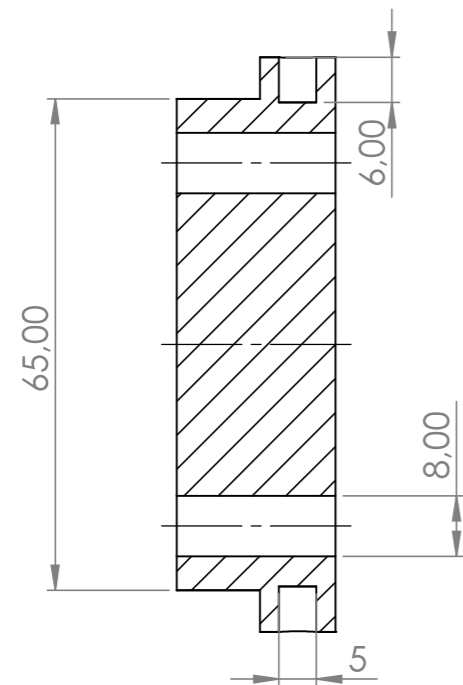
SECTION B-B  
SCALE 1 : 1



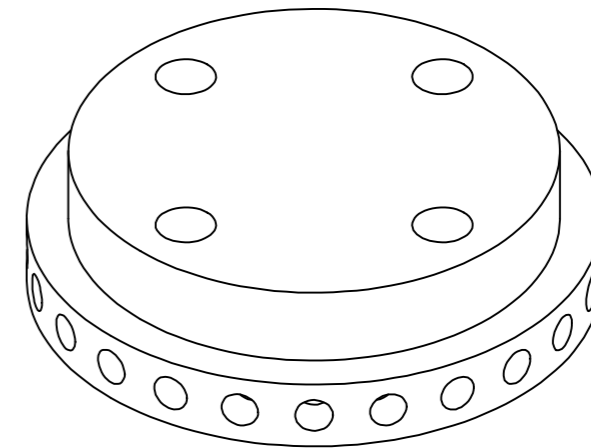
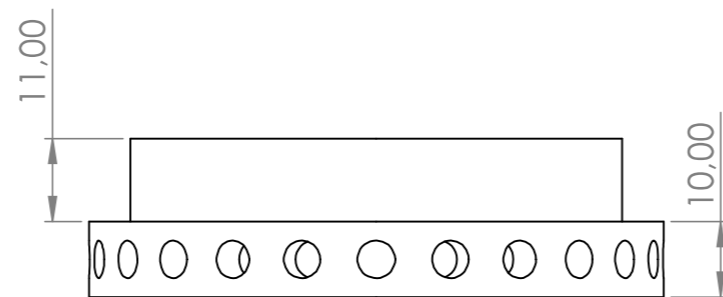
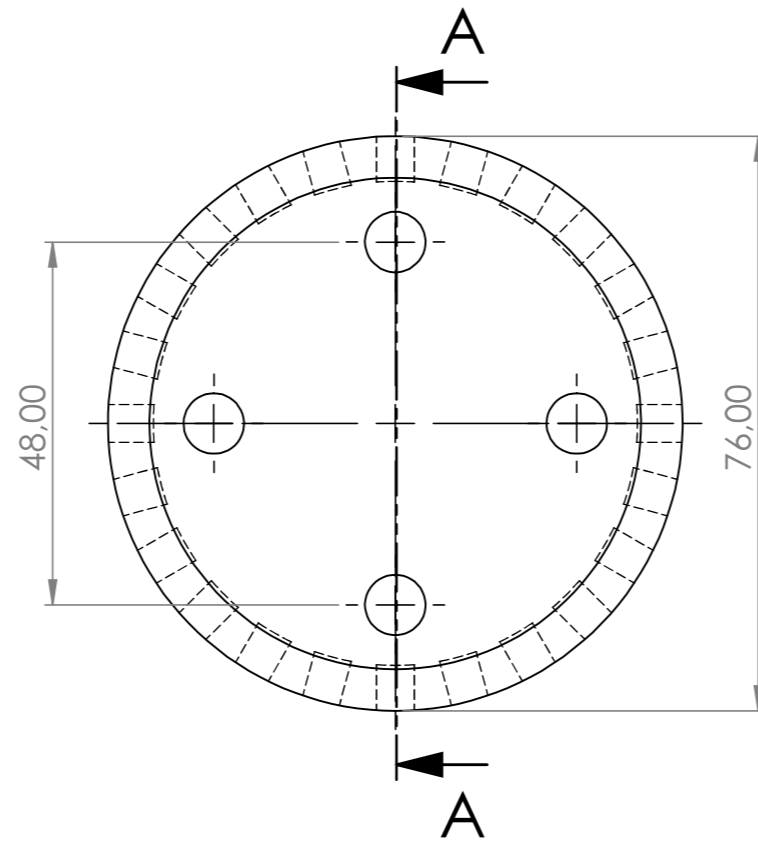
	NOME: Tomás A. P. Ribeiro	Projeto Ablefit	INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE COIMBRA
Escala 1:1	Pino de suporte da guia linear		Componente nº 11
Material AL7075			



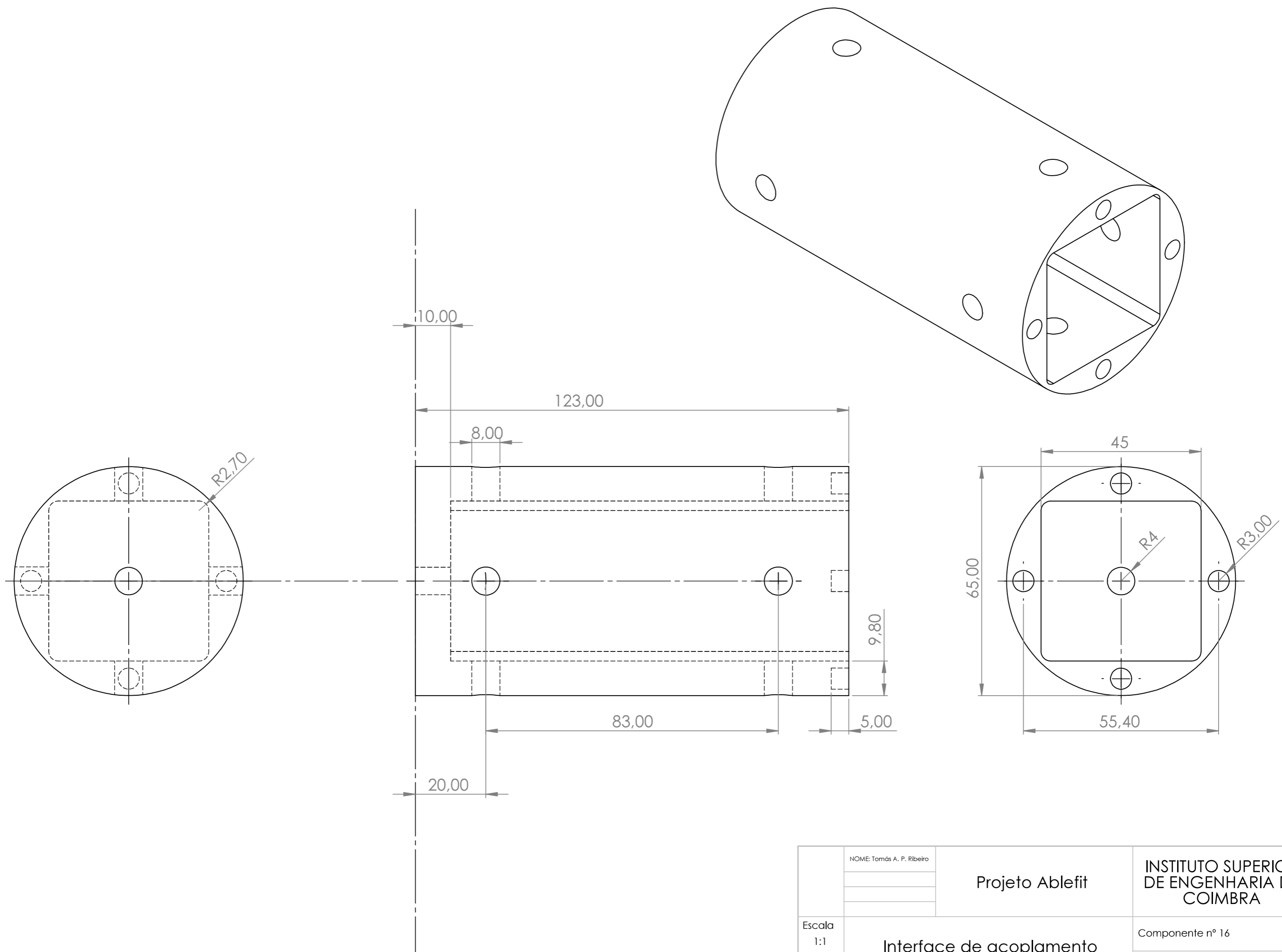
	NOME: Tomás A. P. Ribeiro	Projeto Ablefit	INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE COIMBRA
Escala 1:1			Componente nº 14
Material AL7075	Chapa de retenção do rolamento		Dimensões em mm



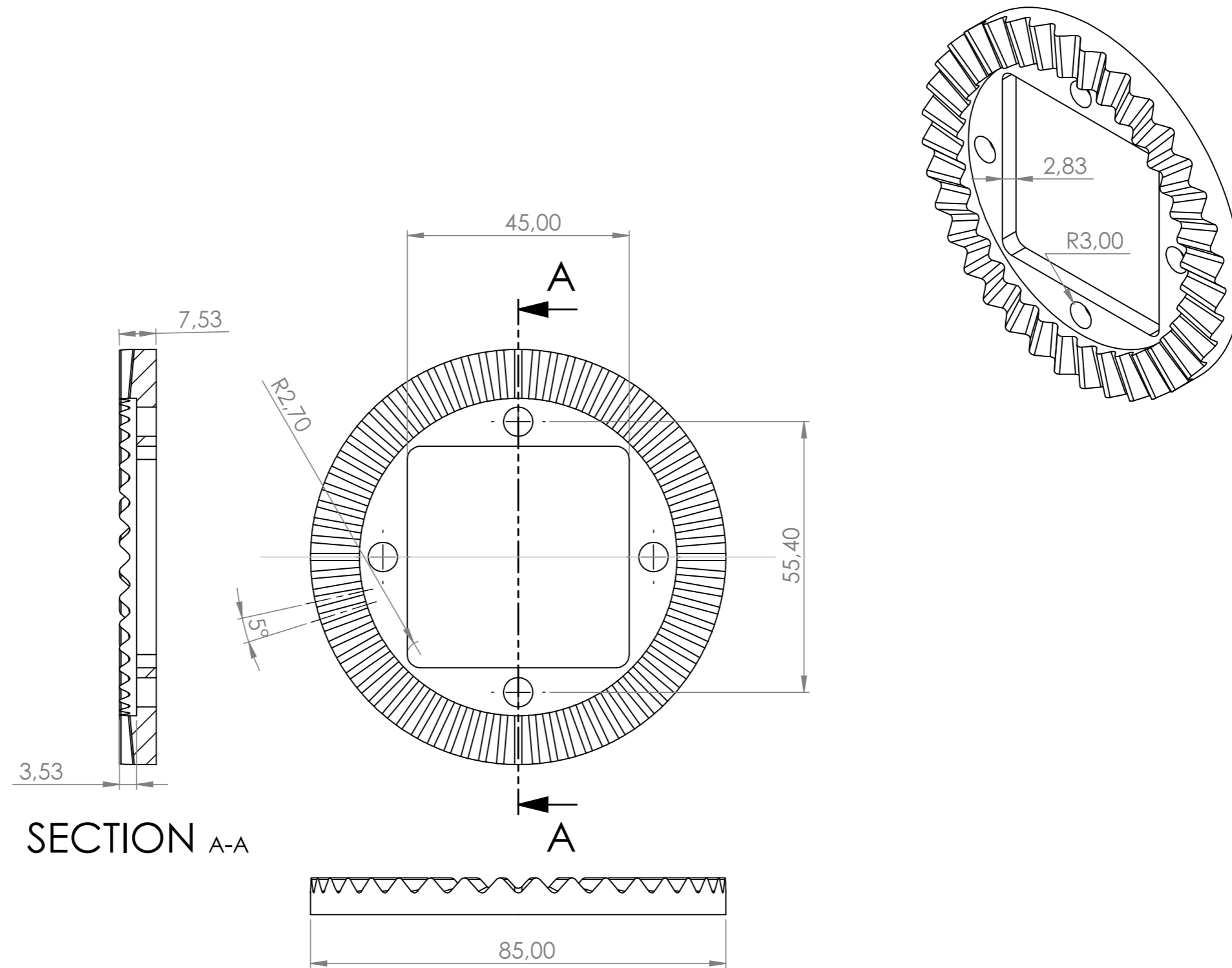
SECTION A-A



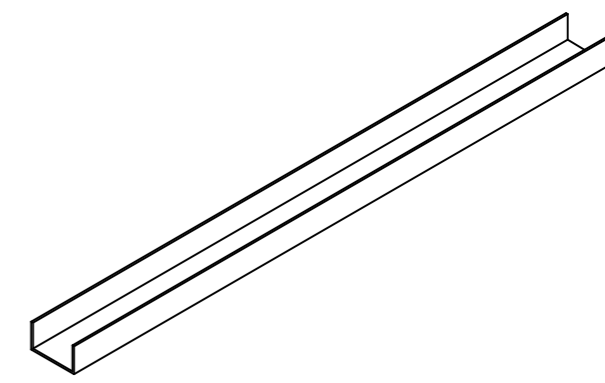
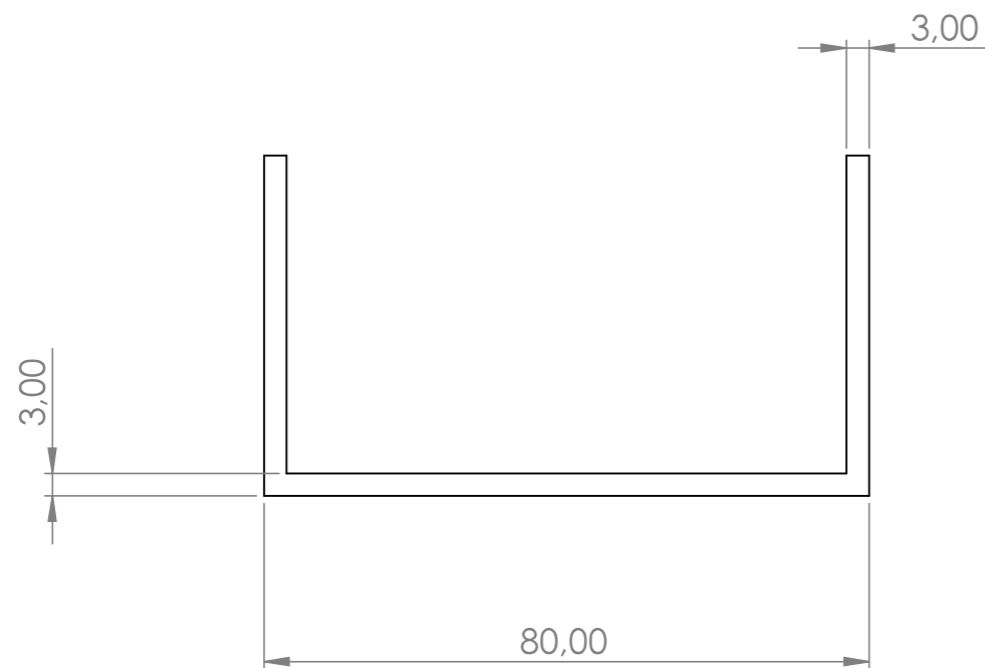
	NOME: Tomás A. P. Ribeiro	Projeto Ablefit	INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE COIMBRA
Escala 1:1	Pino de travamento do subsistema linear		Componente nº 15
Material AL7075			Dimensões em mm



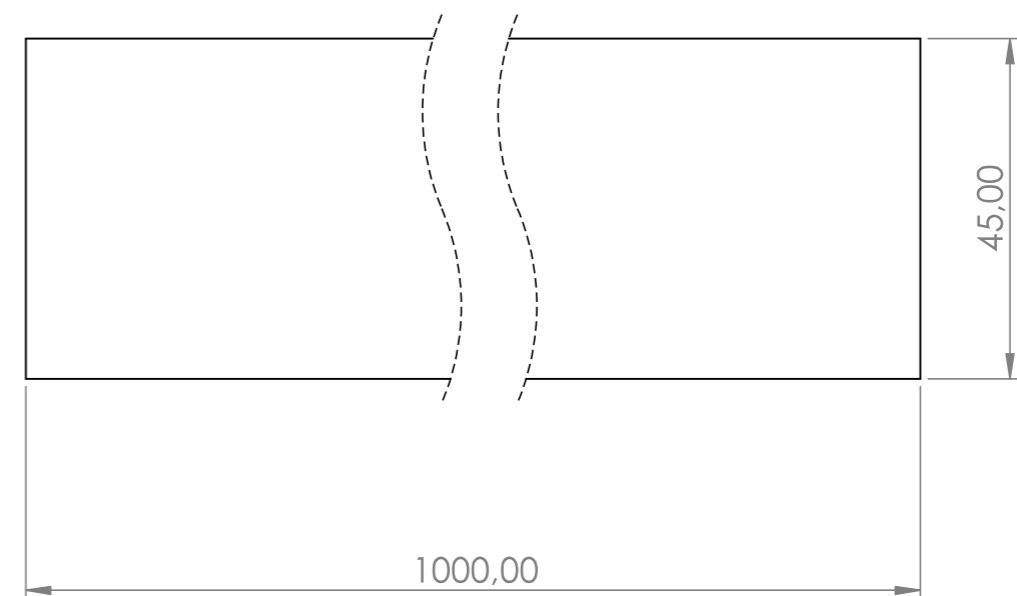
	NOME: Tomás A. P. Ribeiro	Projeto Ablefit	INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE COIMBRA
Escala 1:1	Interface de acoplamento dos subsistemas		Componente nº 16
Material AL7075			
			Dimensões em mm



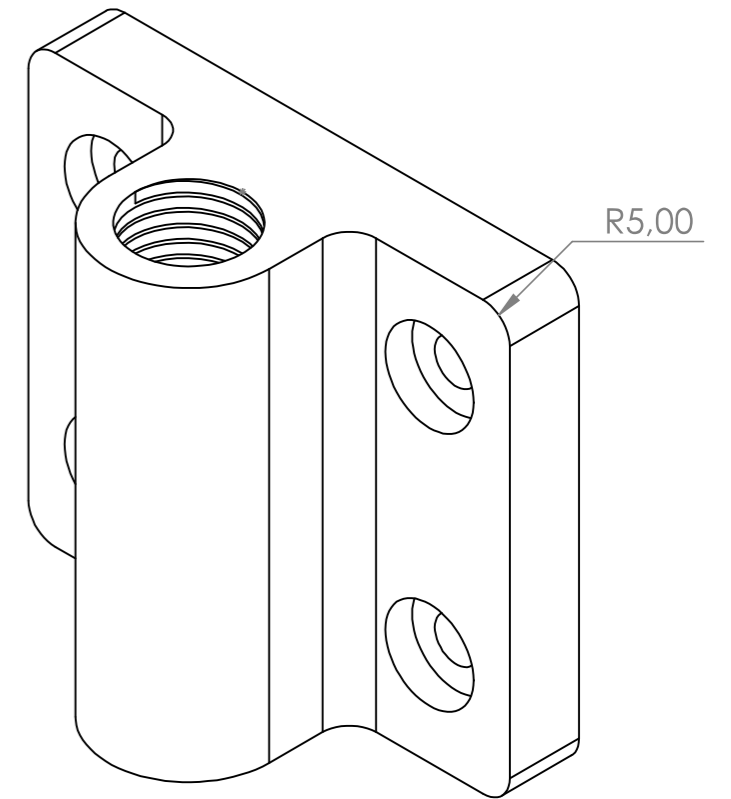
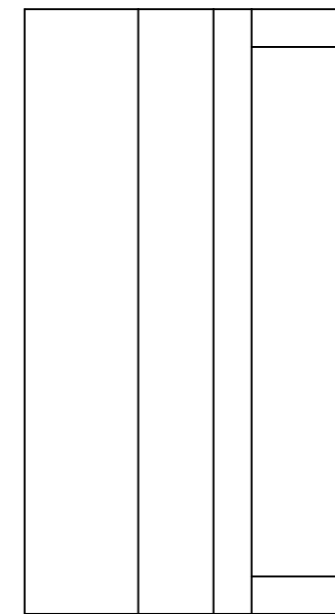
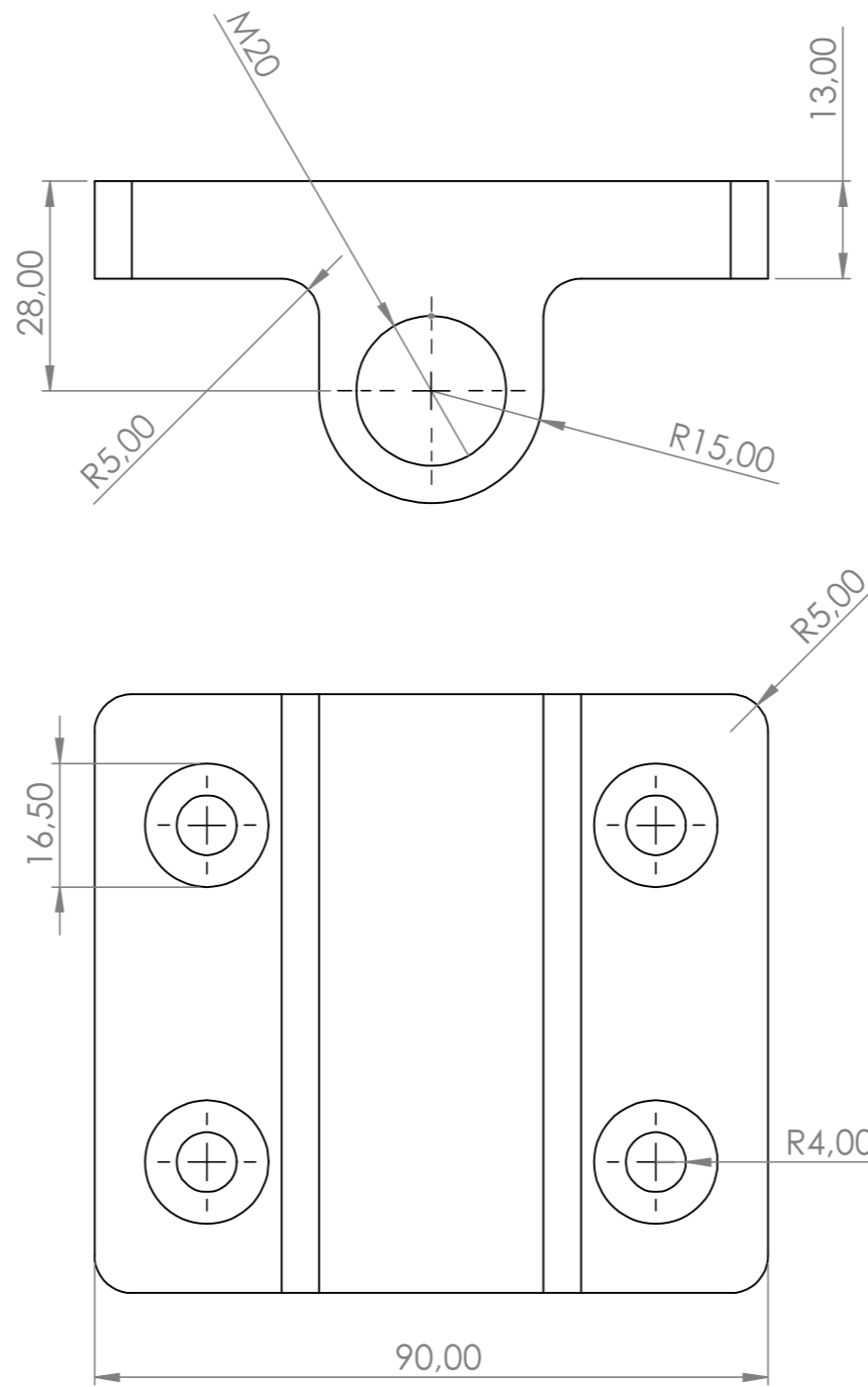
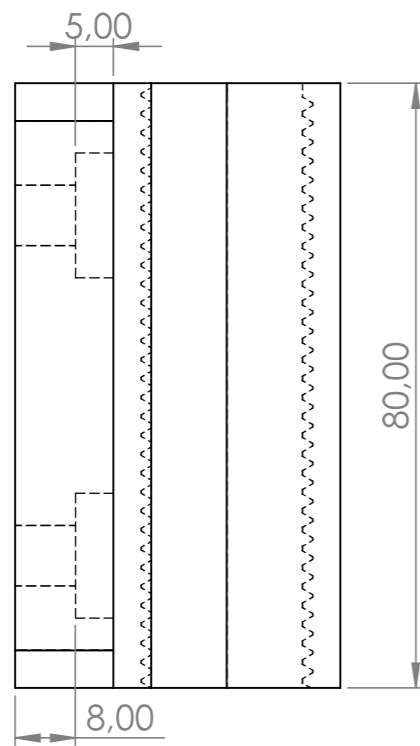
	NOME: Tomás A. P. Ribeiro	Projeto Ablefit	INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE COIMBRA
Escala 1:1	Roda recartilhada		Componente nº 17
Material AL7075			



1:10



	NOME: Tomás A. P. Ribeiro	Projeto Ablefit	INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE COIMBRA
Escala 1:1	Viga em U		Componente nº 19
Material AL7075			Dimensões em mm



	NOME: Tomás A. P. Ribeiro	Projeto Ablefit	INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE COIMBRA
Escala 1:1	Flange com rosca		Componente nº 20
Material PETG			Dimensões em mm