



Ana Rute Gaspar Miranda Pereira

Otimização de um dispositivo para a reabilitação da articulação tibiotársica

Universidade do Minho
Escola de Engenharia





Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Ana Rute Gaspar Miranda
Pereira

**Otimização de um
dispositivo para a
reabilitação da
articulação
tibiotalar**

Dissertação de Mestrado
Mestrado Integrado em
Engenharia Biomédica

Trabalho efetuado sob a
orientação de
Eurico Seabra
Luís F. Silva
Rui Antunes Viana

fevereiro de 2021

DIREITOS DE AUTOR E CONDIÇÕES DE UTILIZAÇÃO DO TRABALHO POR TERCEIROS

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

Assim, o presente trabalho pode ser utilizado nos termos previstos na licença abaixo indicada. Caso o utilizador necessite de permissão para poder fazer um uso do trabalho em condições não previstas no licenciamento indicado, deverá contactar o autor, através do RepositóriUM da Universidade do Minho.



Atribuição-NãoComercial
CC BY-NC

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

AGRADECIMENTOS

Esta dissertação é o resultado da minha jornada no Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, no ramo de Biomateriais, Reabilitação e Biomecânica. Gostaria de agradecer a todos que contribuíram para minha experiência desafiadora, mas enriquecedora na universidade.

Um agradecimento especial dedicado aos meus orientadores Eurico Seabra, Luís Ferreira da Silva e Rui Antunes Viana por terem sido orientadores formidáveis, continuando a apoiar meus esforços ao longo deste ano, bem como por sempre fornecer feedback perspicaz e útil.

Também gostaria de agradecer à minha família e amigos, que também demonstraram apoio emocional incondicional e cujas palavras de incentivo nunca deixaram de me inspirar a me esforçar mais.

DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

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

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

RESUMO

A articulação tibiotársica, considerada uma das articulações, fundamentais do nosso corpo, condiciona os movimentos da perna e é indispensável para a marcha humana. As entorses e as fraturas do complexo articular do tornozelo estão entre as lesões mais comuns do sistema músculo-esquelético.

Atualmente existem diversos tipos de dispositivos e técnicas para a reabilitação da articulação tibiotársica. Neste trabalho pretende-se estudar e avaliar o dispositivo Therapheet com o intuito de otimizar o equipamento a nível do projeto mecânico, atendendo às especificações e requisitos necessários.

Este dispositivo deverá permitir a execução de movimentos com amplitudes iguais às admitidas pela articulação, possibilitando a execução dos exercícios de dorsiflexão e flexão plantar, de inversão e eversão, e ainda de abdução e adução, de modo a proporcionar a sua reabilitação. O dispositivo deverá possibilitar ao profissional de saúde controlar os movimentos a executar, através do ajuste de parâmetros como amplitude, torque e velocidade, adequando-o às diferentes fases da reabilitação, promovendo uma reabilitação eficaz sem colocar o paciente em risco.

PALAVRAS-CHAVE

Reabilitação; Articulação Tibiotársica; Automação; Dispositivo de reabilitação; *Therapheet*

ABSTRACT

The tibiotarsal joint is considered one of the most fundamental joints in our body, it takes part on lower limbs mobility and it's indispensable for human gait. Sprains and fractures of the ankle complex are among the most common injuries of the musculoskeletal system.

Currently, there are several types of devices and techniques for the rehabilitation of the tibiotarsal joint. In this work we intend to study and evaluate *Therapheet*, a rehabilitation device, in order to optimize the equipment in terms of mechanical design and automation, meeting the necessary specifications and requirements.

This device should allow the execution of movements with a range of motion similar to the biological movement allowed by the joint, therefore permitting the execution of plantar dorsiflexion and flexion, inversion and eversion exercises, as well as abduction and adduction, in order to deliver full rehabilitation. The device should allow health professionals to control the movements to be performed, by adjusting parameters such as amplitude, torque and speed, adjusting it to the different stages of rehabilitation, promoting an effective rehabilitation without putting the patient at risk.

KEYWORDS

Rehabilitation; Tibiotarsal Joint; Automation; Rehabilitation Device; *Therapheet*

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS.....	vi
Resumo.....	viii
Abstract	ix
Índice de Figuras.....	xiii
Índice de Tabelas.....	xv
Lista de Abreviaturas, Siglas e Acrónimos.....	xvi
1. Introdução.....	17
1.1 Introdução	18
1.2 Objetivos traçados.....	19
1.3 Estrutura da dissertação	20
2. Conceitos Anatômicos, Patologias, Biomecânica E Reabilitação Da Articulação Tibiotársica	22
2.1 Anatomia da articulação tibiotársica	23
2.1.1 Sistema esquelético	23
2.1.2 Sistema articular.....	24
2.1.3 Sistema muscular	26
2.2 Patologias da articulação tibiotársica	29
2.2.1 Entorse	29
2.2.2 Fratura.....	32
2.3 Biomecânica da articulação tibiotársica	33
2.3.1 Movimentos do pé e tornozelo.....	33
2.3.2 Cinemática do tornozelo	37
2.3.3 Forças na articulação do tornozelo	38
2.4 Reabilitação da articulação tibiotársica	39
2.4.1 Reabilitação ativa/ passiva.....	40
2.4.2 Meios para a reabilitação da articulação tibiotársica	41
3. A Automação na Reabilitação da Articulação Tibiotársica	45
3.1 Dispositivos no mercado	47

3.2	Tecnologias de transmissão de energia	52
3.2.1	Pneumática.....	52
3.2.2	Hidráulica.....	53
3.2.3	Servomotores	53
4.	Therapheet.....	55
4.1	Constituição do dispositivo	56
4.1.1	Nível 1.....	57
4.1.2	Nível 2.....	58
4.1.3	Nível 3.....	60
4.2	Sistema pneumático e funcionamento do dispositivo.....	62
4.3	Funcionalidades do Therapheet.....	63
4.4	Testes preliminares	65
4.4.1	Teste de automação	65
4.4.2	Testes de análise cinemática.....	66
4.5	Análise e discussão de resultados	67
5.	Projeto Concetual. Determinação de Soluções	76
5.1	Levantamento de necessidades e Identificação do problema.....	78
5.2	Estabelecimento dos objetivos	79
5.3	Estabelecimento dos requisitos e especificações	83
5.4	Estabelecimento das funções e subfunções	85
5.5	Descrição de soluções alternativas	86
5.5.1	Solução 1	88
5.5.2	Solução 2	89
5.5.3	Solução 3	90
5.5.4	Solução 4	91
5.6	Seleção da melhor solução.....	92
5.7	Seleção de materiais	93
6.	Projeto Detalhado. Desenvolvimento de Uma Solução	97
6.1	Seleção e dimensionamento de componentes.....	98

6.1.1	Servomotor.....	98
6.1.2	Servo Atuadores Lineares.....	100
6.1.3	Rolamento	101
6.1.4	Engrenagens	102
6.1.5	União de veio.....	103
6.1.6	Junta Esférica.....	103
6.2	Constituição do dispositivo modificado	104
7.	Conclusões e Trabalhos Futuros	107
	Referências Bibliográficas	110
	Anexo I – Protocolo Análise Cinemática Therapheet.....	116
	Anexo II – IPAQ (Versão Curta)	119
	Anexo III – Questionário a Fisioterapeutas	122
	Anexo IV – Dimensionamento do servomotor.....	128
	Anexo V – Ficha Técnica dos Servo Atuadores.....	131
	Anexo VI – Dimensionamento do Rolamento.....	132
	Anexo VII – Análise de Forças em Engrenagens Cónicas	135
	Anexo VIII – União de Veios	137
	Anexo IX – Junta Esférica.....	140
	Anexo X – Desenhos Técnicos das Peças Modeladas	141

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 - Ossos que constituem o pé e a articulação do tornozelo (adaptado de (“Foot & Ankle Injuries”)).....	24
Figura 2.2 - Face anterior e posterior do tálus (adaptado de(Jones, 2019).....	25
Figura 2.3 - Complexo articular do tornozelo: articulação talocrural (a), articulação talocalcaneonavicular (b) e articulação subtalar (c) (adaptado de (Sendic & Salvador, 2019).	25
Figura 2.4 – Ligamentos que constituem a articulação tibiotársica (adaptado de (Rodrigues, 2011).....	26
Figura 2.5 - Músculos que permitem o movimento da articulação tibiotársica - Vista Anterior (adaptado de (Tate, 2012).....	27
Figura 2.6 - Músculos que permitem o movimento da articulação tibiotársica - Vista Lateral (adaptado de (Tate, 2012).....	28
Figura 2.7 - Músculos que permitem o movimento da articulação tibiotársica - Vista Posterior (adaptado de (Tate, 2012).....	29
Figura 2.8 - Tipos de entorse do tornozelo (adaptado de (“Ankle Sprains”)).....	30
Figura 2.9 - Graus de entorse (adaptado de (“Tear Sprains Contusions”)).	31
Figura 2.10 - Planos e eixos de movimento da articulação tibiotársica (adaptado de (Harrold & Abboud, 2018)).....	33
Figura 2.11 - Movimento de dorsiflexão do tornozelo (adaptado de (Harrold & Abboud, 2018)).	34
Figura 2.12 - Movimento de flexão plantar do tornozelo (adaptado de (Harrold & Abboud, 2018)).	35
Figura 2.13 - Movimento de inversão do tornozelo (adaptado de (Harrold & Abboud, 2018)).	35
Figura 2.14 - Movimento de eversão do tornozelo (adaptado de (Harrold & Abboud, 2018)).	36
Figura 2.15 - Movimentos de adução (A) e abdução (B) do tornozelo (adaptado de (Harrold & Abboud, 2018)).....	37
Figura 2.16 - Pronação (A) e Supinação (B) do tornozelo (Harrold & Abboud, 2018)).	37

Figura 2.17 - Eixos de rotação do complexo articular do tornozelo no plano sagital (a) e axial (b) (adaptado de (Brockett & Chapman, 2016)).	38
Figura 2.18 - Fisioterapia do tornozelo auxiliada pelo fisioterapeuta (Verissimo, 2019).	41
Figura 2.19 – Thera-Bands (“deporvillage”).	41
Figura 2.20 - Utilização da TheraBand na execução de exercícios de inversão e eversão para a reabilitação da articulação tibiotársica (adaptado de (Gaetano).	42
Figura 3.1 - Servomotor (adaptado de (Gastreich, 2018)).	54
Figura 4.1 - Therapheet.	56
Figura 4.2 - Nível 1 do Therapheet (medina, 2018).	58
Figura 4.3 - Nível 2 do Therapheet (Cunha, 2018).	59
Figura 4.4 - Nível 3 do Therapheet (Cunha, 2018).	61
Figura 4.5 - Sistema pneumático implementado no dispositivo.	63
Figura 4.6 - Equipamento Therapheet.	64
Figura 4.7 - Controlo de movimentos combinatórios e de movimentos individuais de cada posição da electroválvula, em HMI (adaptado de (Cruz, 2018)).	66
Figura 4.8 - Exemplo de exclusão de outliers para um ensaio de adução/ abdução de um voluntário.	70
Figura 4.9 - Aceleração máxima da articulação de cada voluntário.	71
Figura 4.10 - Amplitudes e velocidades para os pares de movimento adução/abdução (a), dorsiflexão/flexão plantar (b) e inversão/eversão (c).	73
Figura 5.1 – Processo de desenvolvimento do projeto.	77
Figura 5.2 - Respostas do questionário a fisioterapeutas.	79
Figura 5.3 - Árvore de objetivos do projeto.	82
Figura 5.4 – Diagrama estrutura de funções (a) e subfunções (b) do projeto.	86
Figura 5.5 - Esboço da solução 1.	89
Figura 5.6 - Esboço da solução 2.	90
Figura 5.7 - Esboço da solução 4.	91
Figura 5.8 - Diagrama de Ashby.	94
Figura 6.1 - Modelação 3D do modelo final.	98
Figura 6.2 – Servomotor EC-i 52 da Maxon.	99
Figura 6.3 – Caixa redutora Planetary Gearhead GP 52 C da Maxon.	100
Figura 6.4 – Atuador Linear LEY16AB-200B da SMC.	100

Figura 6.5 – Desenho técnico do rolamento axial de esferas, escora simples 51101 da SKF.	102
Figura 6.6 - Rolamento axial de esferas, escora simples 51101 da SKF.	102
Figura 6.7 - Junta esférica da Myostat.	104
Figura 6.8 - Nível 1 do novo dispositivo.	105
Figura 6.9 - Caixa e plataforma inferior.	105
Figura 6.10 - Componentes mecânicos que constituem o nível 2.	106
Figura 6.11 - Sistema de movimento da plataforma do nível 2.	106

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1 - Mecanismos de lesão e sintomas de acordo com a entorse (Lee & Seidenberg, 2017; Lynch, 2002).	30
Tabela 2.2 - Valores da resistência das TheraBands em Kg em função do alongamento percentual (Resistance Band & Tubing Instruction Manual, 2012).	42
Tabela 3.1 - Dispositivos para a reabilitação da articulação tibiotársica.	47
Tabela 4.1 - Descrição dos níveis do Therapeet (adaptado de (Cunha, 2018)).	65
Tabela 4.2 - Valores obtidos para os movimentos de adução (AD) e abdução (ABD).	74
Tabela 4.3 - Valores obtidos para os movimentos de dorsiflexão (D) e flexão plantar (FP)...	75
Tabela 4.4 - Valores obtidos para os movimentos de inversão (I) e eversão (E).	75
Tabela 5.1 - Especificações do projeto.	84
Tabela 5.2 - Mapa morfológico do projeto.	87
Tabela 5.3 - Tabela de valor para comparação das soluções alternativas e o dispositivo original.	92
Tabela 6.1 – Características do servomotor selecionado para o nível 2.	99
Tabela 6.2 - Características do servo atuador.	101

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÓNIMOS

AaEE – Actuator above the End Effector (Atuador acima do efetor final)

AbEE – Actuator below the End Effector (Atuador abaixo do efetor final)

ADM – Amplitude de Movimento

CLD – Complexo do Ligamento Deltóide

DC – Direct Current (Corrente Contínua)

GDL – Grau de Liberdade

ICT – Instabilidade Crónica do Tornozelo

LCF – Ligamento Calcaneofibular

LTFA – Ligamento Talofibular Anterior

LTFP – Ligamento Talofibular Posterior

MP – Mecanismo Paralelo

RICE – Rest, Ice, Compression, Elevation (Descansar, Gelo, Compressão, Elevação)

1. INTRODUÇÃO

Neste capítulo é feita a introdução ao tema e descrição dos objetivos e estrutura da presente dissertação.

1.1 Introdução

A articulação tibiotársica é essencial para a marcha e influencia a movimentação dos membros inferiores, pelo que se considera uma das articulações fundamentais.

As lesões agudas do tornozelo estão entre as lesões mais comuns do sistema músculo-esquelético, sendo as entorses e as fraturas as que mais frequentemente afetam a articulação tibiotársica. Estima-se que nos países ocidentais, uma a cada 10 000 pessoas por dia sofre de entorse do tornozelo. A incidência ainda maior na prática de desporto, correspondendo a 16-21% das lesões (Anaforoglu Kulunkoglu & Celik, 2019; Polzer et al., 2011)

Além disso, as sequelas das entorses do tornozelo frequentemente progridem, tornando-se em problemas a longo prazo, tais como sintomas residuais, osteoartrite pós-traumática precoce do tornozelo e outras anomalias. Esses efeitos residuais geralmente levam à diminuição da atividade física, com o resultante aumento dos custos de saúde afetando negativamente a qualidade de vida. Uma das consequências mais comuns a longo prazo da entorse é a instabilidade crônica do tornozelo (ICT), que afeta 30% a 70% das pessoas que sofrem uma entorse na articulação pela primeira vez. Embora, muitas vezes, vistas como lesões leves, estas representam um importante problema de Saúde Pública (Medina McKeon & Hoch, 2019).

A compreensão da anatomia funcional da articulação tibiotársica e da sua biomecânica, assim como o conhecimento e discriminação das patologias associadas é essencial para um diagnóstico e tratamento adequado. Para uma reabilitação eficiente desta articulação, existem fatores essenciais a controlar, tais como a graduação da amplitude do movimento e a monitorização da resistência a aplicar em cada exercício de flexão plantar, dorsiflexão, inversão, eversão, adução e abdução, que mimetizam os movimentos naturais da articulação (Brockett & Chapman, 2016).

Apesar da existência de diversos métodos, técnicas e dispositivos para o tratamento da articulação tibiotársica, a reabilitação perfeita ainda se encontra além do esperado.

A natureza repetitiva e entediante dos exercícios de reabilitação torna os dispositivos robóticos uma alternativa atraente à manipulação manual. Contudo, a grande variabilidade observada entre diferentes pacientes devido tanto ao seu nível de lesão quanto à anatomia da articulação, exige a que qualquer dispositivo robótico empregue nessa área seja adaptável para permitir que ele atenda às necessidades de pacientes específicos (Tsoi, 2011). Desta

forma, o uso de dispositivos médicos deve possibilitar ao profissional de saúde controlar o movimento a ser realizado, em termos de direção, amplitude e força muscular, permitindo que cada parâmetro seja ajustado aos diferentes estádios da reabilitação, sempre com rigor e eficiência sem submeter o paciente a qualquer risco durante os exercícios (Chang & Zhang, 2019).

Surge assim o propósito de melhorar um dispositivo mecatrónico já existente, o *Therapheet*, para que este satisfaça o máximo de requisitos e especificações inerentes ao funcionamento esperado, tendo em vista também auxiliar os profissionais de saúde libertando-os de tarefas repetitivas.

Pretende-se, portanto, estudar e avaliar o dispositivo mencionado, com o objetivo de solucionar algumas das suas desvantagens e inconvenientes, desenvolvendo-se um novo protótipo que apresente um desempenho aperfeiçoado.

1.2 Objetivos traçados

O projeto em que o tema desta dissertação está inserido teve início em 2014, (Ribeiro, 2014), com continuação em 2018, (Cruz, 2018), tendo resultado até à data num dispositivo para a reabilitação da articulação tibiotársica, *Therapheet*, o qual permite realizar seis exercícios de reabilitação em reabilitação passiva.

O objetivo desta dissertação é promover o desenvolvimento de um novo projeto mecânico do *Therapheet*. Com recurso à metodologia de projeto pretende-se otimizar o dispositivo de modo a que este auxilie na reabilitação da articulação tibiotársica, o qual deve cumprir requisitos de modo a que este seja funcional e operacional, conseguindo ainda diferenciar-se dos restantes existentes do mercado. Para tal, será feita a familiarização e análise crítica do dispositivo já existente.

O projeto do novo equipamento passa pela discriminação dos diferentes componentes que o constituem, assim como as tecnologias e os mecanismos inerentes ao seu funcionamento.

O *Therapheet* será testado de modo a poder ser feito um levantamento dos problemas existentes e introduzir o modo de funcionamento para mobilização ativa. As vantagens e desvantagens do dispositivo atual serão avaliadas tendo em conta as funções, requisitos e especificações relacionadas com a execução eficaz e controlo da amplitude aplicada aos

movimentos de flexão plantar, dorsiflexão, inversão, eversão, adução e abdução, assim como as contrações musculares, dependendo sempre do estágio da reabilitação.

Posto isto, será feita a modelação 3D do equipamento e a simulação de esforços e movimentos do mesmo, de modo a validar teoricamente o dispositivo.

1.3 Estrutura da dissertação

Esta dissertação apresenta-se dividida em 7 capítulos. De seguida é apresentada a sua estrutura descrevendo sucintamente o conteúdo abordado em cada capítulo.

- Capítulo 1 – Introdução: É feito um enquadramento ao tema do trabalho, assim como os objetivos esperados e a estrutura da dissertação.
- Capítulo 2 – Conceitos Anatómicos, Patologias, Biomecânica e Reabilitação da Articulação Tibiotársica: Realiza-se uma contextualização abordando conceitos anatómicos e biomecânica da articulação, e são discriminadas as principais patologias que afetam a articulação. São descritos os protocolos de reabilitação e abordados os métodos de reabilitação mais comuns.
- Capítulo 3 – Automação na Reabilitação da Articulação Tibiotársica: Neste capítulo é abordada a importância da robótica na reabilitação, com foco na reabilitação da articulação tibiotársica, descrevendo os principais tipos de dispositivo para o efeito. É ainda realizado um estudo de dispositivos existentes no mercado.
- Capítulo 4 – Therapheet: Neste capítulo é descrito detalhadamente o dispositivo em estudo. É mencionada a sua constituição, modo de funcionamento e funcionalidades. É feita uma análise e teste ao equipamento, e posterior discussão de resultados.
- Capítulo 5 – Projeto Conceptual. Determinação de soluções: São estabelecidos os objetivos, requisitos e especificações, funções e subfunções do projeto. De seguida, são estudadas soluções alternativas e é feita uma comparação entre elas de modo a selecionar a melhor.

- Capítulo 6 – Projeto Detalhado. Desenvolvimento da solução: É feita a seleção e o dimensionamento dos componentes necessários, nomeadamente elementos eletrónicos e elementos estruturais. É demonstrada a modelação tridimensional do dispositivo mecatrónico.
- Capítulo 7 – Conclusões e Trabalhos Futuros: Descrevem-se as conclusões sobre o trabalho realizado e apresentam-se propostas para trabalho futuro.

2. CONCEITOS ANATÓMICOS, PATOLOGIAS, BIOMECÂNICA E REABILITAÇÃO DA ARTICULAÇÃO TIBIOTÁRSICA

Neste capítulo é realizada uma contextualização anatômica, descrevem-se as patologias mais frequentes associadas à articulação tibiotalar. É apresentada a biomecânica da articulação e é feita uma abordagem relativamente à reabilitação, apresentando as diferentes fases da terapia.

2.1 Anatomia da articulação tibiotársica

A articulação do tornozelo e o pé são responsáveis por garantir estabilidade e mobilidade. O tornozelo proporciona uma base de suporte para o corpo de forma a não exigir atividade muscular e gasto energético desnecessários e, simultaneamente, funciona como uma alavanca fixa, de modo a propulsionar eficazmente o corpo durante a marcha. A segmentação do pé torna-o flexível, possibilitando a fácil adaptação a terrenos irregulares. (Marieb & Hoehn, 2019; Teixeira & Olney, 1997).

2.1.1 Sistema esquelético

O esqueleto do pé divide-se em três grupos, tarso, metatarso e falanges.

O tarso é constituído por sete ossos que formam a metade posterior do pé: o tálus, o calcâneo, o cubóide, o navicular e os cuneiformes medial, intermédio e lateral. O metatarso é constituído por cinco ossos metatársicos numerados de I a V a partir do lado medial. Por último, cada dedo apresenta três falanges com a exceção do hallux, que apenas possui duas falanges, proximal e distal (figura 2.1) (Marieb & Hoehn, 2019).

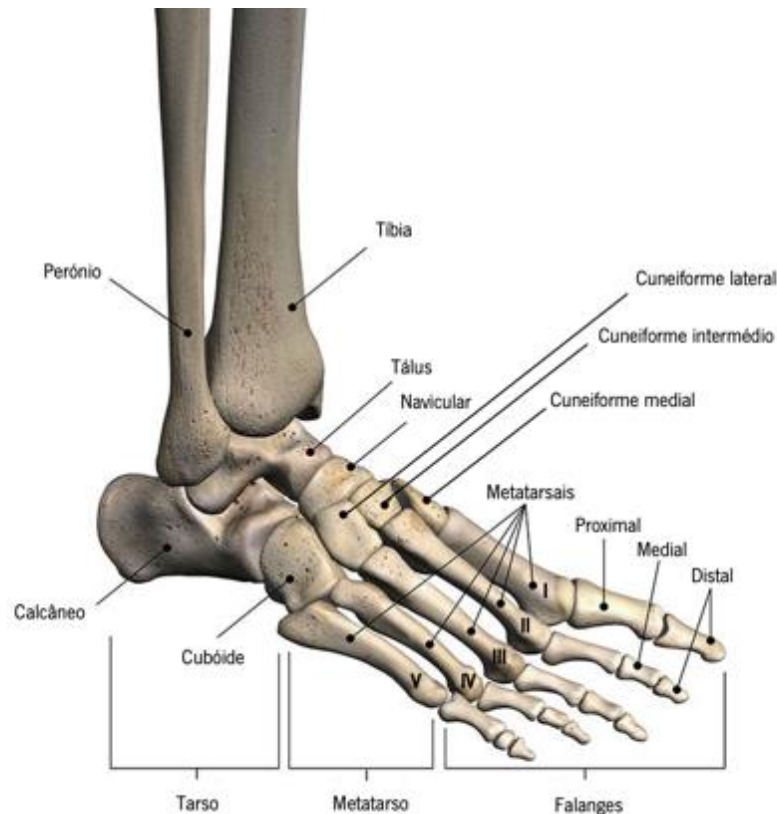


Figura 2.1 - Ossos que constituem o pé e a articulação do tornozelo (adaptado de ("Foot & Ankle Injuries")).

O tálus articula-se com a tíbia e o perónio (fíbula) para formar a articulação do tornozelo. A tíbia e o perónio são os ossos que constituem a perna. Sendo a tíbia o osso mais longo, superiormente articula-se com o fémur e por sua vez, a sua extremidade inferior, o maléolo medial, conecta-se ao tálus. O perónio apresenta uma cabeça proximal onde se articula com a tíbia e une-se ao tálus pela sua extremidade inferior, o maléolo lateral (Tate, 2012).

2.1.2 Sistema articular

Os maléolos medial e lateral da tíbia e perónio, que formam as margens medial e lateral do tornozelo, são bastante extensos, enquanto as margens anterior e posterior são quase inexistentes, resultando numa articulação sinovial do tipo dobradiça altamente modificada (figura 2.2) (Tate, 2012).

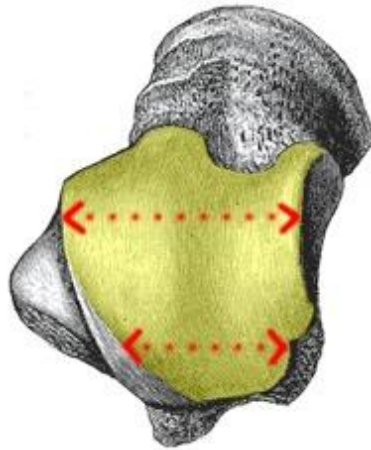


Figura 2.2 - Face anterior e posterior do tálus (adaptado de Jones, 2019).

Embora frequentemente referido como a "articulação do tornozelo", o complexo articular do tornozelo é formado por 3 articulações, figura 2.2. A articulação superior do tornozelo, articulação talocrural (figura 2.3a), é formada pelas superfícies inferiores da tíbia e da fíbula e pela superfície superior do tálus. As articulações talocalcaneonavicular (figura 2.3b) e subtalar (figura 2.3c) constituem a articulação inferior do tornozelo que é formada pelo tálus, calcâneo e osso navicular (Brockett & Chapman, 2016; Sendic & Salvador, 2019).

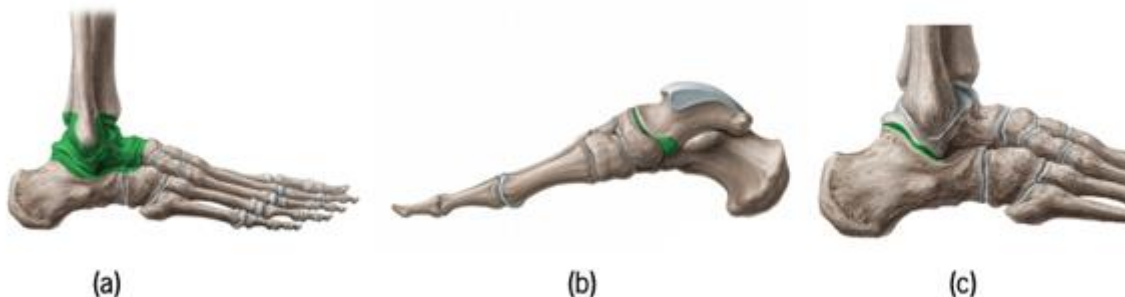


Figura 2.3 - Complexo articular do tornozelo: articulação talocrural (a), articulação talocalcaneonavicular (b) e articulação subtalar (c) (adaptado de Sendic & Salvador, 2019).

Durante o movimento, o ligamento talofibular anterior (LTFA), ligamento calcaneofibular (LCF) e ligamento talofibular posterior (LTFP) fornecem suporte à articulação lateralmente, enquanto o complexo do ligamento deltóide (CLD) (figura 2.4b), composto pelos ligamentos tibiotalar anterior e posterior, ligamento tibio calcaneano e ligamento tibionavicular, fornecem suporte medial. Os ligamentos tibiofibulares anteriores e posteriores

e o ligamento interósseo, coletivamente conhecidos como complexo sindesmótico, fornecem estabilidade à articulação tibiofibular e, portanto, suportam também a articulação do tornozelo (Farr et al., 2010). Os ligamentos referidos podem ser observados na figura 2.4.

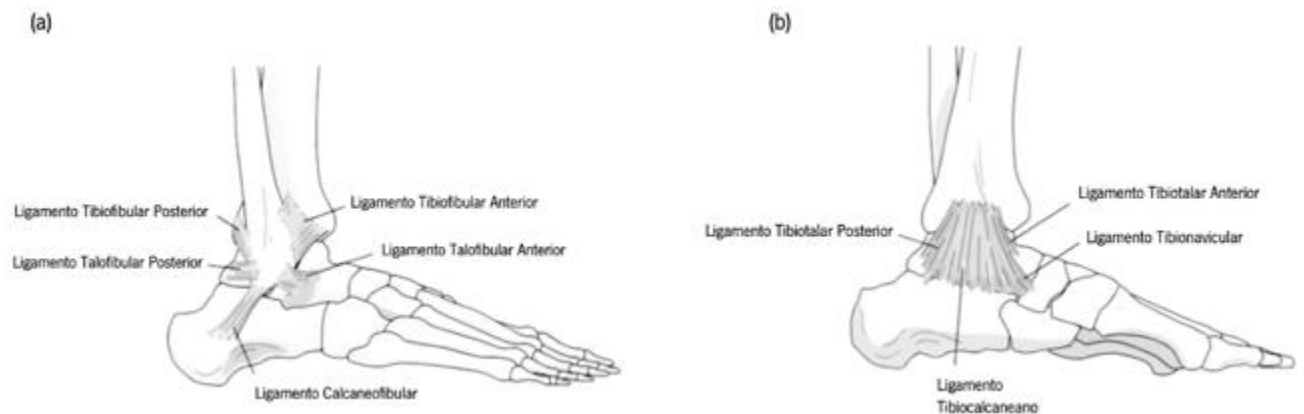


Figura 2.4 – Ligamentos que constituem a articulação tibiotársica (adaptado de (Rodrigues, 2011)).

2.1.3 Sistema muscular

O movimento do pé e tornozelo é, em grande parte, produzido pelos doze músculos extrínsecos situados na perna e que se prolongam até ao pé (Brockett & Chapman, 2016). Estes são divididos em três compartimentos: anterior, posterior e lateral (Tate, 2012).

Os músculos anteriores da perna são músculos extensores envolvidos na dorsiflexão e eversão/ inversão do pé e extensão dos dedos (Tate, 2012). O compartimento anterior consiste em quatro músculos: o tibial anterior, o extensor longo dos dedos do pé, o extensor longo do hallux e o fibular terceiro (figura 2.5) (Brockett & Chapman, 2016).

O extensor longo dos dedos do pé tem origem nos côndilos laterais da tíbia e perónio e insere-se nos quatro tendões dos 4 dedos laterais do pé, produzindo apenas a dorsiflexão do pé (Brockett & Chapman, 2016; Tate, 2012). O extensor longo do hallux tem origem a meio do perónio e na membrana interóssea, com inserção na falange distal do dedo grande do pé. O tibial anterior surge na tíbia proximal e lateral, assim como na membrana interóssea e termina no cuneiforme medial e primeiro osso do metatarso (Tate, 2012). O tibial anterior e o extensor longo do hallux produzem dorsiflexão e inversão do pé (Brockett & Chapman, 2016). O músculo fibular tercio localiza-se ente a membrana interóssea no perónio, e o primeiro osso

metatarso, sendo responsável pela dorsiflexão e eversão do pé (Brockett & Chapman, 2016; Tate, 2012).



Figura 2.5 - Músculos que permitem o movimento da articulação tibiotársica - Vista Anterior (adaptado de (Tate, 2012).

O compartimento lateral é composto por dois músculos: o fibular longo e o fibular curto (figura 2.6), que são principalmente eversores do pé, mas também auxiliam na flexão plantar (Brockett & Chapman, 2016; Tate, 2012). O fibular curto tem origem nos dois terços inferiores da parte lateral do perônio e está inserido no quinto osso metatarso. Por sua vez, o fibular longo encontra-se nos dois terços superiores da parte lateral do perônio com terminação nos ossos cuneiforme medial e primeiro osso do metatarso (Tate, 2012).



Figura 2.6 - Músculos que permitem o movimento da articulação tibiotársica - Vista Lateral (adaptado de (Tate, 2012).

O compartimento posterior é dividido em grupos superficiais e profundos.

O compartimento posterior superficial consiste em três músculos: o gastrocnêmio e o sóleo, que formam a saliência da pantorrilha da perna, e o plantar, ilustrados na figura 2.7. Estes são os principais flexores plantares do pé (Brockett & Chapman, 2016; Tate, 2012). Todos os músculos que compõem o compartimento posterior superficial encontram-se inseridos no calcâneo, através do tendão de Aquiles. No entanto, o gastrocnêmio tem origem nos côndilos lateral e medial do fêmur, o músculo tem origem na tíbia e perônio e o plantar tem origem no fêmur (Tate, 2012).

O compartimento posterior profundo é composto por três músculos: o tibial posterior, o flexor longo dos dedos e o flexor longo do hallux, que produzem a flexão plantar e a inversão do pé (Brockett & Chapman, 2016). O flexor longo dos dedos situa-se na tíbia e está inserido a quatro tendões distais das falanges, das quatro falanges laterais. O flexor longo do hallux tem origem no perônio e insere-se na falange distal do dedo grande do pé. O tibial posterior

encontra-se na tíbia, membrana interóssea e perónio e vai ligar-se aos ossos navicular, cuneiformes, cuboide e do segundo ao quarto osso do metatarso (Tate, 2012).

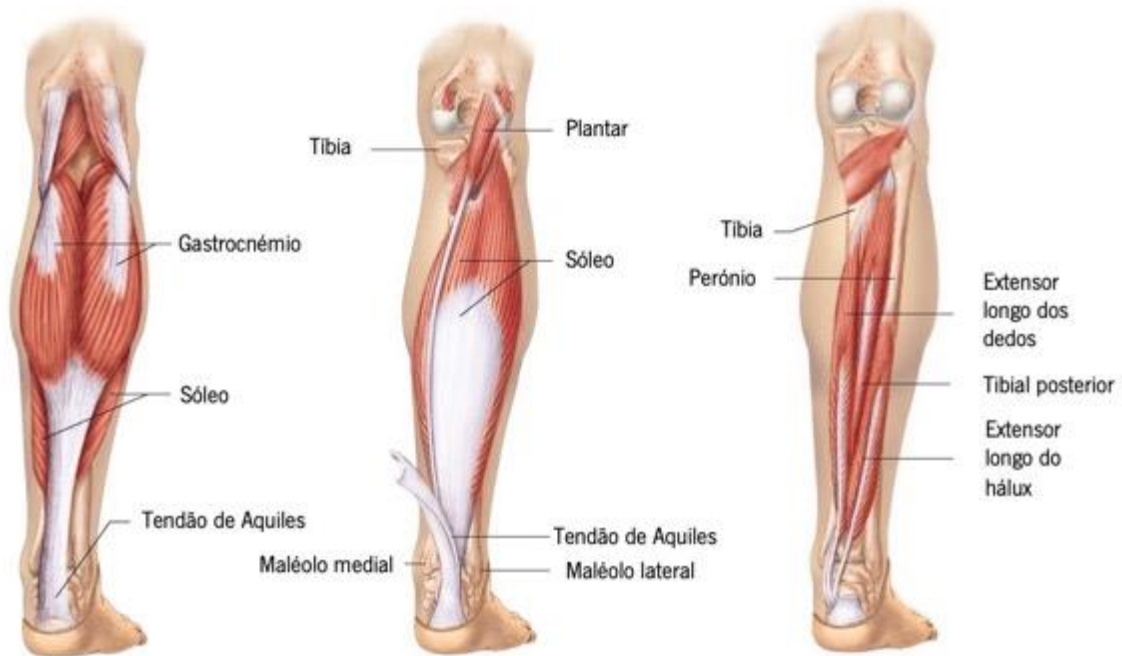


Figura 2.7 - Músculos que permitem o movimento da articulação tibiotársica - Vista Posterior (adaptado de (Tate, 2012).

Os músculos localizados dentro do pé, intrínsecos do pé, são responsáveis pela flexão, extensão, abdução e adução dos dedos (Tate, 2012).

2.2 Patologias da articulação tibiotársica

As lesões do tornozelo estão entre as mais comuns do sistema músculo-esquelético, sendo as entorses e as fraturas as que mais frequentemente afetam a articulação tibiotársica (Anaforglu Kulunkoglu & Celik, 2019).

2.2.1 Entorse

A entorse do tornozelo é considerada a lesão musculoesquelética mais comum e frequente que afeta a articulação tibiotársica, o que a torna a patologia mais recorrente de entre as várias patologias do tornozelo existentes, correspondendo a 77% das lesões da

articulação do tornozelo (Anaforoglu Kulunkoglu & Celik, 2019; Donovan, Hetzel, Laufenberg, & McGuine, 2020).

Uma entorse de tornozelo ocorre quando o pé torce ou vira para além dos movimentos normais e um ou mais ligamentos se estende além do seu limite, sendo que pode variar de leve a grave, dependendo dos danos nos ligamentos. Existem três classificações principais de lesões ligamentares no tornozelo: entorse lateral, medial (deltoide) e sindesmótica (alta) (figura 2.8).



Figura 2.8 - Tipos de entorse do tornozelo (adaptado de (“Ankle Sprains”)).

O mecanismo de lesão e sintomas podem variar de acordo com o local da entorse, Tabela 2.1.

Tabela 2.1 - Mecanismos de lesão e sintomas de acordo com a entorse (Lee & Seidenberg, 2017; Lynch, 2002).

Entorse	Mecanismo de lesão	Sintomas
Entorse lateral	Inversão com flexão plantar, causando lesão dos ligamentos na parte externa do tornozelo.	Dorido ao toque sobre o ligamento interno do tornozelo. Hematomas e edema ao longo do lado medial do tornozelo.
Entorse medial	Eversão com dorsiflexão, causando lesão dos ligamentos no lado medial do tornozelo.	Potencial edema significativo dentro de 2 horas devido ao suprimento de sangue. Dorido ao toque sobre os ligamentos externos do tornozelo. Diferentes níveis de

Entorse	Mecanismo de lesão	Sintomas
		instabilidade (dependendo do grau da entorse).
Entorse sindesmótica	Hiper-dorsiflexão e rotação externa do pé em relação à tibia.	Dor e edema nos ligamentos de anteriores e posteriores da parte inferior da perna.

As entorses podem variar de ligeira a grave (grau I a III) e estas são classificadas em três "classes", com base na quantidade de danos (figura 2.9):

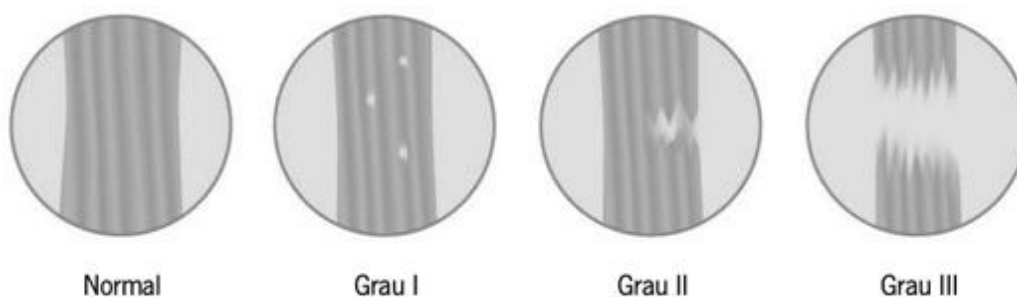


Figura 2.9 - Graus de entorse (adaptado de ("Tear Sprains Contusions").

Grau I: entorse ligamentar resultante de estiramento dos ligamentos sem rotura macroscópica. É caracterizado por edema e desconforto ao toque, sem instabilidade mecânica ou perda de função ou movimento (Lee & Seidenberg, 2017).

Grau II: entorse moderada resultante da rotura macroscópica parcial dos ligamentos. É caracterizado por edema moderado, equimose, sensibilidade, instabilidade leve a moderada, ligeira perda de movimento e dores moderadas ao suportar peso e na deambulação (Lee & Seidenberg, 2017).

Grau III: entorse severa resultante de rotura ligamentar completa. É caracterizado por um edema grave, equimose, sensibilidade, dor, instabilidade mecânica significativa, perda da função e do movimento e incapacidade de suportar peso (Lee & Seidenberg, 2017).

Estudos referem que as mulheres têm maior risco de pequenas entorses do que os homens (Lynch, 2002). Os indivíduos do género feminino, mais novos e atletas que praticam

desportos interiores ou em *court* possuem maior risco de entorse de tornozelo (Doherty et al., 2014).

O maior fator de risco para a entorse de tornozelo é uma entorse de tornozelo prévia que não tenha sido adequadamente reabilitada (Lee & Seidenberg, 2017). As entorses agudas de baixo grau (grau I ou II) resultam num risco maior de reincidência do que entorses de alto grau (grau III) (Medina McKeon & Hoch, 2019). As lesões ligamentares repetidas podem influenciar negativamente a saúde e bem-estar a longo prazo dos pacientes através do desenvolvimento de instabilidade crónica do tornozelo, alterações ósseas degenerativas e dor crónica. A prevalência e o impacto da ICT em atletas adolescentes é ainda desconhecida (Donovan et al., 2020; Lee & Seidenberg, 2017).

2.2.2 Fratura

Um tornozelo diz-se partido ou fraturado quando um ou mais ossos que constituem a articulação quebram. A fratura é classificada de acordo com a área onde o osso quebra e ainda à medida que o número de linhas de fratura aumenta, aumenta também o risco de danos nas articulações a longo prazo (Crist, 2013; “Hospital for Special Surgery”).

Normalmente ocorre fratura por uma lesão rotacional, na qual o tornozelo fica torcido ao caminhar ou a correr. No entanto também pode ser causado por um impacto de alta força, como a queda ou a colisão de automóveis (“Hospital for Special Surgery”).

As fraturas que ocorrem repentinamente, durante um incidente ou lesão específica, são conhecidas como fraturas traumáticas do tornozelo. O osso também pode fraturar devido a stress repetitivo ou impacto ao longo do tempo e são denominadas fraturas por stress, que podem ocorrer em qualquer um dos três ossos do tornozelo, especialmente na tibia ou na fíbula, sendo também comuns no osso navicular, que é separado do tornozelo, mas fica diretamente abaixo do tálus (“Hospital for Special Surgery”).

O nível de fratura pode direcionar o tratamento. No entanto, independentemente de como uma fratura do tornozelo é tratada a reabilitação é crucial (Crist, 2013).

2.3 Biomecânica da articulação tibiotársica

O estudo dos movimentos humanos tem um papel importante na concepção de sistemas inovadores capazes de satisfazer as necessidades dos pacientes, integrando conceitos de mecânica aplicada na reabilitação, com vista a melhorar a eficácia da fisioterapia e reduzir os custos dos cuidados de saúde (Aggogeri, Pellegrini, & Adamini, 2016).

A articulação do tornozelo é uma articulação do tipo dobradiça com movimentos permitidos à volta de um eixo, num plano de movimento (figura 2.10). O movimento sobre esses eixos não pode ocorrer simultaneamente, tal que a transição entre os eixos durante o movimento ocorre próximo à posição neutra da articulação, que equivale a quando o pé se encontra perpendicular ao eixo da perna (Brockett & Chapman, 2016; Kakkar & Siddique, 2011).

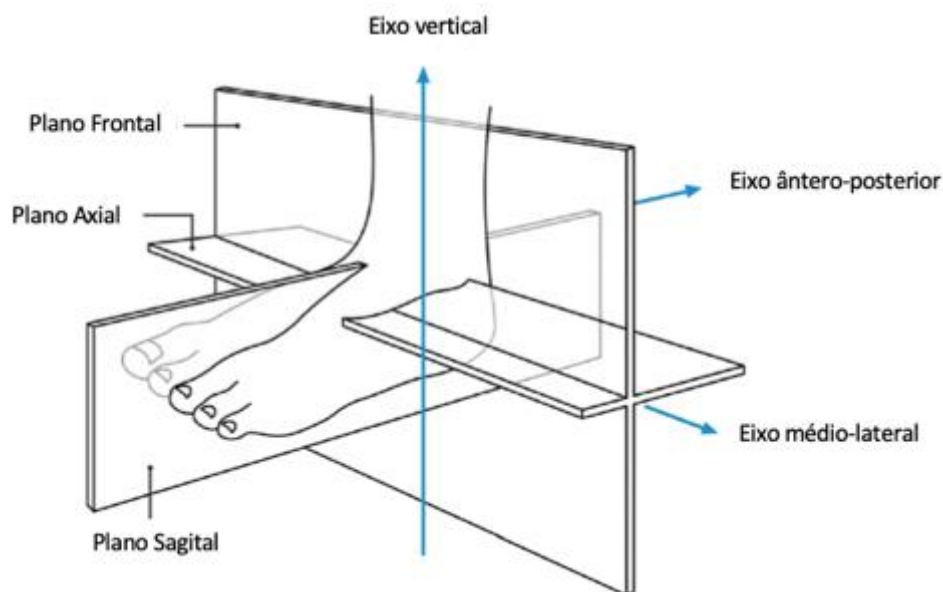


Figura 2.10 - Planos e eixos de movimento da articulação tibiotársica (adaptado de (Harrold & Abboud, 2018)).

2.3.1 Movimentos do pé e tornozelo

O movimento da articulação do tornozelo ocorre principalmente em torno do eixo médio-lateral no plano sagital, com a flexão plantar e dorsiflexão. A inversão e eversão ocorrem em torno do eixo ântero-posterior no plano frontal (ou coronal) e a abdução e adução ocorrem em torno do eixo vertical no plano axial (ou transversal). As combinações

desses movimentos nas articulações subtalar e tibiotalar criam movimentos tridimensionais designados por supinação e pronação. Existe um grau acentuado de variabilidade na amplitude de movimento (ADM) de cada articulação que poderá estar relacionada com as atividades quotidianas e desportivas, diferenças culturais e género (Brockett & Chapman, 2016; Harrold & Abboud, 2018).

i. Dorsiflexão e Flexão Plantar

Os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar ocorrem predominantemente na articulação tibiotalar, com alguns graus de movimento na articulação subtalar (Brockett & Chapman, 2016).

A dorsiflexão (figura 2.11) corresponde a quando o pé se movimenta elevando a porção distal, aproximando-se da canela e a face anterior da tibia é mais estável (Chan & Rudins, 1994; Martini, Timmons, & Tallitsch, 2012). Este movimento tem uma amplitude que varia entre 20,3º e 29,9º (Tsoi, 2011) e é produzido principalmente pelo músculo tibial anterior e auxiliado pelo extensor longo do hallux, extensor longo dos dedos e tibial anterior (Martini et al., 2012).

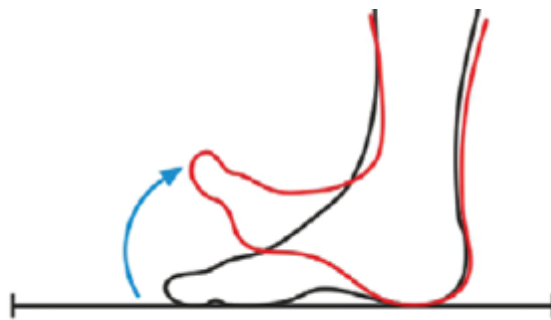


Figura 2.11 - Movimento de dorsiflexão do tornozelo (adaptado de (Harrold & Abboud, 2018)).

A flexão plantar (figura 2.12) corresponde à elevação do calcanhar e da porção proximal do pé, sendo que o pé aponta inferiormente, afastando-se da canela, e a face anterior da tibia é menos estável (Chan & Rudins, 1994; Martini et al., 2012). Este movimento tem uma amplitude que varia entre 37,6º e 45,7º (Tsoi, 2011) e é produzido principalmente pelos músculos gastrocnémio, sóleo, plantar e auxiliado pelo fibular longo, fibular curto, tibial posterior, flexor longo do hallux e flexor longo dos dedos (Martini et al., 2012).

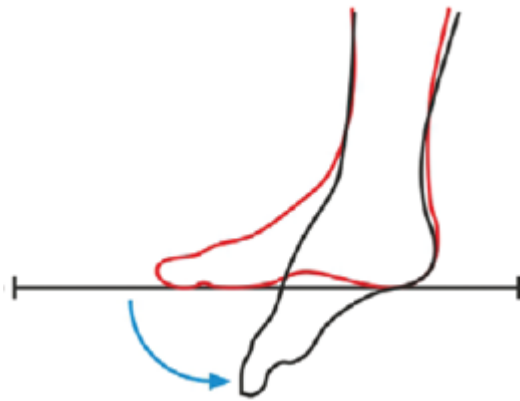


Figura 2.12 - Movimento de flexão plantar do tornozelo (adaptado de (Harrold & Abboud, 2018)).

ii. Inversão e Eversão

Uma vez que a articulação subtalar é formada num eixo oblíquo é o local principal para gerar movimentos de eversão e inversão, que correspondem à rotação do pé em torno do seu eixo (Brockett & Chapman, 2016; Leardini, Stagni, & O'Connor, 2001)

A inversão (figura 2.13) envolve o movimento da planta do pé em direção ao plano mediano, de modo que esta fique voltada para uma direção medial (Chan & Rudins, 1994). A amplitude do movimento de inversão é aproximadamente entre 14,5° e 22,0° (Tsoi, 2011). Os músculos tibial anterior e posterior, extensor longo do hallux e os flexores longo do hallux e longo dos dedos são os responsáveis por este movimento (Martini et al., 2012).

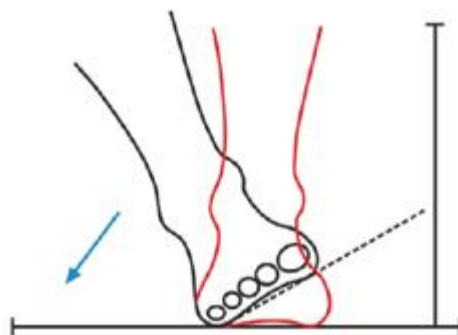


Figura 2.13 - Movimento de inversão do tornozelo (adaptado de (Harrold & Abboud, 2018)).

A eversão (figura 2.14) envolve o afastamento da planta do pé em relação ao plano mediano, de modo que esta fique voltada na direção lateral (Chan & Rudins, 1994). A amplitude do movimento de eversão é aproximadamente entre 10,0° e 17,0° (Tsoi, 2011). Os músculos fibular longo e curto, fibular anterior e extensor longo dos dedos são os responsáveis pelo movimento de eversão do pé (Martini et al., 2012).

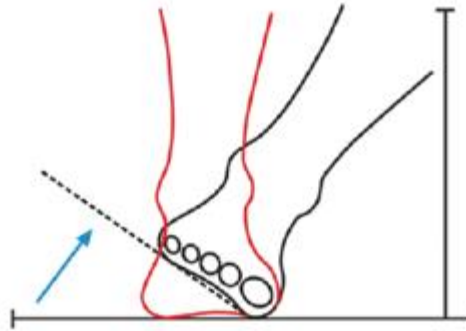


Figura 2.14 - Movimento de eversão do tornozelo (adaptado de (Harrold & Abboud, 2018)).

iii. Adução e Abdução

A abdução e adução correspondem à rotação do tornozelo lateralmente ou medialmente que é realizada principalmente pela articulação subtalar (Brockett & Chapman, 2016).

A adução ou rotação interna (figura 2.15A) corresponde à aproximação do pé da linha mediana, sendo que este se move medialmente cerca de 22° a 36° (Chan & Rudins, 1994; Tsoi, 2011). A abdução ou rotação externa (figura 2.15B) corresponde ao afastamento do pé da linha mediana, ou seja, este move-se lateralmente cerca de 15,4° a 25,9° (Chan & Rudins, 1994; Tsoi, 2011). A adução pelos músculos adutor do hallux e pelos interósseos plantares e a abdução é realizada pelos músculos abductor do hallux, abductor do mínimo do pé e pelos músculos interósseos dorsais (Martini et al., 2012).

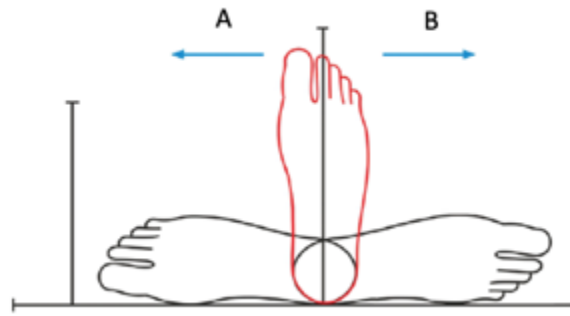


Figura 2.15 - Movimentos de adução (A) e abdução (B) do tornozelo (adaptado de (Harrold & Abboud, 2018)).

iv. Pronação e Supinação

A pronação corresponde à combinação da dorsiflexão, eversão e abdução, que atuam para posicionar a planta do pé de frente para o lado, como exemplificado na figura 2.16A. Já a supinação corresponde à combinação dos movimentos de flexão plantar, inversão e adução, sendo que a planta do pé fica voltada medialmente, como ilustrado na figura 2.16B (Brockett & Chapman, 2016).

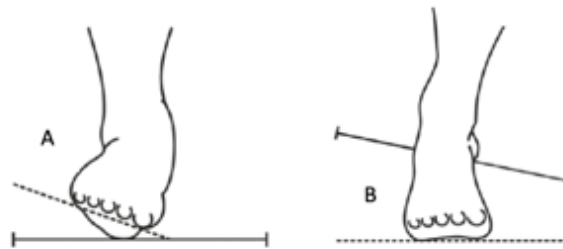


Figura 2.16 - Pronação (A) e Supinação (B) do tornozelo (Harrold & Abboud, 2018)).

2.3.2 Cinemática do tornozelo

A articulação do tornozelo é do tipo dobradiça e é descrita como uniaxial, sendo que o movimento simultâneo observado ocorre como consequência do seu eixo oblíquo. O eixo da articulação está localizado a alguns milímetros distais das pontas dos maléolos e alguns milímetros anteriores ao maléolo lateral (Brockett & Chapman, 2016; Harrold & Abboud, 2018).

O eixo de rotação do complexo articular do tornozelo no plano sagital ocorre ao redor da linha que passa através dos maléolos medial e lateral (tracejado, figura 2.17a). O eixo de rotação do plano coronal ocorre em torno do ponto de interseção entre os maléolos e o eixo

longo da tíbia no plano frontal. O eixo de rotação do plano axial ocorre em torno do eixo longo da tíbia, cruzando a linha média do pé (figura 2.17b) (Brockett & Chapman, 2016).

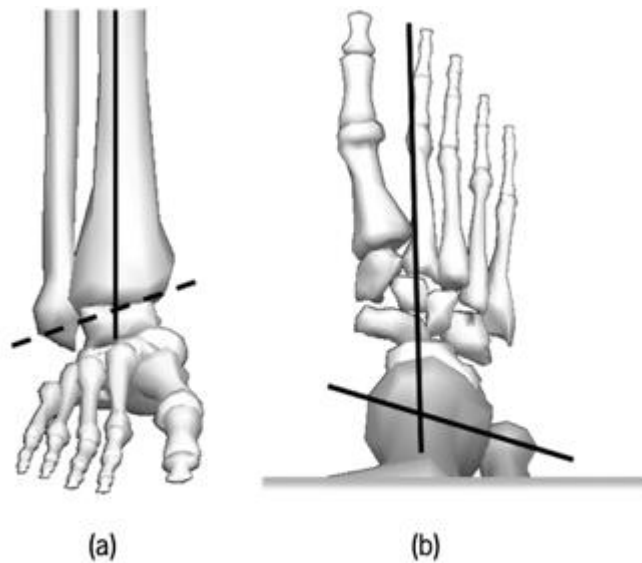


Figura 2.17 - Eixos de rotação do complexo articular do tornozelo no plano sagital (a) e axial (b) (adaptado de (Brockett & Chapman, 2016).

Estudos antropométricos demonstram que, o ângulo entre o eixo da articulação do tornozelo e o do eixo longo da tíbia é inclinado medialmente cerca de 74° . Em relação ao eixo do joelho, o eixo do tornozelo é girado externamente aproximadamente 20° a 30° . Já comparando o eixo longo do pé com o eixo do tornozelo, o pé é ligeiramente girado internamente num ângulo que varia entre os 69° e os 99° . É de salientar que os eixos variam ligeiramente de pessoa para pessoa (Haskell & Mann, 2008).

2.3.3 Forças na articulação do tornozelo

A força exercida pelo complexo articular do tornozelo varia conforme os músculos envolvidos absorvem ou gerem energia durante a marcha, sendo que é de aproximadamente cinco vezes o peso corporal durante a postura em marcha normal e até treze vezes o peso corporal durante atividades como a corrida (Brockett & Chapman, 2016).

Nos tornozelos “débeis” ou com prótese, a carga articular diminuiu para aproximadamente três vezes o peso corporal e as forças de cisalhamento ântero-posterior e

lateral durante a marcha atingem níveis de duas e três vezes o peso corporal, respetivamente (Kakkar & Siddique, 2011).

A carga é distribuída em função das forças ligamentares e dos efeitos posicionais, sendo 83% desta transmitida através da articulação tibiotalar, e os 17% restantes transmitidos através da fíbula. A quantidade de carga transferida através da fíbula varia com aumento da carga durante a dorsiflexão (Brockett & Chapman, 2016).

O tornozelo tem uma área de superfície de carga de 11 a 13 cm², sendo que do valor total a área tibiotalar representa aproximadamente 7 cm² (Kakkar & Siddique, 2011).

2.4 Reabilitação da articulação tibiotársica

As entorses do tornozelo são as lesões de ligamentos mais frequentes e correspondem a aproximadamente 30% de todas as lesões no desporto. Apesar da elevada incidência, ou talvez justamente por serem ocorrências comuns, estas lesões são frequentemente vulgarizadas e subtratadas (Carvalho, 2004). As entorses recidivantes ou severas podem desenvolver dor e fraqueza nas articulações a longo prazo, sendo que o diagnóstico precoce e o tratamento adequado das lesões do tornozelo são importantes para diminuir a probabilidade de sequelas, como instabilidade crónica e garantir que o tornozelo cicatrize completamente e não haja assim reincidências (Husney, Romito, & H. Bland, 2018; Ron LeFebvre DC, 2015).

O procedimento não cirúrgico só é possível em fraturas estáveis com deslocamento mínimo (<2mm) ou inexistente e sem lesões ligamentares secundárias. A abordagem cirúrgica deve visar um tratamento pós-operatório funcional precoce, com o intuito de se iniciar rapidamente o processo de reabilitação (Jansen et al., 2018).

Os objetivos gerais de um programa de reabilitação são restaurar a amplitude adequada de movimento, a força, a propriocepção e o equilíbrio, o que leva à restauração geral da função e à redução da probabilidade de instabilidade crónica e reincidência. A reabilitação pode ser assistida por um profissional de saúde, equipamentos ou dispositivos automatizados. Esta é normalmente dividida em 4 fases (fase aguda, sub-aguda, crónica e equilíbrio) e a transição nestas ocorre dependendo do tempo e velocidade de melhoria do paciente assim como da capacidade de este realizar corretamente os exercícios com o mínimo de dor (Ron LeFebvre DC, 2015; Tsoi, 2011).

A fase inicial do tratamento logo após a lesão é considerada a fase aguda da reabilitação e está focada na redução da inflamação e edema. Nesta fase o tornozelo lesionado deve ser protegido de forma a evitar um agravamento da lesão. Aqui o método RICE (Descanso, Gelo, Compressão e Elevação) é comumente usado para diminuir a inflamação e o edema (Ron LeFebvre DC, 2015; Tsoi, 2011).

A fase sub-aguda foca-se na manutenção do movimento através da realização de exercícios ativos ou passivos de movimento, dentro de um intervalo livre de dor, e na prevenção de atrofia e perda de memória muscular resultante da imobilização e repouso durante a fase aguda. Esta é iniciada assim que a inflamação e o edema se encontrem reduzidos e envolve normalmente exercícios de ADM, fortalecimento muscular e exercícios isométricos que contribuem para a cicatrização dos ligamentos “rompidos” (Ron LeFebvre DC, 2015).

A fase crónica (fase funcional) inicia-se quando se torna praticável a marcha sem dor. Os exercícios de ADM são continuados juntamente com o início dos exercícios de alongamento muscular e resistivo. O nível de resistência destes exercícios de fortalecimento deve ser aumentado à medida que o paciente progride com a recuperação. O alongamento muscular é essencial na recuperação da ADM articular enquanto o treino resistivo é usado para reforçar os músculos envolventes do tornozelo de modo a prevenir lesões futuras.

Por último, exercícios proprioceptivos e de equilíbrio devem ser realizados no final do programa de reabilitação para melhorar a sensação de posição articular dos pacientes, dando-lhes assim uma melhor coordenação do pé e tornozelo e melhorando a sua capacidade de responder a perturbações súbitas no tornozelo (Ron LeFebvre DC, 2015; Tsoi, 2011).

2.4.1 Reabilitação ativa/ passiva

De um modo geral, a reabilitação pode ser dividida em dois tipos: a reabilitação ativa e a reabilitação passiva. A reabilitação ativa envolve exercícios que requerem o esforço físico do paciente enquanto que a reabilitação passiva inclui exercícios onde o paciente não exerce nenhum esforço e os movimentos são auxiliados por força e torque produzidos por outrem ou algum dispositivo.

2.4.2 Meios para a reabilitação da articulação tibiotársica

O fisioterapeuta tem como função auxiliar e orientar o paciente na execução de exercícios que o permitam restabelecer a amplitude dos movimentos, de forma a recuperar as funções naturais da articulação (figura 2.18). Apesar da reabilitação ser interativa, na medida em que o fisioterapeuta consegue adaptar a força e ADM aplicada em função da reação do paciente, é inconsistente, uma vez que é impossível o terapeuta aplicar a mesma amplitude durante uma série de repetições de exercício. Dado que este método de reabilitação requer um acompanhamento permanente por parte de um profissional, impede que o mesmo tenha disponibilidade para executar outras tarefas.



Figura 2.18 - Fisioterapia do tornozelo auxiliada pelo fisioterapeuta (Verissimo, 2019).

O fisioterapeuta pode também recorrer ao uso de acessórios durante a fase funcional da reabilitação, em que é necessário o fortalecimento muscular. As bandas de resistência profissional *TheraBand* (figura 2.19) ajudam na reabilitação de lesões e facilitam a avaliação do progresso e a conquista de metas durante a terapia. As faixas de resistência são fáceis de usar, convenientes, portáteis e de custo reduzido, tornando-se uma alternativa eficaz para pesos livres e aparelhos de musculação (*Resistance Band & Tubing Instruction Manual*, 2012).



Figura 2.19 – Thera-Bands (“deporvillage”).

Estas podem ser usadas na clínica auxiliando o fisioterapeuta, em casa ou em movimento, para restabelecimento de força, alongamento, reabilitação e aumento da ADM (*Resistance Band & Tubing Instruction Manual*, 2012). Na figura 2.20 é demonstrada a utilização destas bandas de resistência para a reabilitação do tornozelo.

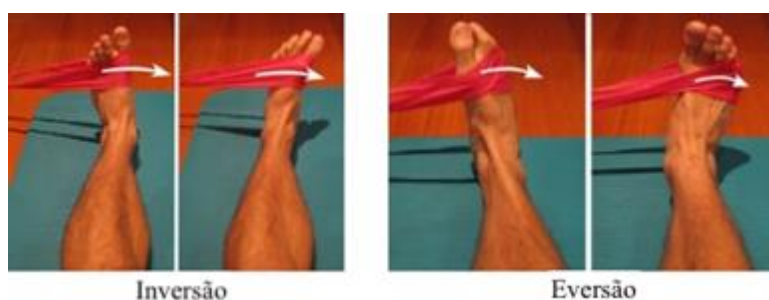


Figura 2.20 - Utilização da TheraBand na execução de exercícios de inversão e eversão para a reabilitação da articulação tibiotársica (adaptado de (Gaetano).

As *TheraBand* estão disponíveis em 8 níveis codificados por cores de resistência progressiva, sendo que a resistência oferecida por cada banda se relaciona diretamente com o alongamento (*Resistance Band & Tubing Instruction Manual*, 2012). Para cada percentagem de alongamento cada banda de cor diferente oferece uma resistência diferente, como pode ser observado na Tabela 2.2.

Tabela 2.2 - Valores da resistência das *TheraBands* em Kg em função do alongamento percentual (*Resistance Band & Tubing Instruction Manual*, 2012).

Cor da Thera-Band	Incremento da cor precedente a 100% Alongamento	100% Alongamento (Kg)	200% Alongamento (Kg)
Bronzeado	-	1.1	1.5
Amarelo	25%	1.3	2.0
Vermelho	25%	1.7	2.5
Verde	25%	2.1	3.0
Azul	25%	2.6	3.9
Preto	25%	3.3	4.6
Prateado	40%	4.6	6.9
Dourado	40%	6.5	9.5

A resistência progressiva fornece uma documentação rápida do progresso de um nível para o próximo e permite que o paciente progrida conforme readquire a funcionalidade da articulação e força muscular. No entanto, ainda não é possível determinar a força necessária para tracionar as bandas de forma simples, o que torna difícil monitorizar o progresso a esse nível, e ainda, o desgaste do material das bandas com o tempo e uso faz com que a resistência aplicada pela *theraband* não corresponda à resistência da sua cor.

3. A AUTOMAÇÃO NA REABILITAÇÃO DA ARTICULAÇÃO TIBIOTÁRSICA

No presente capítulo aborda-se o uso de dispositivos robóticos na reabilitação do tornozelo, assim como são descritos alguns dos dispositivos patenteados e existentes no mercado. Aqui são explicadas algumas tecnologias de transmissão de energia utilizadas em dispositivos médicos.

A natureza repetitiva e entediante dos exercícios de reabilitação torna os dispositivos robóticos uma alternativa atraente, dado que estes podem proporcionar um tratamento de reabilitação do tornozelo repetitivo, sistemático e prolongado, em comparação com a terapia manual (Hussain, Jamwal, & Ghayesh, 2017; Tsoi, 2011). Estes dispositivos podem facilitar o diagnóstico do paciente assim como manter e gerir os registos deste (Miao, Zhang, Wang, & Li, 2018). No entanto, devido à versatilidade a nível de lesão, anatomia, limites articulares e rigidez, qualquer dispositivo robótico com esta finalidade deve ter a capacidade de se adaptar de modo a atender às necessidades de pacientes específicos.

A maioria das técnicas de reabilitação da articulação tibiotársica assistidas por robôs são eficazes para melhorar o desempenho do tornozelo ou a função da marcha após um período de terapia (Miao et al., 2018).

Os robôs de reabilitação ativa do tornozelo existentes são classificados principalmente em duas categorias com base na mobilidade do dispositivo durante a operação: robôs vestíveis e baseados em plataformas (Miao et al., 2018).

Os dispositivos vestíveis normalmente apresentam-se como uma ortótese robótica ou um exosqueleto, que trabalham adjacentes à articulação para corrigir o padrão de marcha dos pacientes, auxiliando a mesma. Estes são geralmente leves e simples de utilizar, podendo ser usados na passadeira ergométrica ou para caminhar no solo (Hussain et al., 2017; Miao et al., 2018; Racu Cazacu & Doroftei, 2015).

Os dispositivos baseados em plataformas têm geralmente uma base estacionária e uma móvel (Hussain et al., 2017; Miao et al., 2018). Eles podem permitir um grau de liberdade (GDL) ou múltiplos GDL. (Miao et al., 2018) Um dispositivo de um único GDL é geralmente acionado por um motor rotativo para uma aplicação específica, enquanto um robô de múltiplos GDL é baseado principalmente num mecanismo paralelo (MP) acionado por atuadores lineares ou ligações baseadas em motor, podendo excepcionalmente ser baseado num mecanismo em série (MS).

De um modo geral, os mecanismos paralelos são aptos de aplicar grandes cargas, têm baixa inércia, alta rigidez, compactação, maior portabilidade e têm elevada precisão em comparação com os seus equivalentes em série (Yoon & Ryu, 2005). No entanto, uma desvantagem desses mecanismos é o espaço de trabalho limitado, o que felizmente, nesta aplicação, o alcance do movimento do tornozelo humano é também bastante limitado, tornando então os mecanismos paralelos uma escolha de conceção mais adequada (Tsoi, Xie,

& Graham, 2009).

Além disso, os robôs paralelos enquadram-se em duas categorias com base nos seus centros de rotação: um tipo de plataforma paralela possui os atuadores abaixo do efetor final (*AbEE*) sendo o outro tipo acionado por atuadores acima do efetor final (*AaEE*) (Miao et al., 2018).

Os protótipos iniciais dessas ortóteses robóticas e robôs paralelos eram alimentados por atuadores eletromagnéticos que possuem uma impedância de ponto final elevado indesejável (ou seja, rigidez) o que os levava a fornecer menos GDL em comparação com os da anatomia da articulação. Os algoritmos de controlo convencionais desenvolvidos costumavam orientar a articulação do tornozelo dos pacientes em trajetórias pré-definidas negligenciando o nível de incapacidade e o progresso dos pacientes, porém são um campo ativo de pesquisa com espaço para melhoria (Hussain et al., 2017).

Os sistemas passivos, compostos por juntas sem qualquer alimentação, têm o benefício de minimizar os custos, garantindo a simplicidade estrutural, mas não são capazes de oferecer assistência durante a terceira fase de reabilitação, onde o torque adicional é necessário. (Aggogeri et al., 2016).

3.1 Dispositivos no mercado

Na tabela 3.1 são descritos alguns dos dispositivos existentes no mercado, sendo avaliados por graus de liberdade permitidos, tipo de dispositivo, se possibilitam alinhamento e se permitem regular a postura.

Tabela 3.1 - Dispositivos para a reabilitação da articulação tibiotársica.

Dispositivo	GDL	Tipo	Alinhamento	Postura Regulável	Descrição
Yu et al. (Yu, Huang, Chen, Pan, & Guo, 2015)	1	Vestível	Sim	Não	Este sistema robótico consiste num módulo do tornozelo e um módulo do joelho, especialmente concebido para treino da marcha. O sistema consiste num atuador linear, um driver de

Dispositivo

GDL

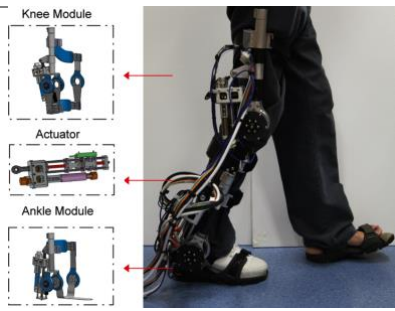
Tipo

Alinhamento

Postura

Regulável

Descrição



motor e um PC com um controlador de automação programável. Cada módulo é acionado pelo mesmo atuador linear por meio de um mecanismo de quatro barras. O atuador é alimentado por um motor CC sem escovas.

Park et al. (Park et al., 2014)



2

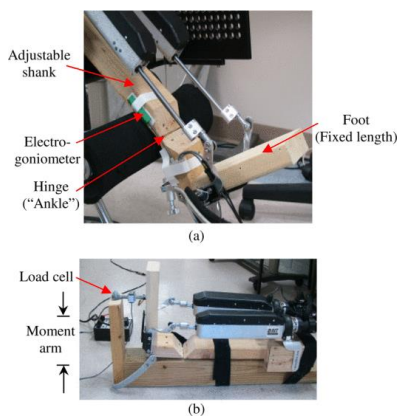
Vestível

Sim

Sim

O protótipo é composto por três camadas físicas: base, atuação e detecção. O hardware de controlo conecta as camadas de atuação e sensores para permitir a execução de regras de controlo complexas. É alimentado por quatro músculos artificiais pneumáticos que auxiliam na dorsiflexão e flexão plantar, bem como na inversão e eversão.

Roy et al. (Anindo et al., 2009)



2 (3)

Vestível

Sim

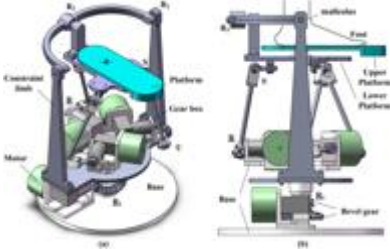
Sim

O MIT Anklebot permite ADM normal em todos os três GDL do pé durante a caminhada no solo, passadeira ou enquanto está sentado. O dispositivo fornece atuação em dois dos 3 GDL do tornozelo (flexão plantar/ dorsiflexão e inversão/ eversão) através de dois atuadores lineares montados em paralelo. É acionado por dois motores DC sem escovas. As informações de posição são fornecidas por dois conjuntos de sensores: codificadores rotativos e codificadores incrementais

<i>Dispositivo</i>	<i>GDL</i>	<i>Tipo</i>	<i>Alinhamento</i>	<i>Postura Regulável</i>	<i>Descrição</i>
					lineares. É usado um controlador de impedância simples com uma posição de referência programável, um ganho proporcional programável e um ganho derivativo programável.
<p><i>OptiFlex Ankle COM (Alcocer, Vela, Blanco, Gonzalez, & Oliver, 2012)</i></p> 	2	Plataforma	Sim	Sim	Um dispositivo comercial para exercícios completos de ADM do tornozelo ao longo da dorsiflexão / flexão plantar e inversão / eversão. Os dados do paciente são recolhidos por um controle manual e armazenados em um chip de memória.
<p><i>Girone et al. (Girone, Burdea, Bouzit, Popescu, & Deutsch, 2001)</i></p> 	6	Plataforma	Depende do projeto de controle	Sim	O hardware do sistema consiste na plataforma Stewart, controlador electropneumático, computador e um pequeno compressor de ar. O projeto da plataforma Stewart permite o controlo de forças e torques em seis GDLs e o movimento em toda a ADM do tornozelo. É composto por seis cilindros pneumáticos de dupla ação. Os potenciômetros lineares são

<i>Dispositivo</i>	<i>GDL</i>	<i>Tipo</i>	<i>Alinhamento</i>	<i>Postura Regulável</i>	<i>Descrição</i>
<p><i>Saglia et al. (Saglia, Tsagarakis, Dai, & Caldwell, 2013)</i></p> 	2	Plataforma	Não	Sim	<p>ligados em paralelo com cada cilindro e servem como sensores de posição. O espaço de trabalho do dispositivo é limitado caso seja controlado para o centro de rotação alinhado entre o robô e a articulação do tornozelo. Utiliza motores de corrente contínua.</p> <p>Mecanismo paralelo com dois GDL rotacionais. A estrutura mecânica é composta por uma base fixa, um suporte central, uma plataforma móvel e três membros acionados. A junta prismática do membro é acionada por um atuador linear personalizado que usa um motor DC com escovas e uma caixa de engrenagens planetárias.</p>
<p><i>Tsoi et al. (Tsoi et al., 2009)</i></p> 	3 (6)	Plataforma	Sim	Não	<p>Este robô consiste numa plataforma superior e uma plataforma inferior, ambas fixas em relação ao solo. Essas duas plataformas são conectadas com guias lineares e posteriormente ligadas à perna de apoio. Possui três GDL rotacionais que são acionados em paralelo por quatro músculos artificiais pneumáticos. Os</p>

<i>Dispositivo</i>	<i>GDL</i>	<i>Tipo</i>	<i>Alinhamento</i>	<i>Postura Regulável</i>	<i>Descrição</i>
					componentes de detecção incluem três codificadores rotativos magnéticos para medir as posições angulares do efetor final, quatro células de carga de eixo único para medir as forças de contração dos músculos artificiais pneumáticos e uma célula de carga de seis eixos para medir o torque de interação robô-paciente. Ele pode ser ajustado para uso em diferentes pacientes, no entanto só pode ser usado numa postura erguida.
<p><i>Jamwal et al. (Jamwal, Xie, Hussain, & Parsons, 2014)</i></p> 	3	Plataforma	Sim	Sim	<p>É composto por duas plataformas paralelas: uma plataforma superior em forma de “U” embutida com uma estrutura de apoio para as pernas e uma plataforma móvel na parte inferior, projetada para acomodar o pé e o tornozelo dos pacientes. Músculos artificiais pneumáticos atuam na plataforma móvel, sendo conectados por meio de cabos de aço flexíveis. Os quatro atuadores são alimentados por uma fonte de ar comprimido, por meio de válvulas pneumáticas.</p> <p>Limitado na reabilitação interativa entre paciente-robô.</p>

Dispositivo	GDL	Tipo	Alinhamento	Postura Regulável	Descrição
<p>Wang et al. (Wang, Fang, Guo, & Chen, 2013)</p> 	2 ou 3	Plataforma	Sim	Sim	<p>Este dispositivo tem a flexibilidade de se reconfigurar em 2 GDL ou 3 GDL, dependendo do modo de exercício específico.</p> <p>O robô paralelo consiste numa base, numa plataforma móvel, três membros <u>R</u>US idênticos e num membro <u>R</u>RR de restrição (articulação esférica equivalente). Todos os atuadores são motores elétricos DC, conectados aos membros por caixas de engrenagens e montados no solo.</p>

3.2 Tecnologias de transmissão de energia

A transmissão de energia pode ser feita através de várias tecnologias, sendo que nos dispositivos médicos as tecnologias apresentadas de seguida são bastante utilizadas.

3.2.1 Pneumática

Os sistemas pneumáticos são baseados no sistema que usa ar comprimido para transmitir e controlar a energia, convertem a pressão dos gases em energia mecânica. Os elementos básicos de um sistema pneumático são o gerador (compressor), o distribuidor (válvulas direcionais, válvulas de pressão, válvulas de bloqueio) e o consumidor (cilindros lineares, motores, cilindros rotativos) (Papoutsidakis, Chatzopoulos, Papachristos, & Drosos, 2019).

O ar atmosférico é filtrado de modo a eliminar as impurezas e é fornecido ao compressor que converte a energia mecânica do motor elétrico ou de combustão em energia potencial do ar comprimido. Posteriormente, o ar pressurizado é armazenado no reservatório e quando necessário abastece o sistema por meio de uma série de tubos e válvulas. A válvula de controle é usada para decidir de que forma a carga será direcionada pelo sistema, sendo

que se a válvula estiver na posição neutra não flui ar através do cilindro mas se estiver comutado direciona a carga para cima ou para baixo, dependendo da posição da válvula de controle e do pistão (Papoutsidakis et al., 2019).

3.2.2 Hidráulica

A energia hidráulica é baseada na utilização de um fluido pressurizado para produzir energia, geralmente são utilizados fluídos como óleo mineral e fluidos sintéticos. Os sistemas hidráulicos são baseados no princípio de Pascal, que afirma que a pressão exercida em qualquer lugar por um líquido confinado é transmitida, sem diminuir em todas as direções, para a superfície interna do recipiente. O princípio permite que grandes forças sejam geradas a partir de forças comparativamente pequenas. A força vai depender de parâmetros como o diâmetro do cilindro e da pressão fornecida pela bomba ao cilindro, sendo que a velocidade do pistão está relacionada com o caudal fornecido pela bomba e área do cilindro. Os sistemas hidráulicos são compostos por vários componentes interligados para transmitir e controlar a potência por meio de fluido pressurizado. Os seus elementos básicos são o gerador (bombas de deslocamento), o distribuidor (válvulas direcionais, válvulas de pressão, válvulas de anti-retorno) e o consumidor (cilindros lineares, motores, cilindros rotativos) (Papoutsidakis et al., 2019).

O reservatório contém o fluido que fica sujeito a uma pressão quando a bomba hidráulica é acionada, convertendo a energia mecânica e o movimento em energia do fluido. As válvulas controlam o fluxo do fluido e aliviam a pressão excessiva do sistema, se necessário. O cilindro hidráulico converte a energia hidráulica de volta em energia mecânica (Papoutsidakis et al., 2019).

3.2.3 Servomotores

Um servomotor (figura 3.1) é um dispositivo elétrico autónomo que pode ser integrado num sistema de malha fechada e usa o feedback de posição para controlar o seu movimento e a sua posição final, isto é, recebe um sinal de controlo, verifica a posição atual e atua no sistema, indo para a posição desejada. Estes sistemas são compostos por várias partes além do servomotor, nomeadamente um circuito de controlo, eixo, potenciômetro, engrenagens de acionamento, amplificador e um *encoder* ou *resolver* (Gastreich, 2018; Sawicz, 2002).



Figura 3.1 - Servomotor (adaptado de (Gastreich, 2018)).

O servomotor consegue girar as partes de uma máquina com alta eficiência e grande precisão (Gastreich, 2018).

Os servomotores mais simples usam apenas detecção de posição por meio de um potenciômetro e controlo “*on/ off*” do motor. Este tipo de servomotor não é amplamente usado no controlo de movimento de sistemas industriais, mas forma a base dos servos simples e baratos (Sawicz, 2002).

Os servomotores mais sofisticados usam codificadores rotativos óticos para medir a velocidade do eixo de saída e um acionador de velocidade variável para controlar a velocidade do motor. Ambos os aprimoramentos, geralmente em combinação com um algoritmo de controlo proporcional integral derivativo (PID), permitem que o servomotor seja levado para a posição comandada com maior rapidez e precisão e com menos *overshooting* (Suh, Kang, Chung, & Stroud, 2008).

4. THERAPHEET

Neste capítulo é apresentado o Therapheet. É realizada a sua descrição a nível de componentes, funcionalidades. Aqui são expostos os testes preliminares realizados, assim como a análise e discussão dos respetivos dados.

O dispositivo *Therapheet* foi originalmente projetado por Carlos Manuel Ribeiro em 2014 e destina-se à reabilitação da articulação tibiotársica após entorse ou fratura do tornozelo. Este foi projetado com o objetivo de otimizar o processo de reabilitação da articulação do tornozelo e suprir exigências em falta de métodos já existentes. O *Therapheet* foi concebido de modo permitir a repetibilidade dos movimentos de dorsiflexão, flexão plantar, abdução, adução, eversão e inversão do pé, e permitir o controlo das amplitudes e seleção dos ciclos de exercícios de acordo com o estágio de reabilitação em que o paciente se encontra. A realização dos movimentos de forma automática liberta o profissional de saúde para outras tarefas.

4.1 Constituição do dispositivo

O Therapheet está estruturado em três níveis (figura 4.1) em liga de alumínio 6061, que permitem a execução dos seis exercícios de reabilitação.



Figura 4.1 - Therapheet.

Os três níveis possuem quatro mesas lineares com fuso SLW-1040 *igus* que permitem o controlo da amplitude de cada movimento. Cada nível possui 1 grau de liberdade, o que

permite realizar um par de exercícios A força máxima a ser aplicada na mesa é de 500N que corresponde à carga axial máxima exercida pelos cilindros.

As mesas lineares do dispositivo necessitam de um binário de acionamento de 0,14 N.m (Ribeiro, 2014). A amplitude de movimento é diretamente proporcional ao deslocamento das mesas, na medida em que uma maior amplitude implica um deslocamento maior e, portanto, o posicionamento das mesas lineares é definido de acordo com as amplitudes dos movimentos de reabilitação.

O equipamento possui quatro motores de passo PM55L-048 MS70 usados para regular o deslocamento das mesas lineares. Os motores utilizados operam com uma fonte de alimentação de 24 V e 600 mA, possuem um veio de diâmetro reduzido de 55 mm, e um binário necessário de 0,16 N.m. Estes estão ligados mecanicamente aos fusos das guias por uniões flexíveis Serie GE, sendo que estas evitam que o desalinhamento entre veios interfira no funcionamento do motor (Ribeiro, 2014).

O dispositivo ainda incorpora seis fins de curso para o controlo da amplitude máxima dos movimentos, e dois detetores magnéticos que permitem a deteção da posição neutra inicial.

4.1.1 Nível 1

O nível 1 (figura 4.2) integra na sua constituição um atuador pneumático rotativo e um veio que faz a conexão entre o atuador e a plataforma de rotação.

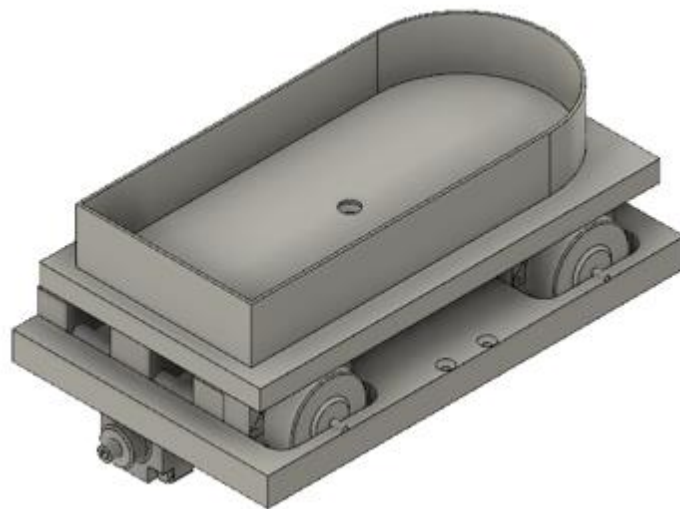


Figura 4.2 - Nível 1 do Therapheet (medina, 2018).

Este nível possui duas mesas lineares *igus*, cada uma acionada por um motor de passo para controlo da amplitude dos movimentos.

Uma vez que o nível se destina aos exercícios de abdução e adução, exercícios de rotação, é utilizado um cilindro rotativo da Série 18 da Camozzi com 32 mm de diâmetro e com uma amplitude de rotação de 180° (Ribeiro, 2014).

Como este nível está sujeito a movimentos associados a cargas combinadas, cargas axiais e radiais, são utilizados rolamentos de rolos cónicos, com as seguintes dimensões: $d=15$ x $D=35$ x $H=11$ mm. Estes rolamentos têm a referência A4059/A 4138 da SKF (Ribeiro, 2014).

Assim, no nível 1, com um cilindro rotativo e a placa de suporte das duas mesas lineares, é permitido um deslocamento relativo a uma amplitude máxima de 30° (Cruz, 2018).

A posição final dos exercícios efetuados neste nível é detetada pela presença de dois sensores de contacto mecânico, a funcionar como fins de curso, que se encontram acoplados nos batentes da plataforma onde é colocado o apoio do pé (Cruz, 2018).

4.1.2 Nível 2

O nível 2 (figura 4.3) é composto por dois conjuntos de pinhão-cremalheira, dois atuadores pneumáticos lineares, e duas guias lineares wurth 0684 502. Neste nível, existe ainda um componente que estabelece ligação entre as duas cremalheiras, que é acionado

pelo atuador pneumático. O controlo da amplitude dos movimentos executados pelo nível 2 é realizado através dos sensores de contacto mecânico acoplados num suporte colocado sobre a mesa linear *igus* (Cruz, 2018).

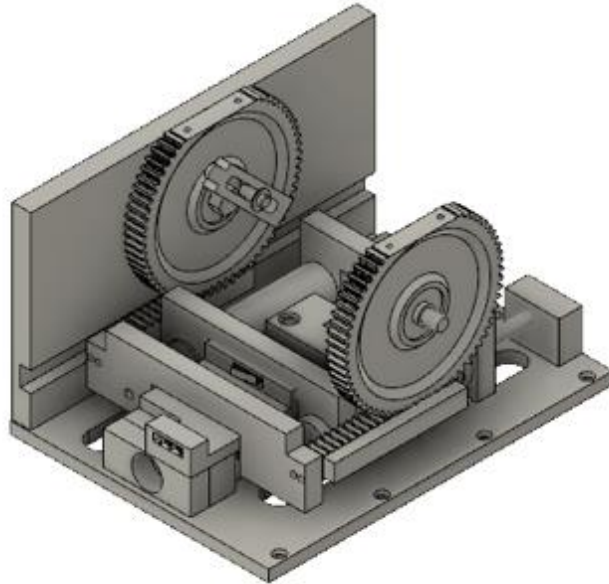


Figura 4.3 - Nível 2 do Therapeet (Cunha, 2018).

O conjunto de engrenagens cilíndricas de dentes retos e cremalheira vão converter o movimento linear do atuador pneumático linear num movimento rotativo. A engrenagem encontra-se fixa na estrutura do nível 2, ao passo que a cremalheira apresenta movimento livre segundo a direção da guia linear. A rotação da engrenagem é conseguida através da força radial exercida pela cremalheira. Assim, o atuador pneumático linear conectado à cremalheira atribui um movimento rotativo ao nível 2 (Cruz, 2018).

No nível 2, o par de pinhão-cremalheira, foi projetado a fim de alcançar uma amplitude máxima de 50° . A engrenagem possui então, um diâmetro primitivo de 126mm, e distância entre o eixo da engrenagem e a base da cremalheira é de 81 mm. Este nível possui duas engrenagens de dentes retos com $Z=63$ dentes e $m=2$ mm (em que m corresponde ao módulo da engrenagem) (Cruz, 2018).

De forma a fixar as engrenagens à estrutura do dispositivo, permitindo apenas a sua rotação, foram utilizados rolamentos de esferas para suportar cargas radiais, com as seguintes

dimensões: $d=15$ x $D=32$ x $H=9$ mm. Estes rolamentos são da referência 6002-2RSH/W64 da SKF (Ribeiro, 2014).

Neste nível, são utilizadas um par de guias lineares wurth, nas placas laterais da estrutura do dispositivo, que possibilitam um deslocamento linear das cremalheiras, assim como a redução do atrito durante o seu movimento (Ribeiro, 2014).

Os atuadores pneumáticos lineares, selecionados para o nível 2 são de dupla ação, o que possibilita a execução repetitiva de cada movimento de reabilitação. Os atuadores estão colocados em posições simétricas de forma a obter-se movimento nos dois sentidos, sendo que para cada movimento (dorsiflexão ou flexão plantar) move-se um atuador e fixa-se o outro. Neste nível são utilizados dois cilindros Festo ADN 50 com um diâmetro de 50 mm e um diâmetro de haste de 18 mm (Ribeiro, 2014).

O nível 2 inclui na sua constituição uma mesa linear com 86 mm de curso livre, para uma rotação máxima de amplitude de 45° . O controlo da amplitude dos exercícios neste nível é efetuado pelo posicionamento do carro na mesa, uma vez que o posicionamento das mesas lineares limita o deslocamento do conjunto pinhão-cremalheira (Cruz, 2018).

Este nível integra dois sensores de contato mecânico, que se encontram acoplados no suporte dos sensores colocado sobre o carro da mesa móvel. O suporte dos sensores atua como batente, e este move-se solidariamente com o carro da mesa linear. A deteção da posição final de cada exercício é realizada pela barra de ligação das cremalheiras, que atua sobre os batentes, limitando externamente o curso da haste do atuador. Posto isto, o posicionamento carro da mesa vai definir a amplitude do movimento, tal que, a amplitude do movimento é maior ou menor conforme o carro da mesa se move mais para a direita ou para a esquerda, respetivamente (Cruz, 2018).

Este nível incorpora os dois sensores magnéticos do dispositivo, para a deteção da posição neutra entre os três níveis. Uma das rodas dentadas do nível 2 apresenta um componente que estabelece o contacto com o sensor magnético presente no nível 1, o que permite determinar a posição neutra entre referidos níveis. O segundo sensor encontra-se na plataforma inferior do nível 2, no sentido de assegurar a posição neutra inicial entre o nível 2 e 3 (Cruz, 2018).

4.1.3 Nível 3

O nível 3 (figura 4.4) é idêntico ao nível 2 na medida em que apresenta os mesmos componentes assim como a posição e relação que têm entre si, no entanto, a dimensão deste é mais reduzida que a do nível anterior. Portanto, o controlo da amplitude segue o mesmo princípio de funcionamento que o do nível 2 (Cruz, 2018).

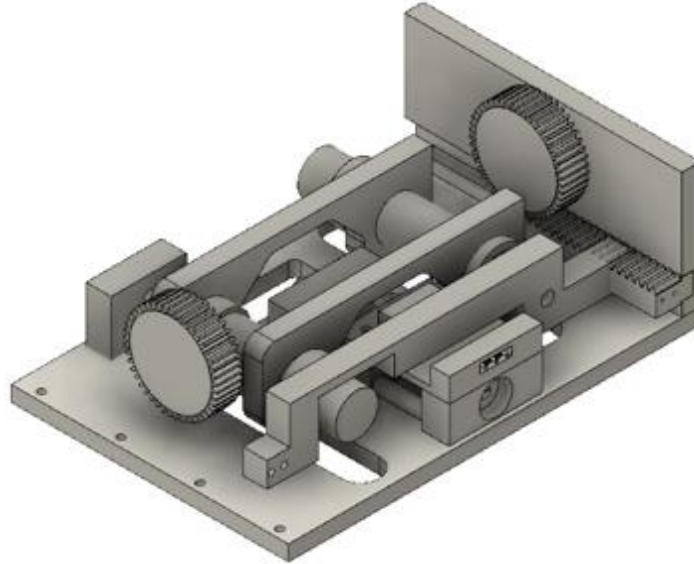


Figura 4.4 - Nível 3 do Therapheet (Cunha, 2018).

O par de engrenagem e cremalheira do nível 3 foi implementado de forma a obter uma amplitude máxima de movimento de 25° , e, por isso, o deslocamento da cremalheira é de 15 mm. O diâmetro primitivo da engrenagem é de 66mm e a distância entre o eixo da engrenagem e a base da cremalheira é de 51 mm. Este nível possui duas engrenagens de dentes retos com $Z=30$ dentes e $m=2$ mm (em que m corresponde ao módulo da engrenagem) (Ribeiro, 2014).

Tal como no nível 2, foram utilizados rolamentos de esferas para a fixação das engrenagens, assim como um par de guias lineares wurth, nas placas laterais da estrutura do dispositivo, permitindo o movimento linear das cremalheiras. Da mesma forma que no nível 2, são utilizados no nível 3, dois atuadores lineares com as mesmas dimensões e referências, assim como um motor de passo e dois fins de curso, possibilitando a deteção de conclusão de cada movimento de reabilitação realizado neste nível (Cruz, 2018).

A mesa linear deste nível apresenta 36 mm de curso livre, para uma amplitude de movimento de 30° (Cruz, 2018).

4.2 Sistema pneumático e funcionamento do dispositivo

O modo de operação do equipamento baseia-se na utilização da tecnologia pneumática para realizar seis exercícios de reabilitação.

As principais vantagens desta tecnologia devem-se ao facto de não haver risco de incendio associado, sendo considerada segura e não utiliza fluidos prejudiciais o que a torna uma tecnologia atrativa para uso em ambiente clínico. O ar atmosférico não tem qualquer custo, existe em quantidade ilimitada e devido às suas propriedades físicas como elasticidade e compressibilidade, é facilmente transportado por meio de tubagens e facilmente armazenado num reservatório. Para além disso, é insensível às oscilações de temperatura e permite altas velocidades de descolamento em condições normais (Gomes, 2018).

Este dispositivo é composto por cilindros pneumáticos, com curso limitado interna e externamente. As limitações internas são as próprias tampas dos cilindros que definem o seu curso máximo, e as limitações externas são os reguladores de caudal de ar e os batentes mecânicos que restringem o seu curso (Cruz, 2018).

De uma forma simplificada, o funcionamento do equipamento *Therapheet* consiste na leitura e controlo da pressão no interior de cada atuador. Cada atuador está ligado a uma electroválvula, e o controlo da pressão é efetuado pelo mesmo controlador em todos os níveis. O princípio de funcionamento do dispositivo baseia-se na abertura ou fecho das electroválvulas, em que sempre que é necessário alterar a pressão num atuador, abre-se a respetiva válvula e encerram-se todas as outras (Ribeiro, 2014). Para o seu funcionamento, o dispositivo implementa três diferentes electroválvulas, sendo três electroválvulas biestáveis 5/2, uma electroválvula monoestável 5/3 e uma electroválvula monoestável 5/2. Estas são alimentadas por uma tensão de 24 V e uma corrente de 30 mA para cada solenoide.

Para a regulação da pressão do ar comprimido que alimenta o circuito pneumático e permite a realização de cada exercício, o dispositivo utiliza um regulador de pressão da Festo (figura 4.5) e reguladores unidireccionais do caudal de ar (figura 4.5). Estes reguladores foram implementados nas condutas de alimentação de cada cilindro para a regular a quantidade e velocidade do fluxo do ar de saída, de forma suavizar os movimentos e estabilizar a posição neutra (Cruz, 2018).



Figura 4.5 - Sistema pneumático implementado no dispositivo.

O regulador, também, tem a função de dissipação de ar, necessário para a regulação de diferentes amplitudes, exigidas para cada exercício. O controlo da pressão é ajustado manualmente, rodando o punho rotativo (localizada na zona superior do controlador), no entanto, para que o equipamento possua a capacidade de contrariar a força do pé humano, é necessário que todo o sistema pneumático do equipamento seja alimentado a uma pressão mínima de 6 bar. A alimentação do dispositivo Therapheet é efetuada por uma fonte de tensão do modelo DT305TD (Cruz, 2018).

O dispositivo possui ainda um autómato programável, *Omron Sysmac CP1E*, que possibilita controlar os exercícios de reabilitação e a realização automática de movimentos combinatórios. A interface com o utilizador é permitida pela consola HMI (*Human Machina Interface*) (Cruz, 2018; Cunha, 2018).

4.3 Funcionalidades do Therapheet

O dispositivo permite realizar os 6 exercícios de reabilitação da articulação tibiotársica: dorsiflexão, flexão plantar, adução, abdução, inversão e eversão. Permite a realização destes em mobilização passiva, sem esforço necessário por parte do paciente.

A consola HMI permite selecionar individualmente o movimento a realizar por cada cilindro, o que torna possível levar cada nível até à sua posição neutra e até às suas posições angulares máximas estabelecidas, e permite realizar os exercícios de reabilitação através da seleção de movimentos combinatórios. Quando selecionados, os movimentos combinatórios, é possível indicar o número de ciclos pretendidos para cada exercício. Os 3 movimentos combinatórios possíveis correspondem aos pares de movimento abdução/ adução, dorsiflexão/ flexão plantar e inversão/ eversão. A consola ainda permite selecionar uma opção que coloca o dispositivo na posição neutra.

O *Therapheet* inclui um apoio para o pé, que se encontra no primeiro nível do dispositivo, onde o paciente coloca e fixa o pé a reabilitar. Este apoio incorpora duas fivelas de ajuste para maior estabilidade e segurança durante a realização dos exercícios, como é possível observar na figura 4.6.



Figura 4.6 - Equipamento Therapheet.

O equipamento inclui uma cadeira, visível na figura 4.6, onde o paciente se pode sentar e através de um par de corrediças lineares é possível ajustá-la em distância à plataforma, onde é feito o apoio do pé.

Como foi referido anteriormente o equipamento está seccionado em três níveis.

O nível 1 efetua rotação e executa os exercícios de abdução e adução, sendo também responsável por definir o posicionamento do pé para os exercícios de inversão e eversão.

O nível 2 realiza flexão frontal sendo responsável pelos exercícios de dorsiflexão e flexão plantar. Por último, o nível 3 realiza flexão lateral e, portanto, efetua os exercícios de inversão e eversão. Na tabela 4.1 são apresentados cada um dos níveis associados ao movimento que efetuam, aos exercícios que permitem e à sua amplitude máxima.

Tabela 4.1 - Descrição dos níveis do Therapheet (adaptado de (Cunha, 2018)).

Nível	Tipo de Movimento	Exercícios	Amplitude Máxima
1	Rotação	Abdução	36º
		Adução	
		Inversão	
		Eversão	
2	Flexão frontal	Dorsiflexão	45,8º
		Flexão plantar	
3	Flexão lateral	Inversão	25º
		Eversão	

A amplitude de cada nível é regulável de maneira a adequar-se à ADM de cada paciente em cada etapa do processo de reabilitação. Esta regulação é feita manualmente.

4.4 Testes preliminares

Com o intuito de validar o funcionamento do Therapheet e a tecnologia utilizada, foram realizados testes que possibilitaram a análise do dispositivo.

4.4.1 Teste de automação

Uma vez que o equipamento não era ligado e utilizado há mais de um ano, inicialmente, começou por se verificar que todas as ligações elétricas estavam estabelecidas corretamente.

Através da consola HMI foi selecionada a opção *Start* que tem como função colocar o aparelho na posição neutra e foram selecionados os movimentos de cada cilindro isoladamente (figura 4.7b) assim como os movimentos combinatórios CB1, CB2 e CB3 (figura 4.7a) de modo a verificar se o sistema implementado no passado se encontrava funcional.

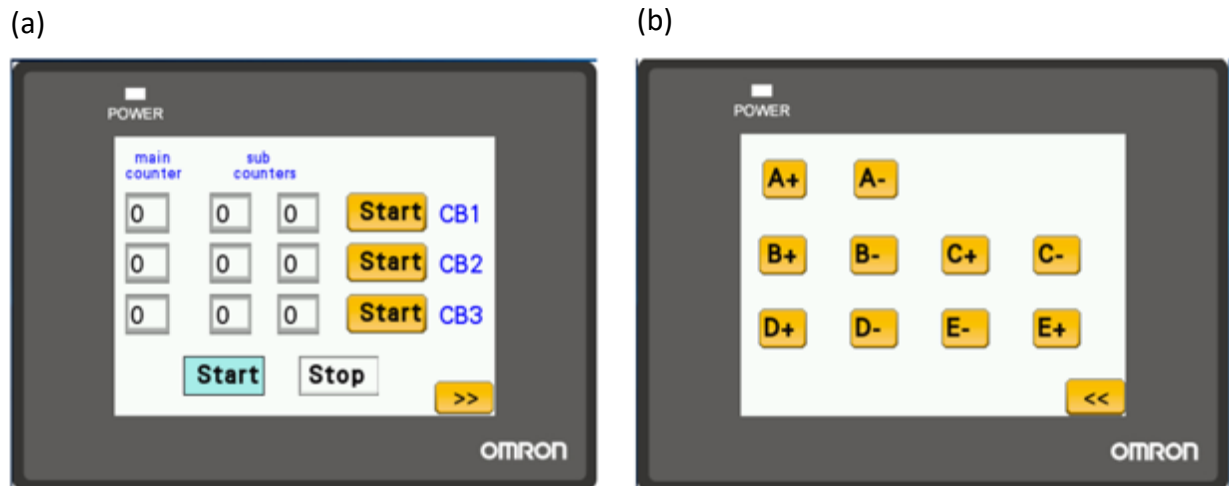


Figura 4.7 - Controlo de movimentos combinatórios e de movimentos individuais de cada posição da electroválvula, em HMI (adaptado de (Cruz, 2018))

O movimento combinatório CB1 corresponde aos exercícios de abdução e adução, o movimento combinatório CB2 corresponde aos exercícios de dorsiflexão e flexão plantar de modo a que o movimento CB3 corresponde aos exercícios de inversão e eversão. Os comandos A+ e A- movem o cilindro A e permitem os exercícios de adução e abdução; C+ e C- executa dorsiflexão movendo o cilindro C; a flexão plantar é permitida pelos comandos B+ e B- que acionam o cilindro B; os comandos D+, D- e E+, E- acionam os cilindros D que permite inversão e E que permite eversão, respetivamente.

4.4.2 Testes de análise cinemática

Com o intuito de analisar o movimento executado a nível da articulação e incorporar o modo de reabilitação ativa-resistiva, calculando a força de inércia que os motores têm de vencer, recorreu-se ao uso da tecnologia da *Xsens* que permitiu medir valores como a posição e ângulos descritos, assim como a aceleração do movimento efetuado durante os exercícios de reabilitação com o dispositivo desligado.

O teste realizou-se segundo o protocolo de análise cinemática do Anexo I, paralelamente a um estudo ergonómico do equipamento. Portanto, foram realizados 24 testes a 10 participantes. Cada participante efetuou 12 testes realizando os pares de exercícios de reabilitação segundo diferentes combinações de posições angulares de joelho e costas, e foram realizados retestes após uma semana.

Previamente aos ensaios os participantes responderam a um questionário, presente no Anexo II, de identificação e acerca da atividade física exercida (IPAQ – Versão Curta), de modo a saber se os participantes podiam ser incluídos no estudo.

Para este teste foi utilizado o hardware *MTw Awind* do *Xsens*. A tecnologia da *Xsens MVN Analyze* permite uma análise do movimento humano em tempo real, fiável e precisa. Os acelerómetros do *Xsens* são capazes de capturar desde as pequenas contrações até movimentos altamente dinâmicos no corpo, garantindo uma análise de movimento tridimensional completa. O *MTw Awind* usa 17 sensores sem fio que são encaixados no corpo com alças ajustáveis para aplicações de rastreamento de movimento em tempo real. Neste caso específico foram utilizados apenas 7 dos sensores, os que correspondem à parte inferior do corpo, uma vez que só seria necessário analisar posições, ângulos e acelerações dos membros inferiores.

De modo a obter dados mais precisos do movimento da articulação foi necessário improvisar um apoio para a perna de modo a imobilizar o joelho para apenas ser contabilizada a amplitude de movimento da articulação do tornozelo.

Idealmente o teste seria realizado com o dispositivo em funcionamento, mas pelo facto de este não se encontrar 100% operacional não foi possível.

4.5 Análise e discussão de resultados

Antes de iniciar qualquer teste foi possível identificar aspetos a melhorar no *Therapheet*. O dispositivo não é visualmente apelativo e tem dimensões exageradas, devido, em parte, à tecnologia utilizada este tem uma complexidade mecânica e elevado número de componentes que não o tornam atrativo.

No primeiro teste realizado observou-se que o *Therapheet* não consegue estabilizar na posição neutra. Este inicia a sua posição com inclinação para a esquerda e a opção *Start* presente na consola HMI não permitiu posicionar o equipamento na posição neutra definida

anteriormente, devido à elevada massa do equipamento. Além disso, este efetua os movimentos bruscamente, sem controlo da velocidade, o que não permite uma reabilitação adequada, principalmente nos níveis 2 e 3, que executam os exercícios de dorsiflexão/ flexão plantar e inversão/ eversão respetivamente. Os reguladores de caudal de ar são de elevada sensibilidade e não foi possível reduzir o curso de ar de modo a reduzir os movimentos bruscos sem comprometer a capacidade do funcionamento desejado do dispositivo, visto que este deixava de exercer força suficiente para realizar os exercícios.

Este problema deve-se ao modo de funcionamento “*on/off*” da tecnologia pneumática, sendo que esta não consegue controlar de forma contínua o funcionamento do equipamento e apresenta vibrações resultantes das elevadas amplitudes dos movimentos associadas à elevada inércia e aos problemas de toleranciamento dimensional do dispositivo.

Também se verificou que o dispositivo não funcionava no modo de reabilitação ativa, uma vez que o nível 1 não realizava a força suficiente para mover o pé do utilizador, e os atuadores pneumáticos implementados não tinham capacidade para realizar os exercícios de modo a contrariar a força exercida pelo pé. Ainda, os reguladores de caudal de ar são de elevada sensibilidade e não se conseguia reduzir o curso de ar de modo a evitar os movimentos bruscos sem comprometer a capacidade do funcionamento desejado do dispositivo, visto que este deixava de conseguir exercer força suficiente para realizar os exercícios.

Um outro problema identificado foi o elevado ruído que o equipamento produziu em funcionamento. Este deve-se não só ao ruído mecânico resultante da constituição dos mecanismos utilizados, mas também é associado à tecnologia de transmissão de energia utilizada. O ruído mecânico surge do mecanismo de deteção do movimento por choques de batentes mecânicos associado à elevada massa do dispositivo. No entanto, a grande maioria do ruído deve-se aos escapes do ar nas válvulas, assim como fugas nas condutas de ar e nas electroválvulas do circuito pneumático.

Além dos problemas identificados e referidos acima, o dispositivo não permite a regulação da amplitude dos movimentos de forma automática, esta tem de ser realizada manualmente por quem opera o dispositivo.

A tecnologia pneumática foi originalmente adotada por ser mais económica que a elétrica e com o objetivo de permitir a reabilitação ativa e passiva da articulação tibiotársica. No entanto, é notável que os problemas detetados derivam da escolha do tipo de sistema

implementado, pelo que mesmo que sejam feitas melhorias ao nível dos componentes mecânicos e redimensionamento do dispositivo, a maior parte dos problemas persistiriam, pois são associados à tecnologia pneumática. Apesar das vantagens referidas anteriormente em utilizar o ar como fonte de transmissão de energia mecânica, este é de difícil controlo.

Este tipo de tecnologia necessita de manutenção frequente pois requer a existência de uma rede de ar comprimido, utiliza tubagens para a passagem do ar, válvulas para controlar o caudal e pressão do fluido e cilindros pneumáticos para atuação do sistema. Esta carência de manutenção frequente, além de ser inconveniente faz crescer os gastos de manutenção e implica intervenção direta por parte de um operador o que exigiria um técnico ou que o profissional de saúde tivesse formação para tal, o que não é provável.

Através do teste cinemático foi possível obter valores de aceleração da articulação na realização dos exercícios de reabilitação, estes dados foram sujeitos a uma análise estatística recorrendo ao Microsoft Excel.

Por motivos desconhecidos alguns dos testes realizados foram interrompidos antes dos 15s, no entanto não provocou interferência nos resultados, sendo que entre o teste e reteste o erro era desprezável.

As acelerações obtidas são descritas em vetores decompostos nos eixos de x, y e z, de modo a ser possível a comparação entre amostras foi calculada a aceleração total pela fórmula $\sqrt{(x^2 + y^2 + z^2)}$, sendo que todos os vetores tinham como referência a origem.

Uma vez obtidos os valores de aceleração, foi necessário excluir os *outliers*. Os *outliers* são dados que se encontram fora de um padrão de distribuição normal e a sua exclusão é necessária para reduzir o erro na análise estatística. Na figura 4.8 está presente um exemplo de eliminação de *outliers* num dos testes realizados por um voluntário. Para tal foi determinado um limite superior pela amplitude interquartis (linha vermelha representada na figura 4.8) uma vez que é frequentemente usada para a identificação de *outliers*. Neste caso são considerados *outliers* os valores acima do limite superior, $Q3 + 1.5 \text{ IQR}$. O valor de IQR corresponde à diferença entre os quartis 3 e 1, valores obtidos pela função Excel QUARTIL.EXC.

Foi selecionado o maior valor de aceleração imediatamente abaixo desse limite, que corresponde ao valor de aceleração máxima no teste realizado.

De seguida calculou-se o erro entre teste e reteste, calculando o valor mínimo da diferença.

Eliminaram-se os testes de um dos participantes, pois os erros eram elevados, mostrando inconsistência, pelo que também diferiam muito do resto da amostra.

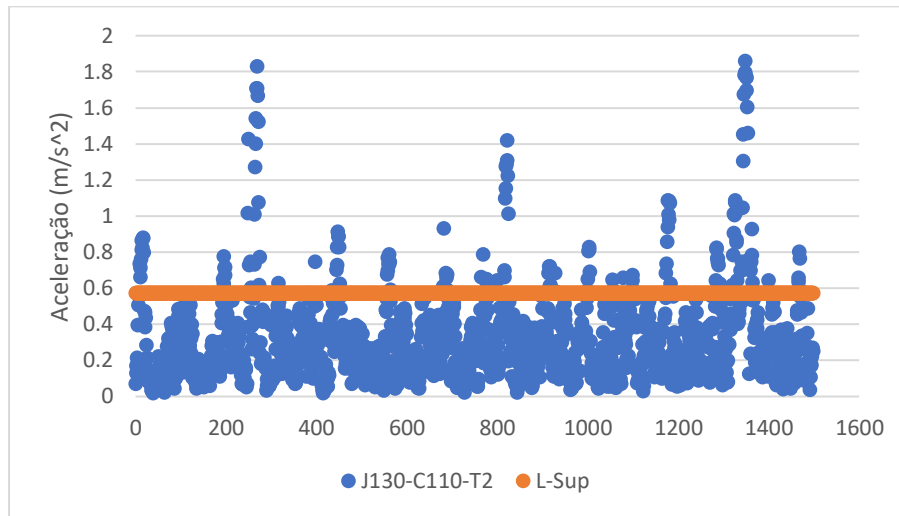


Figura 4.8 - Exemplo de exclusão de outliers para um ensaio de adução/ abdução de um voluntário.

Calculou-se a média, desvio padrão e variância para todos os valores de uma pessoa no mesmo tipo de exercício, uma vez que a aceleração varia em amplitude de acordo com o tipo de exercício. Foram excluídos os testes em que os valores de erro entre teste e reteste eram superiores a 25% e exclui-se o teste com valor mais afastado da média.

Excluídos os valores, isolaram-se os máximos de cada voluntário, que podem ser observados na figura 4.9. Todos os participantes obtiveram aceleração máxima no par de movimentos de dorsiflexão/ flexão plantar.

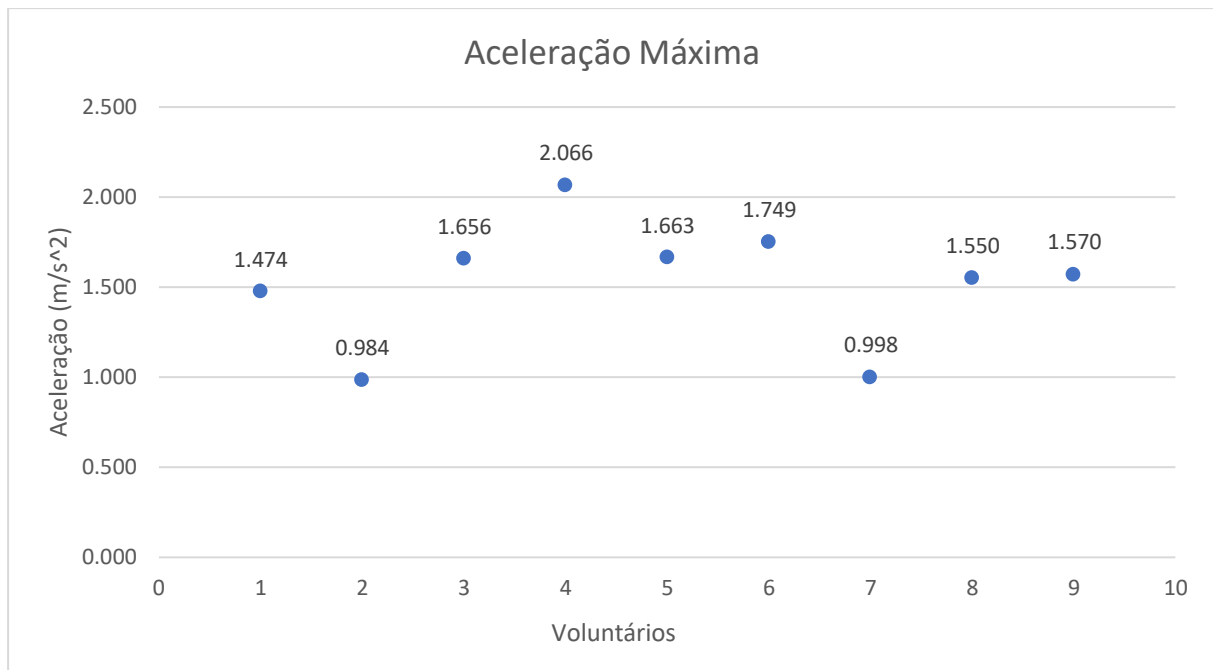


Figura 4.9 - Aceleração máxima da articulação de cada voluntário.

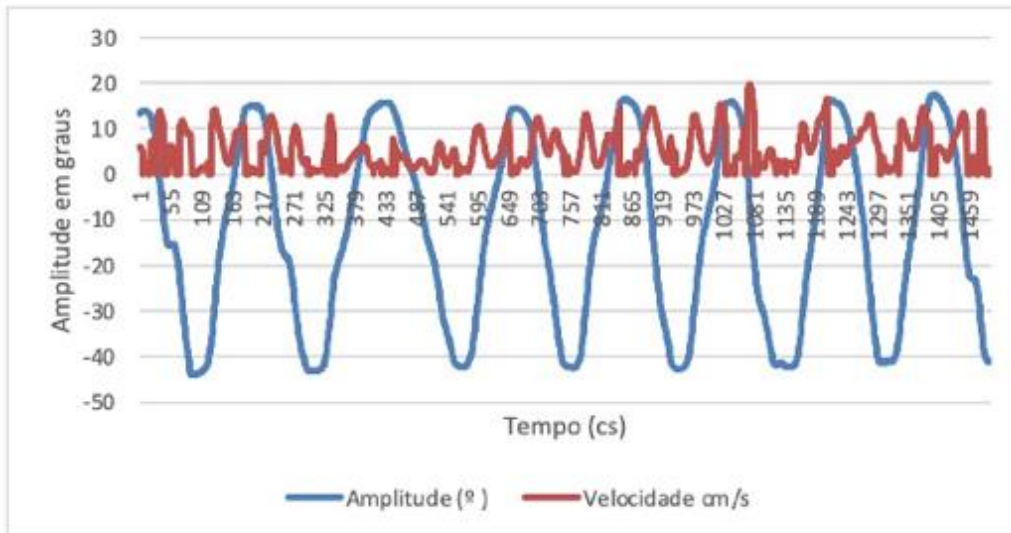
As diferenças entre acelerações não são justificadas pelo sedentarismo e atividade física dos voluntários, uma vez que nem todas as pessoas que apresentavam um nível de sedentarismo mais elevado obtiveram acelerações mais baixas, ou para os de nível mais baixo acelerações mais elevadas. Da mesma forma, não existe qualquer correlação a nível de diferença entre sexo ou diferença entre prática ou não de desporto.

No entanto a aceleração máxima obtida pode ainda assim não corresponder à realidade. Para tal, foi selecionado o participante mais representativo, o que apresenta valores mais consistentes quer nas acelerações quer nas amplitudes de movimento obtidas e estudou-se intensivamente todos os movimentos para esse participante de modo a validar os resultados. Foi então selecionado o voluntário 9, com uma aceleração máxima medida próxima da média das acelerações máximas medidas de todos os voluntários e com maiores amplitudes de movimento, também sendo o que apresenta menos erro entre testes e retestes, e com menos valores excluídos. Para isso, combinaram-se estudos, de acelerações e velocidades para os seis exercícios de reabilitação. A análise foi dividida em 3 movimentos.

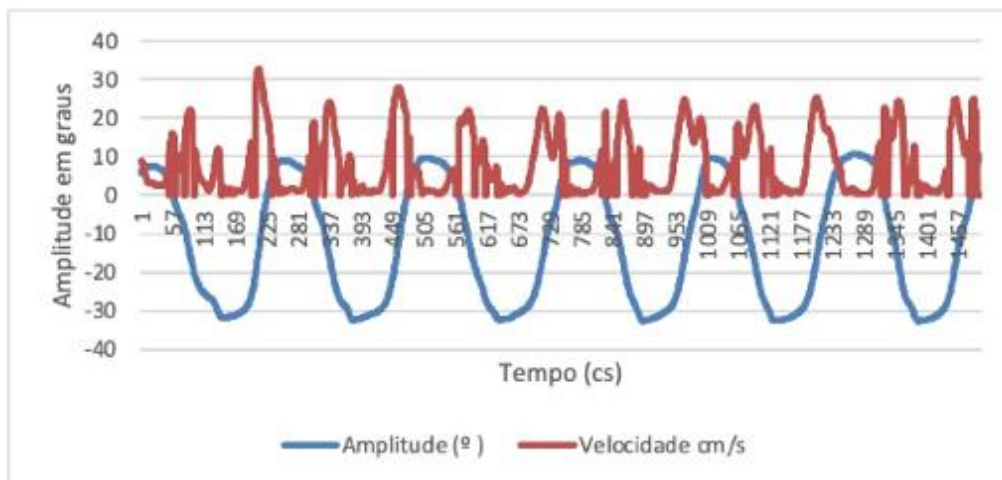
Para cada par de movimentos foi selecionado um ensaio, independentemente da posição de joelho e costas ou se era um teste ou reteste, o critério de seleção consistiu na combinação de dois acontecimentos: ensaio com maiores amplitudes e maiores acelerações.

A cada movimento foi associada a amplitude máxima e aceleração máxima, que se registam no momento de inversão de movimento e a velocidade máxima alcançada no movimento. Quando a amplitude é máxima, a velocidade tem um valor próximo de zero, como é possível observar na figura 4.10, e a aceleração é máxima.

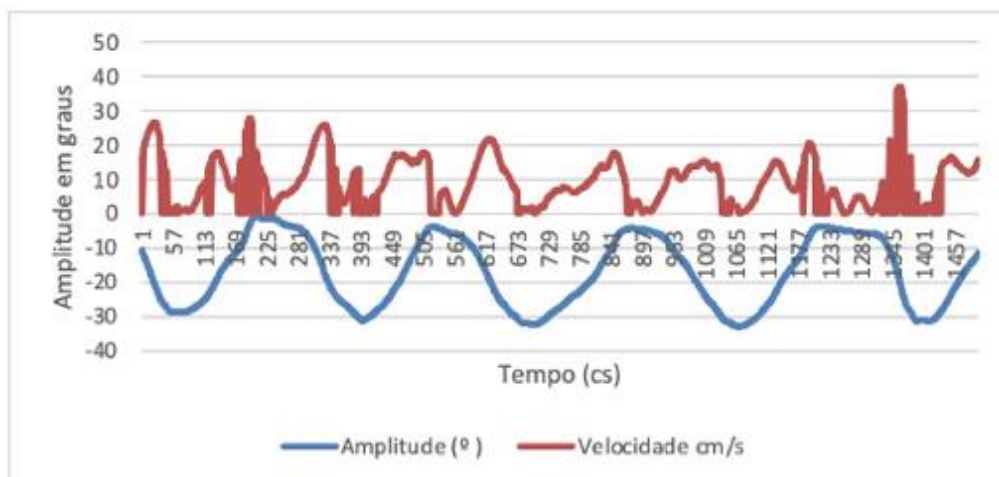
Nesta análise foi possível verificar que alguns valores de aceleração que tinham sido considerados outliers, correspondem na realidade a valores de aceleração de pico de amplitude e são válidos.



(a)



(b)



(c)

Figura 4.10 - Amplitudes e velocidades para os pares de movimento adução/abdução (a), dorsiflexão/flexão plantar (b) e inversão/eversão (c).

No par de movimentos de adução e abdução foram registadas 7 aduções e 7 abduções, como é possível observar na tabela 4.2. O vetor aceleração apresenta valores superiores na sua componente em x, indicando o movimento em torno do eixo vertical, z. Para o movimento de adução foi executado com uma frequência de 0,5 Hz, e registou uma aceleração máxima média de 1,25 m/s² e uma velocidade máxima média de 0,12 m/s. Para o movimento de abdução foi executado com uma frequência de 0,51 Hz, e registou uma aceleração máxima média de 1,83 m/s² e uma velocidade máxima média de 0,12 m/s. As velocidades para os exercícios de adução e abdução são semelhantes e indicam uma repetibilidade, que foi possível devido à estabilidade e reduzida inércia do nível 1 do Therapheet.

Tabela 4.2 - Valores obtidos para os movimentos de adução (AD) e abdução (ABD).

Movimento	Amplitude (°)	Aceleração máxima m/s ²	Vetor Aceleração Máxima			Octante	Velocidade máxima m/s	Frequência AD Hz	Frequência ABD Hz
			A x	A y	A z				
AD	-43,8	1,35	-1,30	0,29	0,21	2	0,12	0,50	0,51
ABD	15,0	1,25	1,17	-0,32	-0,30	8	0,14		
AD	-43,0	1,30	0,91	-0,52	-0,32	8	0,10		
ABD	15,7	1,76	1,63	-0,65	0,06	4	0,13		
AD	-42,1	0,98	-0,21	-0,59	0,76	3	0,07		
ABD	14,5	1,12	-0,81	-0,15	0,76	3	0,10		
AD	-42,2	1,95	1,46	-1,08	-0,71	8	0,10		
ABD	16,5	1,53	1,20	-0,94	-0,05	8	0,13		
AD	-42,7	0,96	-0,69	0,66	0,07	2	0,15		
ABD	15,9	1,30	1,21	-0,25	-0,39	8	0,13		
AD	-41,8	1,00	-0,83	0,56	0,03	2	0,20		
ABD	16,3	3,50	2,51	-1,12	-2,15	8	0,11		
AD	-41,1	1,21	0,86	-0,64	-0,56	8	0,13		
ABD	17,4	2,40	2,02	-1,18	-0,52	8	0,12		

No par de movimentos de dorsiflexão e flexão plantar foram registadas 6 flexões plantares e 5 dorsiflexões, como é possível observar na tabela 4.3. A componente z do vetor aceleração tem, em média, valores superiores, o que indica que o movimento é realizado em simetria ao plano axial, e que, portanto, se realiza em torno do eixo y. Para o movimento de flexão plantar foi executado com uma frequência de 0,39 Hz, e registou uma aceleração máxima média de 1,30 m/s² e uma velocidade máxima média de 0,23 m/s. Para o movimento de dorsiflexão foi executado com uma frequência de 0,41 Hz, e registou uma aceleração máxima média de 0,93 m/s² e uma velocidade máxima média de 0,27 m/s.

Tabela 4.3 - Valores obtidos para os movimentos de dorsiflexão (D) e flexão plantar (FP).

Movimento	Amplitude (°)	Aceleração Máxima m/s ²	Vetor Aceleração Máxima			Octante	Velocidade máxima	Frequência D Hz	Frequência FP Hz
			A x	A y	A z				
FP	-31,6	1,11	-0,95	0,48	-0,33	6	0,22	0,41	0,39
D	8,8	1,13	-0,06	-0,47	1,02	3	0,33		
FP	-32,2	1,09	-0,25	-0,51	0,93	3	0,24		
D	9,5	0,71	-0,11	-0,17	0,68	3	0,28		
FP	-32,2	1,64	0,54	0,34	-1,51	5	0,22		
D	9,1	0,57	-0,12	-0,18	0,53	3	0,22		
FP	-32,3	1,06	-1,03	-0,13	-0,19	7	0,24		
D	9,5	1,62	-0,01	-0,89	1,36	3	0,25		
FP	-32,5	1,59	0,06	-1,09	1,16	4	0,23		
D	10,7	0,60	-0,04	-0,23	0,55	3	0,25		
FP	-32,4	1,34	-1,19	-0,50	0,37	3	0,25		

No par de movimentos de inversão e eversão foram registadas 5 eversões e 4 inversões, como é possível observar na tabela 4.4. Para todos os movimentos de eversão o vetor no eixo y tem um sinal negativo, e para os movimentos de inversão um sinal positivo, o que indica a simetria dos movimentos em relação ao plano sagital, sendo que se verifica o movimento no plano frontal. Para o movimento de eversão foi executado com uma frequência de 0,3 Hz, e registou uma aceleração máxima média de 0,94 m/s² e uma velocidade máxima média de 0,25 m/s. Para o movimento de inversão foi executado com uma frequência de 0,23 Hz, e registou uma aceleração máxima média de 1,05 m/s² e uma velocidade máxima média de 0,16 m/s.

Tabela 4.4 - Valores obtidos para os movimentos de inversão (I) e eversão (E).

Movimento	Amplitude (°)	Aceleração Máxima m/s ²	Vetor Aceleração Máxima			Octante	Velocidade máxima m/s	Frequência E s ⁻¹	Frequência I s ⁻¹
			A x	A y	A z				
E	-28,7	1,12	-0,72	-0,54	0,67	3	0,27	0,30	0,23
I	-1,5	1,04	-0,94	0,44	0,04	2	0,18		
E	-30,7	1,52	-1,17	-0,61	0,75	3	0,26		
I	-4,1	1,40	-1,20	0,69	-0,14	6	0,17		
E	-32,3	0,55	0,42	-0,15	0,31	4	0,22		
I	-4,4	0,85	-0,74	0,41	-0,05	6	0,14		
E	-32,9	0,65	0,46	-0,18	0,43	4	0,16		
I	-3,9	0,91	-0,80	0,43	0,11	2	0,15		
E	-31,3	0,88	0,34	-0,53	0,61	6	0,37		

Conclui-se que devido ao movimento manual não existe grande repetibilidade o que condiciona os resultados dos testes e a análise dos dados.

5. PROJETO CONCETUAL. DETERMINAÇÃO DE SOLUÇÕES

No seguinte capítulo é realizado o estudo de novas soluções para o problema. Assim, levantadas as necessidades através da análise de um questionário, são estabelecidos os objetivos, requisitos e especificações técnicas do projeto. Adicionalmente, estabeleceram-se as funções e as subfunções do equipamento e sugeriram-se soluções alternativas, que posteriormente, analisadas as vantagens e desvantagens de cada uma, levaram a uma solução final.

O processo de desenvolvimento do projeto é constituído por uma série de etapas que se seguem para encontrar uma solução para um problema. Muitas vezes, a solução envolve projetar um produto que atenda a determinados critérios e / ou realize uma determinada tarefa. Projetar consiste em formular um plano para atender a uma necessidade e resolver um problema. Existem vários métodos para estimular o pensamento criativo que procuram promover o fluxo de ideias ou alargar o âmbito de procura de soluções. Desta forma, é necessário organizar os objetivos do projeto e avaliar as ideias a fim de obter um mecanismo funcional e otimizado para a sua função.

A conceção deste projeto segue uma adaptação do modelo de French (1999) que está representado na figura 5.1.



Figura 5.1 – Processo de desenvolvimento do projeto.

O processo de conceção de projeto inicia-se com um problema ao qual queremos atender, e, portanto, começa com a observação de uma necessidade que é então analisada, levando a uma definição inequívoca do problema. É necessário ter em conta a viabilidade comercial, isto é, se existe mercado para o dispositivo, perceber de que modo é que o dispositivo irá competir com o que já existe no mercado e se não são infringidas patentes (Aitchison, Hukins, Parry, Shepherd, & Trotman, 2009; Wynn & Clarkson, 2005). Neste caso foi feito anteriormente, no capítulo 3 desta dissertação, um levantamento dos dispositivos

existentes no mercado, pretendendo-se assim otimizar o dispositivo de reabilitação da articulação tibiotársica *Therapheet*.

Na identificação do problema estabelece-se um conjunto de objetivos e sub-objetivos e determina-se as funções que o dispositivo deve realizar, que vão de encontro aos requisitos e especificações técnicas do produto (Silva, 2016).

Após determinadas as especificações técnicas passa-se ao projeto concetual, onde é realizado um estudo de possíveis soluções alternativas que atendam aos sub-objetivos e por conseguinte aos objetivos estabelecidos. O *brainstorming* e a TRIZ (Teoria para Resolução de Problemas Inventivos) são exemplos de ferramentas que auxiliam na geração de soluções para atender aos requisitos.

Durante a fase de projeto concetual, vários conceitos são gerados, cada um representando um conjunto de princípios físicos para resolver o problema, isto é, são geradas sub-soluções que resolvam as subfunções anteriormente definidas (Wynn & Clarkson, 2005).

Esses esquemas são transformados numa representação mais concreta para permitir avaliação e comparação. Os conceitos resultantes são avaliados para definir aquele que se apresenta mais fiável e que melhor se adequa formando a base da solução final para seguidamente iniciar a fase de projeto detalhado (Wynn & Clarkson, 2005).

O projeto detalhado consiste então em utilizar as ideias concetuais e especificar os componentes, isto é, dimensionar os componentes a ser incorporados no dispositivo. Devem ser incluídas nesta etapa a lista de peças, especificação de materiais, os desenhos técnicos, modelos 3D, a avaliação de preço, etc. No final, através de testes e simulações verificamos a viabilidade do projeto. Nesta fase poderão ser encontrados aspetos a melhorar e pode ser necessário aplicar novas alterações e efetuar novos testes, sendo este um processo sistemático até se obter a solução que cumpra os requisitos (Aitchison et al., 2009; Silva, 2016).

5.1 Levantamento de necessidades e Identificação do problema

De modo a complementar as informações bibliográficas e a definir quais os aspetos necessários para o projeto do dispositivo elaborou-se um questionário, que foi publicado na base nacional da Associação Portuguesa de Fisioterapeutas e se encontra no Anexo III – Questionário a Fisioterapeutas. De um modo geral os profissionais de saúde alertam para o

aumento das lesões de entorse devido à prática de desporto, assim como à reincidência devido entorses prévias. Na figura 5.2 estão representadas as respostas em frequência.

A reabilitação da articulação é adaptada a cada paciente de acordo com o grau da entorse e estágio da reabilitação, mostrando-se ser necessária uma certa adaptabilidade do dispositivo a projetar.



Figura 5.2 - Respostas do questionário a fisioterapeutas.

As posições em que se realizam os exercícios, assim como os meios de realização e o tempo de reabilitação são variáveis. A amplitude dos exercícios a realizar depende também de cada paciente, sendo estabelecido como limite o limiar da dor, ou seja, o máximo permitido pela articulação sem provocar dor ao paciente, o que exige que as amplitudes de exercício sejam ajustáveis.

5.2 Estabelecimento dos objetivos

Em todas as fases do projeto é bastante útil ter uma ideia clara dos objetivos apesar destes poderem sofrer pequenas alterações ou serem completamente alterados à medida que as soluções se comecem a desenvolver. Assim, por forma a controlar e administrar o desenvolvimento do projeto, é importante o uso de uma lista com a exposição dos objetivos, que seja simples e clara, e facilmente entendível.

Os objetivos devem ser simples, claros e fáceis de entender. O método da árvore de objetivos oferece um formato claro para a exposição dos objetivos, permitindo realçar os objetivos e os meios para os atingir, e mostrar, numa representação esquemática em forma de diagrama, o modo como os diferentes objetivos se encontram relacionados entre si, bem como a hierarquia entre objetivos e sub-objetivos. Assim, para a clarificação e expansão dos objetivos deve-se ter em conta a razão pela qual queremos alcançar o objetivo, como podemos alcançar e ter sempre presente de forma clara o problema em questão (Silva, 2018a).

Para estruturar o dispositivo e definir quais as funções e requisitos que deveriam estar presentes no problema foi organizada uma árvore de objetivos, ilustrada na figura 5.3, cujos pontos principais estabelecidos se focam na segurança, desempenho e custo.

A segurança é um ponto de consideração obrigatória, principalmente numa aplicação biomédica, uma vez que deve ser considerado o perigo que poderia resultar do funcionamento incorreto deste dispositivo. Foram então considerados e incluídos dois sub-objetivos na segurança: a estabilidade e a confortabilidade do dispositivo, pois é necessário que este seja estável durante a realização dos exercícios permitindo um movimento controlado de modo a não causar nenhum dano ao paciente. O dispositivo deve permitir uma reabilitação confortável, de forma a que não provoque dor ao paciente.

O desempenho do dispositivo de reabilitação do tornozelo é um dos principais pontos de destaque e é assegurado pela capacidade de realizar os seis exercícios de reabilitação da articulação tibiotársica (dorsiflexão, flexão plantar, abdução, adução, inversão e eversão), pela facilidade de operação do dispositivo, pela simples manutenção do equipamento, pela robustez do dispositivo, pois tem de suportar a força exercida pelo pé, pela sua fiabilidade, assim como pela capacidade de se ajustar em amplitude de movimento para diferentes pacientes e diferentes estádios da reabilitação, pela capacidade de exercer um torque de atuação apropriado à fase de reabilitação. Deve ser um sistema automatizado e de controlo automático que permita a repetibilidade dos exercícios.

Por fim, foi destacada a importância do custo, uma vez que definirá o sucesso do produto no mercado, pois as suas vantagens devem ser suficientes para justificar a diferença de preço entre os produtos concorrentes. O baixo custo do dispositivo pode ser atingido através do baixo custo de fabrico e de manutenção do mesmo, a fácil aquisição dos seus componentes (componentes *off-the-shelf*) e ainda através do reduzido número dos mesmos.

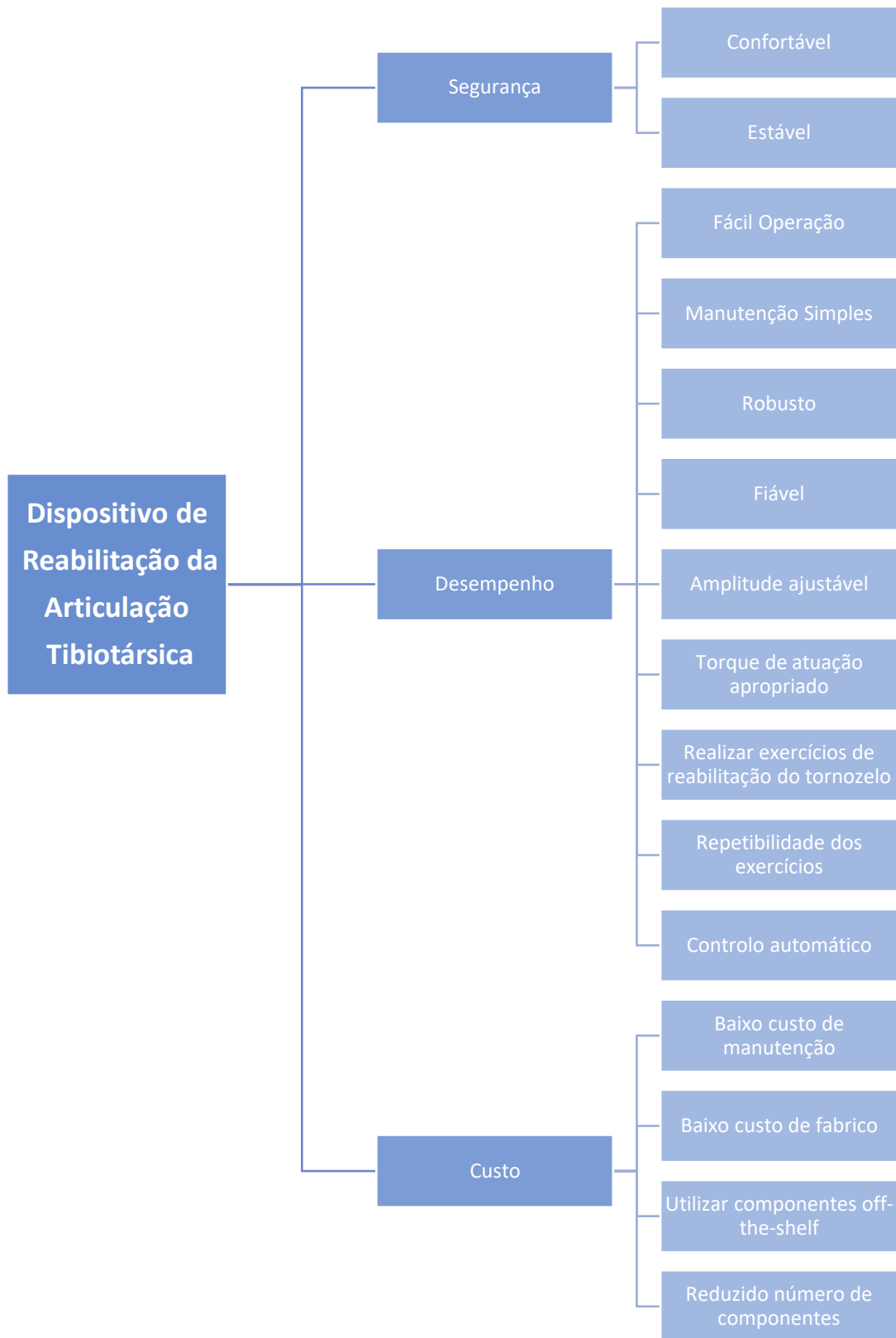


Figura 5.3 - Árvore de objetivos do projeto.

5.3 Estabelecimento dos requisitos e especificações

Os problemas conceptuais são sempre estabelecidos dentro de certos limites. Ao estabelecerem-se limites do que deverá ser alcançado no projeto, as especificações de desempenho restringem a gama de soluções aceitáveis que deverão ser consideradas para resolver o problema. O método da especificação do desempenho realça o desempenho que uma determinada solução deverá alcançar e não um qualquer componente físico que poderá ser útil como meio para se atingir esse mesmo desempenho, auxiliando na definição do problema e permitindo alcançar uma solução satisfatória (Silva, 2018c).

Ao preparar uma lista detalhada de requisitos, é essencial defini-los claramente e as circunstâncias em que devem ser cumpridos. Os requisitos devem ser identificados como exigências ou desejos. As exigências são requisitos que devem ser atendidos em todas as circunstâncias, caso contrário torna a solução inaceitável. De modo a que, os requisitos desejados devem ser levados em consideração sempre que possível mas não definem a viabilidade da solução (Pahl, Beitz, Feldhusen, & Grote, 2006).

De uma forma geral, os requisitos determinam condições de segurança, funcionalidade e constituição do equipamento. Com o propósito de reabilitar a articulação tibiotársica, a tabela 5.1 apresenta as especificações que se pretende para o dispositivo *Therapheet*.

- 1. Realizar os seis movimentos de reabilitação da articulação tibiotársica (abdução, adução, dorsiflexão, flexão plantar, inversão e eversão):** este requisito é uma exigência, uma vez que o propósito do dispositivo é exatamente possibilitar a reabilitação do tornozelo através destes exercícios.
- 2. Realizar os exercícios de forma controlada dentro de uma faixa de amplitude permitida pela articulação, compreendida entre 0º e 45,8º:** este requisito é uma exigência. O dispositivo só pode permitir o movimento dentro dos limites da biomecânica da articulação, tendo em conta que esta se encontra em reabilitação e, portanto, com ADM reduzida. Deve permitir o exercício de dorsiflexão com uma amplitude até 29,8º, o de flexão plantar até 45,8º, o de inversão até 22º, o de eversão até 17º, o de adução até 36º e o de abdução até 25,9º. Os exercícios têm de ser

executados de forma controlada de modo a não comprometer a segurança do paciente e a promover uma reabilitação eficaz.

3. Segurança do paciente: este requisito é uma exigência, é uma consideração obrigatória, principalmente numa aplicação biomédica, uma vez que a saúde do paciente está em risco caso o equipamento não seja seguro durante o funcionamento. Não pode causar qualquer dano ou prejudicar o processo de reabilitação.

4. Estabilidade do equipamento em funcionamento: este requisito é uma exigência. É imprescindível que o equipamento se mantenha estável durante o funcionamento, de modo a não prejudicar a recuperação do paciente.

Tabela 5.1 - Especificações do projeto.

		Especificações para o dispositivo de reabilitação <i>Therapheet</i>	Página 1
Mudanças	Exigido (E) Desejado (D)	Requisitos	Responsabilidades
	E	1. Realizar os seis movimentos de reabilitação dar articulação tibiotársica (abdução, adução, dorsiflexão, flexão plantar, inversão e eversão)	
	E	2. Realizar os exercícios de forma controlada dentro de uma banda de amplitude permitida pela articulação, compreendida entre 0º e 45,8º	
	E	3. Segurança do paciente	
	E	4. Estabilidade do equipamento em funcionamento	
	E	5. Repetibilidade dos exercícios de reabilitação	
	D	6. Robusto e constituído por materiais resistentes	
	E	7. Operação simples	
	D	8. Fiabilidade	
	D	9. Durabilidade	

5. **Repetibilidade dos exercícios de reabilitação:** este requisito é uma exigência, visto que a reabilitação eficaz da articulação tibiotársica só é alcançada pela execução repetitiva dos exercícios.
6. **Robusto e constituído por materiais resistentes:** este requisito é desejado, pois se forem selecionados materiais mais resistentes tornam o dispositivo mais robusto e resistente aos esforços a que está sujeito.
7. **Operação simples:** este requisito é exigido. O dispositivo deve ter um sistema de controlo simples, intuitivo e fácil de utilizar, de modo que o fisioterapeuta não tenha qualquer dificuldade em operá-lo.
8. **Fiabilidade:** este requisito é desejado. É pretendido que a probabilidade do produto funcionar ao longo do tempo seja elevada e, portanto, que falhe o menor número de vezes possíveis.
9. **Durabilidade:** este requisito é desejado. Sendo este um dispositivo complexo e de elevados custos deve possuir uma validade de longo-termo.

5.4 Estabelecimento das funções e subfunções

O estabelecimento das funções e subfunções de um sistema, segundo o método da análise de funções, considera as funções essenciais e o nível para o qual o problema deverá ser atingido. Estabelecem-se como funções essenciais aquelas que o dispositivo deverá satisfazer, independentemente dos componentes físicos que poderão ser usados (Silva, 2018b).

A função global “Reabilitação da Articulação Tibiotársica”, expressa através da conversão da entrada de um paciente com patologia na saída de um paciente reabilitado, está representada na figura 5.4a.

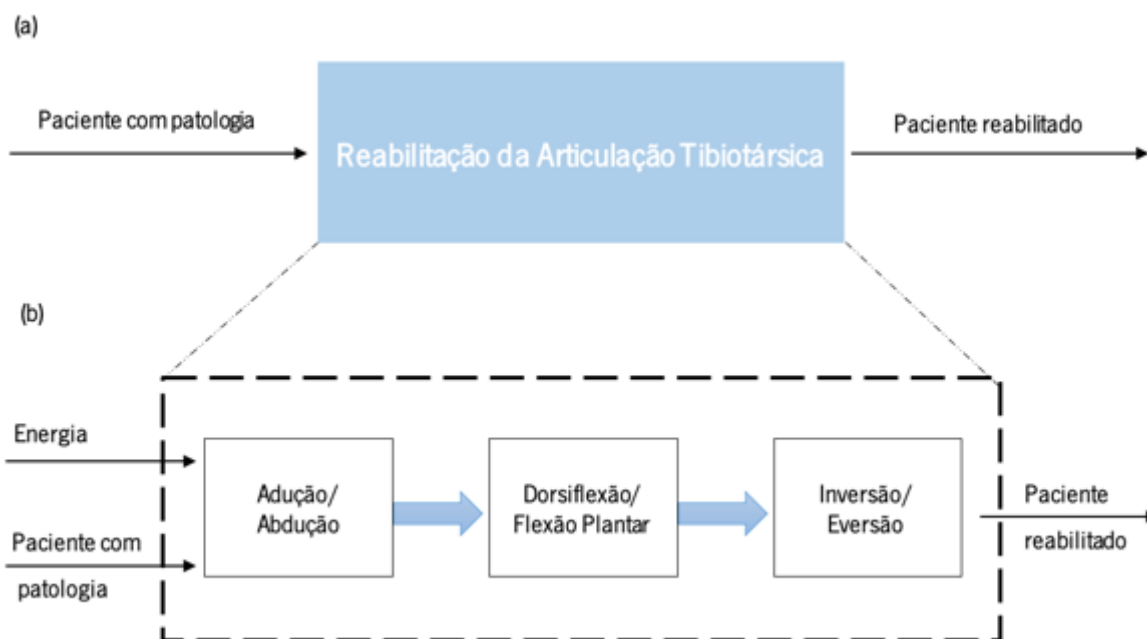


Figura 5.4 – Diagrama estrutura de funções (a) e subfunções (b) do projeto.

O diagrama de blocos, representado na figura 5.4b, consiste na representação de todas as subfunções que foram, separadamente, identificadas e encerradas em caixas, as quais são ligadas entre si por entradas e saídas, de forma a satisfazer a função global do dispositivo a ser projetado (Silva, 2018b). As entradas do diagrama incluem o paciente com patologia e energia mecânica. A saída será o paciente reabilitado. O limite do sistema, que define um conjunto de subfunções que permitem obter a saída desejada, inclui as subfunções relativas aos exercícios de reabilitação de abdução/adução, dorsiflexão/flexão plantar e inversão/eversão, representado a traço interrompido na figura 5.4b. A ordem em que se encontram as subfunções não representa uma ordem hierárquica ou ordem cronológica, visto que qualquer uma pode ser realizada independentemente da outra, têm o mesmo grau de importância e não apresentam uma ordem de concretização, no entanto não podem ser realizadas em simultâneo.

5.5 Descrição de soluções alternativas

Os principais problemas encontrados prendem-se à tecnologia utilizada no dispositivo original. A partir dos testes preliminares foi possível concluir então que a tecnologia pneumática não se adequa ao dispositivo, uma vez que é associada a problemas a nível de

ruído, pouco controlo de movimento e elevados custos de manutenção, entre as razões já indicadas na análise de resultados.

A tecnologia hidráulica é de fácil instalação, permite movimentos controlados, possibilita precisão no posicionamento e velocidade. No entanto, apresenta um elevado custo de implementação, assim como um custo elevado do fluido de trabalho e possui um baixo rendimento devido às várias transformações de energia, perdas de carga e vazamentos internos, pelo que não se torna uma alternativa atraente.

Os servomotores são uma tecnologia frequente em aplicações onde se deseja movimentos precisos e controlados. Uma outra característica que se torna relevante para a aplicação pretendida é o facto destes terem a capacidade de movimentar o seu braço até uma posição previamente definida, e conseguir mantê-lo nessa posição, mesmo que sujeito a forças externas. Contudo, os servomotores são uma tecnologia dispendiosa.

De uma forma geral, tendo conta as vantagens e desvantagens de cada tecnologia, verificou-se que, de facto, uma transmissão de energia mecânica recorrendo a servomotores, é a mais vantajosa, sendo que é então esta a tecnologia aplicada nas soluções apresentadas de seguida.

A criação de soluções é um aspeto essencial e central no processo de conceção. O método dos mapas morfológicos permite identificar novas combinações de elementos para a determinação de uma nova solução. Diferentes combinações de sub-soluções podem ser seleccionadas a partir deste e poderão conduzir a novas soluções não identificadas previamente. Na Tabela 5.2, é apresentado o mapa morfológico que expõe todas as soluções teoricamente possíveis para o desenvolvimento do dispositivo. À esquerda, posicionadas verticalmente, estão listadas as subfunções essenciais do dispositivo de reabilitação, sendo registada, para cada linha, a lista de sub-soluções ou meios necessários para alcançar as subfunções.

Tabela 5.2 - Mapa morfológico do projeto.

<i>Sub-soluções</i>	1	2	3
<i>Subfunções</i>			
<i>A. Adução/ Abdução</i>	Plataforma giratória na parte inferior do dispositivo	Plataforma giratória na parte superior do dispositivo	

<i>B. Dorsiflexão/ Flexão Plantar</i>	Atuadores lineares com rótulas em ambas as extremidades dos atuadores	Atuadores lineares com guia linear na extremidade superior	Plataforma semicilíndrica com movimento angular
<i>C. Inversão/ Eversão</i>	Atuadores lineares com rótulas em ambas as extremidades dos atuadores	Atuadores lineares com guia linear na extremidade superior	Plataforma semicilíndrica com movimento angular

A gama das possíveis soluções é obtida combinando a seleção de apenas uma sub-solução, por linha, para todas as subfunções consideradas. Na escolha das possíveis soluções foram excluídas soluções cujas combinações eram incompatíveis, ou seja, soluções impossíveis. Assim sendo, obteve-se um conjunto de cinco possíveis soluções. Todas soluções apresentam 2 níveis, desta forma em comparação ao dispositivo atual as novas alternativas serão de menor massa resolvendo os problemas relacionados com as dimensões excessivas e reduzindo no número de componentes.

5.5.1 Solução 1

A solução 1 resulta da combinação da plataforma giratória na parte inferior do dispositivo que é responsável pelos movimentos de adução e abdução, e dos atuadores lineares com rótulas em ambas as extremidades dos atuadores que possibilitam os exercícios de dorsiflexão, flexão plantar, eversão e inversão da articulação. Na figura 5.5 está representado um esboço da solução.



Figura 5.5 - Esboço da solução 1.

Esta solução é composta por 2 níveis: uma caixa com servomotor que permite a rotação de uma placa em torno do eixo vertical, efetuando os exercícios de adução/ abdução e 4 atuadores fixos nesta placa, com rótulas na sua extremidade de modo a permitir o movimento correto da placa circular superior, efetuando os restantes movimentos. Os movimentos seriam gerados pelo movimento dos atuadores a pares, isto é, para os movimentos de inversão e eversão movem-se os atuadores que se encontram paralelamente à lateral do pé, sendo que os outros têm de permanecer fixos. Já para os exercícios de dorsiflexão e flexão plantar movem-se os dois atuadores dispostos nas pontas e calcanhar do pé respetivamente.

5.5.2 Solução 2

A solução 2 resulta da combinação da plataforma giratória na parte superior do dispositivo que é responsável pelos movimentos de adução e abdução, e dos atuadores lineares com rótulas em ambas as extremidades dos atuadores que possibilitam os exercícios de dorsiflexão, flexão plantar, eversão e inversão da articulação. Na figura 5.6 está representado um esboço da solução.



Figura 5.6 - Esboço da solução 2.

Esta solução é composta por 2 níveis: uma plataforma circular com 4 atuadores, conectados por rótulas em ambas as extremidades permitindo os exercícios de dorsiflexão, flexão plantar, inversão e eversão, sendo que o nível superior é constituído por uma caixa com servomotor que permite uma rotação em torno do eixo vertical, efetuando os exercícios de adução/ abdução. O funcionamento dos atuadores para efetuar os exercícios de dorsiflexão/ flexão plantar e inversão/ eversão seguem o mesmo princípio descrito na solução 1.

5.5.3 Solução 3

A solução 3 resulta da combinação da plataforma giratória na parte superior do dispositivo que é responsável pelos movimentos de adução e abdução, e dos atuadores lineares fixos na sua extremidade inferior e acoplados a guias lineares na sua extremidade que possibilitam os exercícios de dorsiflexão, flexão plantar, eversão e inversão da articulação. Semelhante à solução 2.

Esta solução é composta por 2 níveis: uma caixa com servomotor que permite que permite a rotação de uma placa em torno do eixo vertical, efetuando os exercícios de adução/ abdução e 4 atuadores, que vão permitir os restantes movimentos, são fixos nas suas extremidades inferiores, sendo que, as extremidades superiores são ligadas a guias lineares

que permitem o movimento correto da placa circular. O funcionamento dos atuadores para efetuar os exercícios de dorsiflexão/ flexão plantar e inversão/ eversão seguem o mesmo princípio descrito na solução 1.

5.5.4 Solução 4

A solução 4 resulta da combinação da plataforma giratória na parte inferior do dispositivo que é responsável pelos movimentos de adução e abdução, e de uma plataforma semicilíndrica que possibilita os exercícios de dorsiflexão, flexão plantar, eversão e inversão da articulação. Na figura 5.7 está representado um esboço da solução.



Figura 5.7 - Esboço da solução 4.

Esta solução é composta por 2 níveis: uma caixa com servomotor que permite uma rotação em torno do eixo vertical, efetuando os exercícios de adução/ abdução, acima uma placa em forma de semicilindro que pelo movimento do nível inferior permite girar num eixo e executar os exercícios de dorsiflexão e flexão plantar quando o pé se encontra paralelo ao eixo de rotação, quando a plataforma inferior gira 180º o pé posiciona-se em linha com o eixo e permite realizar os movimentos de inversão e eversão. No entanto seria necessário remover o pé do dispositivo para trocar entre estes pares de exercícios.

5.6 Seleção da melhor solução

Após criadas as soluções alternativas, é necessário selecionar a melhor.

Recorreu-se a uma tabela de valor (tabela 5.3) para efetuar a comparação entre as soluções desenvolvidas e o dispositivo original, de forma a avaliar as alternativas e perceber qual será a mais vantajosa, e se de facto as alternativas são uma melhoria em relação ao dispositivo já existente.

Para cada objetivo, cada solução alternativa foi seguidamente avaliada como sendo muito melhor (símbolo ++); melhor (símbolo +); pior (símbolo -), ou muito pior (símbolo --), sendo feita uma comparação direta entre as soluções alternativas.

Tabela 5.3 - Tabela de valor para comparação das soluções alternativas e o dispositivo original.

<i>Conceitos</i> <i>Objetivos</i>	<i>Solução 1</i>	<i>Solução 2</i>	<i>Solução</i> <i>3</i>	<i>Solução 4</i>	<i>Original</i>
<i>Confortável</i>	++	++	++	++	+
<i>Estável</i>	++	--	++	--	--
<i>Fácil</i>	++	++	++	+	--
<i>Operação</i>					
<i>Manutenção</i>	++	++	+	++	--
<i>Simples</i>					
<i>Robusto</i>	+	+	+	+	++
<i>Fiável</i>	++	++	++	++	+
<i>Amplitude</i>					
<i>ajustável</i>	++	++	++	++	+
<i>Torque de</i>					
<i>atuação</i>	+	+	+	+	--
<i>apropriado</i>					
<i>Realizar</i>					
<i>exercícios de</i>	++	++	++	+	++
<i>reabilitação</i>					
<i>do tornozelo</i>					

<i>Conceitos</i> <i>Objetivos</i>	<i>Solução 1</i>	<i>Solução 2</i>	<i>Solução 3</i>	<i>Solução 4</i>	<i>Original</i>
<i>Controlo automático</i>	+	+	+	+	+
<i>Baixo custo de manutenção</i>	+	+	+	+	--
<i>Baixo custo de fabrico</i>	---	---	---	---	++
<i>Reduzido número de Componentes</i>	+	+	+	++	--
<i>Total (+)</i>	19	17	18	16	10
<i>Total (-)</i>	2	3	2	3	8
<i>Total</i>	17	14	16	13	2

Através da análise da tabela 5.3 é possível observar o valor total global ponderado das soluções alternativas é superior ao dispositivo original, verificando que estas são de facto uma melhoria em relação ao dispositivo original e que a solução 1 surge como estando à frente das demais, sendo por isso, a solução que cumpre de melhor forma os objetivos estabelecidos.

5.7 Seleção de materiais

A seleção dos materiais a utilizar no desenvolvimento do dispositivo é crucial para o seu sucesso terapêutico e comercial, sendo que esta seleção será feita tendo em conta os vários requisitos e limitações impostas nos componentes e nos materiais pelas realidades clínicas e comerciais.

Deste modo, para selecionar os materiais da caixa onde se encontra o servomotor e das plataformas de rotação e de flexão frontal/ lateral recorreu-se ao diagrama de *Ashby*,

figura 5.8, onde se pode relacionar nos vários materiais a tensão de cedência com o seu custo relativo.

Uma vez que a caixa deve armazenar o servomotor e suportar a força aplicada no dispositivo é necessário escolher um material com uma resistência elevada, pelo que a liga de alumínio apresenta uma elevada resistência, é leve e apresenta um custo reduzido comparado com outros metais, sendo por isso favorável. A plataforma de rotação também deve apresentar características semelhantes ao material da caixa, uma vez que suporta a força aplicada pelo pé e a força transmitida pelos atuadores, sendo que um material compósito se adequa à aplicação, sendo materiais resistentes, alguns de custo reduzido comparativamente a materiais com resistência semelhante e por ser um material mais leve. A plataforma de flexão frontal e lateral suporta o peso do pé e os esforços aplicados quando o dispositivo é utilizado no modo de mobilização ativa. Tal que deve ter uma elevada resistência, não deve ser de elevada densidade, sendo que um material compósito também se apresenta como dos materiais mais apropriados.

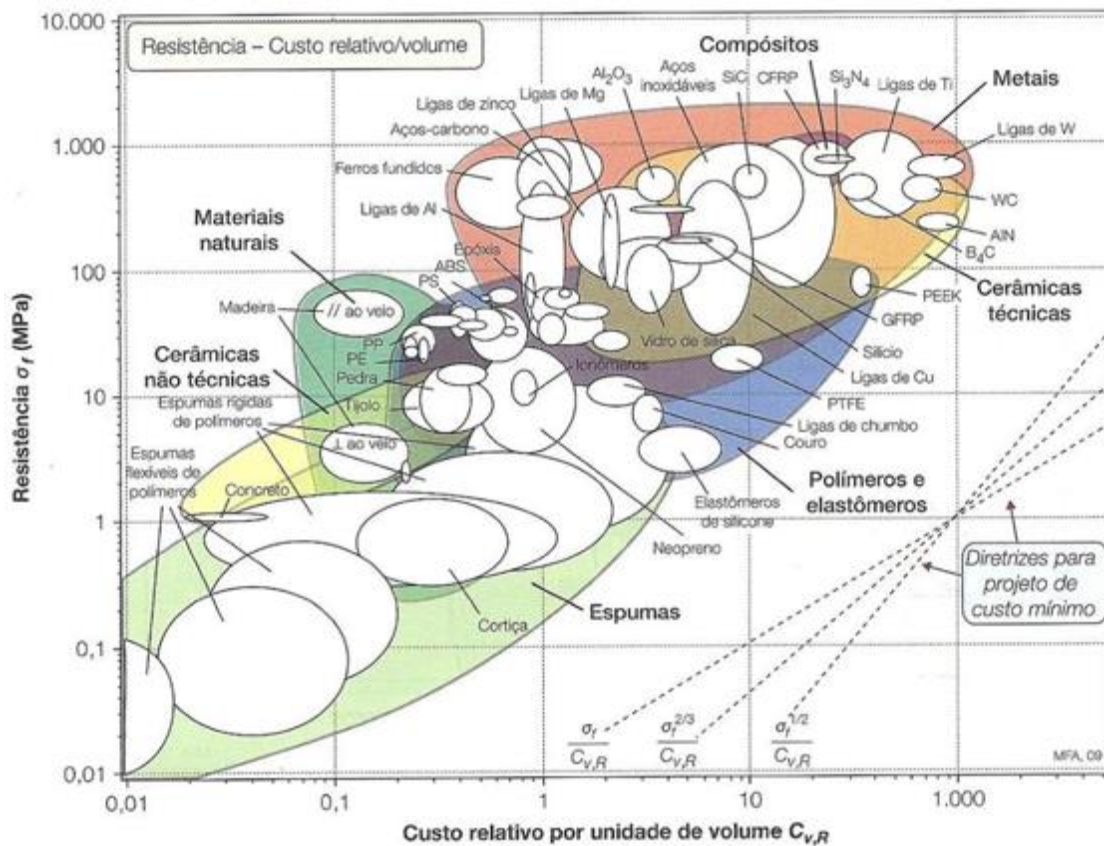


Figura 5.8 - Diagrama de Ashby.

Portanto, o material selecionado para os componentes referidos deve ainda ser resistente à corrosão, para que o dispositivo tenha uma maior durabilidade. O material selecionado para a caixa foi a liga de alumínio 6061, leve, resistente à corrosão e com elevada relação resistência/ peso comparativamente a outros metais. Já as plataformas de rotação e de flexão frontal/ lateral será fabricada em fibra de vidro revestido em *epoxy*. A fibra de vidro é mais barata e mais flexível do que a fibra de carbono, é mais forte do que muitos metais em peso, não é magnético, não é condutor, pode ser moldado em formas complexas e é quimicamente inerte pelo que apresenta pouco desgaste por corrosão. O revestimento em *epoxy* além de conferir mais resistência ao material concede um acabamento mais esteticamente atrativo.

6. PROJETO DETALHADO. DESENVOLVIMENTO DE UMA SOLUÇÃO

Neste capítulo é descrita a constituição do novo dispositivo, fazendo uma análise detalhada relativamente à seleção dos seus componentes e é apresentada a modelação do equipamento. Para além disso são descritas as suas funcionalidades.

Após selecionada a solução mais vantajosa no capítulo anterior procedeu-se à seleção e dimensionamento de componentes e modelação do dispositivo.

O novo modelo apresenta-se dividido em 2 níveis e apresenta 6 graus de liberdade. O 1º nível é responsável pelos movimentos de dorsiflexão, flexão plantar, inversão e eversão. O nível 2 permite executar os movimentos de adução e abdução.

O dispositivo possui 526 mm de altura, 350 mm de largura e uma massa de cerca de 9 kg, encontrando-se representado na figura 6.1.

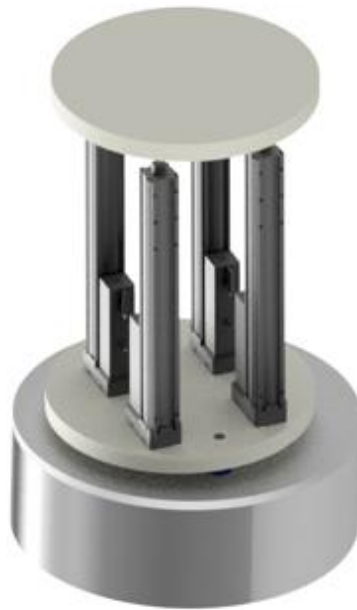


Figura 6.1 - Modelação 3D do modelo final.

6.1 Seleção e dimensionamento de componentes

De forma a garantir a transmissão de movimento e energia, assim como garantir a capacidade de suportar os esforços a atuar no dispositivo na execução dos exercícios é necessário selecionar detalhadamente os componentes a integrar o dispositivo

6.1.1 Servomotor

Tal como referido no capítulo anterior considerou-se que os servomotores seriam a melhor opção como tecnologia de transmissão de energia.

De modo a selecionar o motor foram realizados testes que permitiram o cálculo da força de inércia, através da obtenção das acelerações e velocidades máximas durante os movimentos de reabilitação.

O principal fator da seleção do motor adequado recai sobre o cálculo do binário necessário para satisfazer as condições de funcionamento do equipamento. O processo de seleção do motor pode ser consultado no Anexo IV – Dimensionamento dos Servomotores. Através dos cálculos realizados, foi possível obter o binário necessário do motor a ser implementado no nível 2 do dispositivo sendo este de cerca de 12,42 N.m. Através da ferramenta de seleção de motores da *Maxon Motor* foi possível selecionar o motor EC-i 52 da *Maxon*, figura 6.2, com binário 0,434 N.m. Devido ao seu anel magnético otimizado apresenta um elevado binário e baixa inércia. É ainda de referir que este motor possui sensores Hall. Estes são transdutores que variam a sua tensão de saída em resposta a um campo magnético e são muito usados na deteção de posição, proximidade e velocidade sendo relevante à deste dispositivo. De seguida é apresentada a tabela 6.1 resumindo as principais características do motor selecionado.



Figura 6.2 – Servomotor EC-i 52 da Maxon.

Tabela 6.1 – Características do servomotor selecionado para o nível 2.

Diâmetro do veio	52 mm
Potência	180 W
Tensão nominal	24 V
Velocidade nominal	4220 rpm
Binário nominal	0,434 N.m

Selecionou-se a caixa redutora *Planetary Gearhead GP 52 C* da *Maxon*, figura 6.3, com uma razão de redução 43:1 sendo possível obter 18 N.m de binário o que se considerou aceitável pois se encontra acima dos já sobredimensionados 12,42 N.m obtidos para o binário do servomotor.



Figura 6.3 – Caixa redutora *Planetary Gearhead GP 52 C* da *Maxon*.

As especificações técnicas detalhadas do motor e caixa redutora encontram-se no Anexo IV – Dimensionamento dos Servomotores.

6.1.2 Servo Atuadores Lineares

Os servo atuadores foram selecionados com base na carga necessária a suportar, com um comprimento de curso suficiente para que fossem permitidas as amplitudes máximas e que permitissem uma velocidade de 0,27 m/s. O servo atuador selecionado foi o LEY16AB-200B da SMC, figura 6.4, com as características presentes na tabela 6.2. As especificações técnicas detalhadas do servo atuador encontram-se no Anexo V– Servo Atuador.

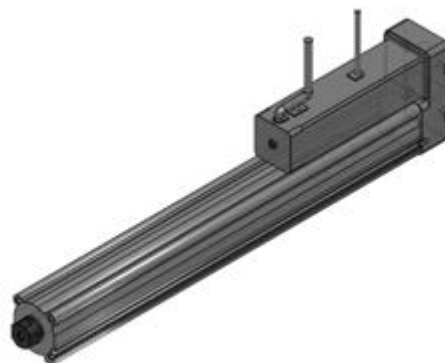


Figura 6.4 – Atuador Linear LEY16AB-200B da SMC.

Tabela 6.2 - Características do servo atuador.

Comprimento de curso	200 mm
Passo do fuso de esferas	5 mm
Força máxima	111 N
Tensão nominal do servo	24 V
Velocidade máxima	0,5 m/s

6.1.3 Rolamento

Os rolamentos são utilizados para apoiar veios, permitindo um movimento relativo, mas impondo certos constrangimentos, de forma a reduzir o atrito e as tensões a que o veio está sujeito.

Para selecionar o rolamento é necessário estudar as forças que este vai suportar e conhecer as condições de funcionamento a que este vai ser submetido. Desta forma, é essencial ter em conta a intensidade e direção da carga, eventuais choques e velocidade de rotação.

O rolamento selecionado está apresentado nas seguintes figuras 6.5 e 6.6 estando todos os cálculos de dimensionamento presentes no Anexo VI – Dimensionamento do Rolamento.

Referência: 51101 da SKF

$d = 12 \text{ mm}$

$D = 26 \text{ mm}$

$C = 10400 \text{ N}$

$C_0 = 16600 \text{ N}$

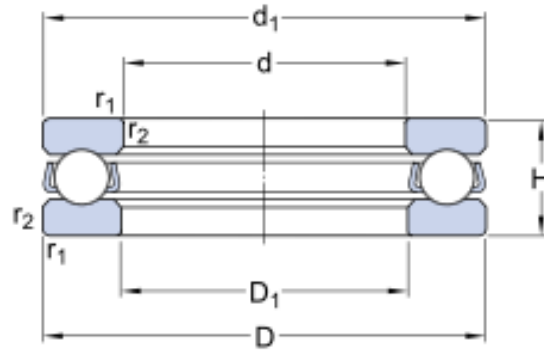


Figura 6.5 – Desenho técnico do rolamento axial de esferas, escora simples 51101 da SKF.



Figura 6.6 - Rolamento axial de esferas, escora simples 51101 da SKF.

6.1.4 Engrenagens

As engrenagens permitem transmitir potência entre dois eixos. O nível 2 do equipamento realiza os exercícios de adução e abdução e, portanto, efetua rotação. De modo a diminuir o atravancamento do nível 2 colocou-se o motor na posição horizontal, perpendicular à direção do movimento a aplicar, pelo que as engrenagens cónicas são as mais indicadas a utilizar para fazer a transmissão de movimento do motor até ao apoio do pé, sendo estas concorrentes fazendo um ângulo de 90° entre si.

A determinação das forças nas engrenagens é essencial para o cálculo dos veios e respetivos apoios e encontra-se no Anexo VII – Análise de Forças em Engrenagens Cónicas. Selecionou-se uma engrenagem cónica de dentes retos com as seguintes características:

$$d_p = 51 \text{ mm}$$

$$m = 3 \text{ mm}$$

Z = 17 dentes

6.1.5 União de veio

Devido às tolerâncias de fabrico e à montagem, é impossível atingir um alinhamento perfeito entre veios. Desta forma, de modo a ligar o motor aos veios, compensando os possíveis desalinhamentos entre o veio do motor e o veio de apoio, minimizando os choques e vibrações, são utilizadas uniões de veio. No dispositivo projetado foram escolhidas uniões de veios flexíveis uma vez que estas admitem desalinhamentos paralelos e axiais e algum desalinhamento angular. Além disso estas reduzem eventuais esforços adicionais do motor, que poderiam restringir a sua capacidade de trabalho.

A união de veios flexível selecionada foi a MSX-24-12-12 da NBK, sendo as características mencionadas na respetiva ficha técnica no Anexo VIII – União de Veios Flexível.

6.1.6 Junta Esférica

Para permitir o movimento desejado dos atuadores é necessário o uso de juntas. As juntas esféricas são as que melhor se adequam dado os graus de liberdade pretendidos. Serão necessárias quatro juntas, uma ligada a cada atuador.

De tal modo, selecionou-se a SRJ008C da *Myostat*, semelhante à representada na figura 6.7, cujas especificações técnicas se encontram no Anexo IX – Junta Esférica.



Figura 6.7 - Junta esférica da Myostat.

6.2 Constituição do dispositivo modificado

O novo equipamento é constituído por 2 níveis. O nível superior, nível 1, que permite a execução dos exercícios de dorsiflexão, flexão plantar, inversão e eversão, pelo que o nível inferior, nível 2, permite os movimentos de adução e abdução.

O nível 1, figura 6.8, é constituído por uma plataforma circular e quatro servo atuadores, que estão ligados a esta por juntas esféricas que permitem os movimentos desejados e encontram-se fixos à plataforma inferior. São permitidos movimentos angulares até 48º no máximo, para cada movimento.



Figura 6.8 - Nível 1 do novo dispositivo.

O nível 2, é composto por uma caixa cilíndrica que armazena os componentes responsáveis pela transmissão do movimento e uma plataforma circular com as mesmas dimensões que a constituinte do nível 1, figura 6.9.

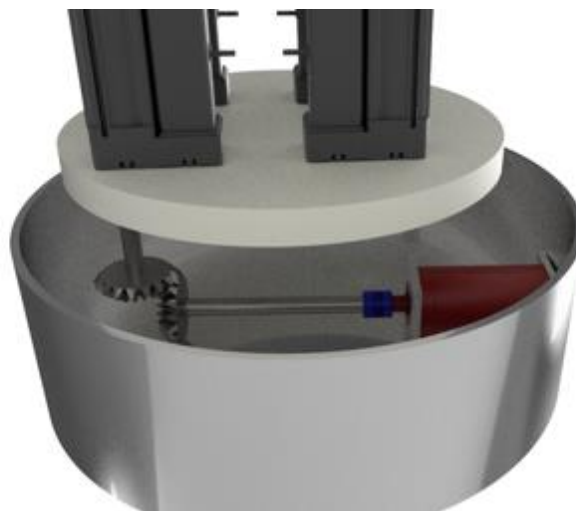


Figura 6.9 - Caixa e plataforma inferior.

É composto por um servomotor/ caixa redutora que gera o movimento e um conjunto de engrenagens cónicas de razão 1:1 que permitem a transmissão do movimento perpendicularmente ao meio do motor, cuja ligação ao veio é feita a partir de uma união de veio flexível. Ainda, de modo a permitir a rotação do veio e o movimento da plataforma

circular, apresenta um rolamento axial de esferas. Na figura 6.10 é possível observar todos os componentes acima descritos.

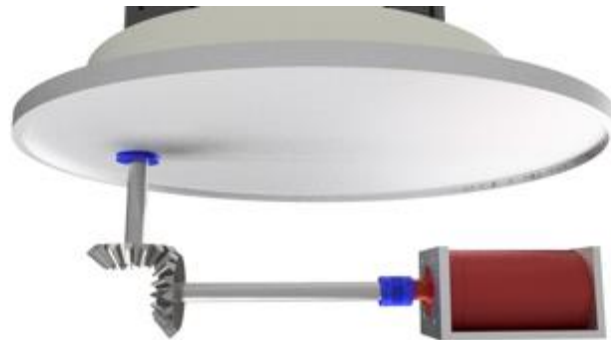


Figura 6.10 - Componentes mecânicos que constituem o nível 2.

O movimento da plataforma circular é apoiado por umas rodas que rolam na superfície da tampa da caixa, figura 6.11. Todos os componentes modelados, recorrendo ao software *Autodesk Inventor 2019* encontram-se no Anexo X – Desenhos Técnicos das Peças Modeladas.



Figura 6.11 - Sistema de movimento da plataforma do nível 2.

7. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Neste capítulo são apresentadas as apreciações finais do projeto realizado e também são mencionados aspectos que devem ser trabalhados futuramente.

Ao longo deste projeto foi realizado um estudo e análise ao equipamento *Therapheet*. A partir do estudo dos componentes que o constituem e da sua tecnologia de funcionamento, assim como a realização de testes preliminares e questionários foi possível identificar as lacunas do dispositivo e os aspetos a melhorar de modo a obter uma melhor reabilitação da articulação. Foram detetadas algumas anomalias, como os movimentos bruscos do *Therapheet* associado à elevada inércia do sistema provocada pelo peso elevado dos constituintes do dispositivo, a incapacidade de se manter na posição neutra definida e de realizar alguns movimentos dos seis exercícios de reabilitação devido à pressão insuficiente e também o elevado ruído e vibrações associado à tecnologia de transmissão de energia utilizada.

Defini uma árvore de objetivos, assim como as especificações e estrutura de funções do projeto, que levaram à conceção de um mapa morfológico. Através do mapa morfológico foi possível obter soluções alternativas, que correspondem às soluções mais apropriadas que respeitassem o conjunto de requisitos e especificações definidas anteriormente.

Seria necessário reduzir a massa e dimensões do dispositivo e alterar a tecnologia utilizada originalmente de modo a extinguir os principais problemas, pelo que se optou por usar servomotores e projetar um dispositivo com apenas 2 níveis de atuação que permitissem os seis movimentos de reabilitação da articulação.

Após a análise das possíveis soluções foi selecionada a que melhor respondia aos objetivos e requisitos. A melhor solução corresponde a um dispositivo de 2 níveis que proporciona uma reabilitação nos modos passivo, sendo o nível 1 constituído por uma plataforma e 4 servo-atuadores que permitem os movimentos de dorsiflexão, flexão plantar, inversão e eversão e o nível 2 é integrado por uma plataforma giratória, através da atuação de um servomotor, que permite os movimentos de adução e abdução.

Foram selecionados os componentes necessários a integrar o dispositivo e procedeu-se à sua modelação 3D pelo *software Inventor* da *Autodesk*.

As principais alterações alcançadas foram a diminuição da dimensão e massa do dispositivo, assim como diminuição da complexidade mecânica. Os servomotores permitem um controlo de movimento mais preciso e controlado comparado com a tecnologia pneumática, no entanto a utilização destes aumenta em muito o custo de produção dificultando a eventual venda ao público e afetando o sucesso no mercado.

Apesar desta dissertação abordar um estudo e otimização do dispositivo *Therapheet*, este ainda é suscetível a alterações e melhorias.

Para além disso é necessária uma análise de movimento do dispositivo projetado e ainda desenvolver um projeto de automação dos servomotores para que o dispositivo permita a execução dos vários movimentos de reabilitação com amplitudes selecionadas, que permita a repetibilidade e seleção dos movimentos de modo a obter uma reabilitação personalizável e adaptável às necessidades do paciente. Passando pela modelação do sistema de controlo e interface do utilizador com o equipamento.

Depois de todas estas questões de estudo e análise, recomenda-se a construção do dispositivo e posteriores fases de testes com pacientes que possuam patologias no tornozelo de forma a validar experimentalmente o modelo projetado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aggogeri, F., Pellegrini, N., & Adamini, R. (2016). Functional design in rehabilitation: Modular mechanisms for ankle complex. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2016, 8. <https://doi.org/10.1155/2016/9707801>
- Aitchison, G. ., Hukins, D. W. ., Parry, J. ., Shepherd, D. E. ., & Trotman, S. . (2009). A Review of the Design Process for Implantable Orthopedic Medical Devices. *The Open Biomedical Engineering Journal*, 3(1), 21–27. <https://doi.org/10.2174/1874120700903010021>
- Alcocer, W., Vela, L., Blanco, A., Gonzalez, J., & Oliver, M. (2012). Major Trends in the Development of Ankle Rehabilitation Devices. *DYNA (Colombia)*, 79(176), 45–55.
- Anaforoglu Kulunkoglu, B., & Celik, D. (2019). Reliability and Validity of the Turkish Version of Foot and Ankle Ability Measure for Patients With Chronic Ankle Disability. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 58(1), 38–41. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2018.07.007>
- Anindo, R., Michmizos, K. P., Rossi, S., Castelli, E., Cappa, P., & Krebs, H. I. (2009). Robot-Aided Neurorehabilitation: A Novel Robot for Ankle Rehabilitation. *IEEE Transactions on Robotics*, 25(3), 569–582. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2015.2410773>
- Ankle Sprains. Retrieved November 9, 2020, from Furnace Brook Physical Therapy website: <https://furnacebrookpt.com/physical-therapy/ankle-sprains/>
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232–238. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2016.04.015>
- Carvalho, V. C. de. (2004). Elaboração de um protocolo de tratamento fisioterapêutico para entorse de tornozelo. In *Anuário 2004*.
- Chan, C. W., & Rudins, A. (1994). Foot Biomechanics During Walking and Running. *Mayo Clinic Proceedings*, 69(5), 448–461. [https://doi.org/10.1016/S0025-6196\(12\)61642-5](https://doi.org/10.1016/S0025-6196(12)61642-5)
- Chang, T. C., & Zhang, X. D. (2019). Kinematics and reliable analysis of decoupled parallel mechanism for ankle rehabilitation. *Microelectronics Reliability*, 99(June), 203–212. <https://doi.org/10.1016/j.microrel.2019.05.016>
- Crist, B. (2013). OrthoInfo. Retrieved December 14, 2019, from Ankle Fractures (Broken Ankle) - OrthoInfo - AAOS website: <https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/ankle-fractures-broken-ankle/>
- Cruz, A. T. (2018). *Estudo e análise de um dispositivo de reabilitação da articulação tibiotársica*. Universidade do Minho.

- Cunha, B. L. M. (2018). *Projeto de otimização de um dispositivo de reabilitação da articulação tibiotársica*. Universidade do Minho.
- deporvillage. Retrieved November 9, 2020, from https://www.deporvillage.pt/banda-elastica-thera-band-resistencia-extra-suave-5-5-m-x-15-cm-bege?gclid=Cj0KCQiA7qP9BRCLARIsABDaZzhhh6klqUdKJBQ_n18Vgy9r3pD3KBjoz0P6L2X1c6i86IBZsZfjBBMaIQKEALw_wcB
- Doherty, C., Delahun, E., Caulfield, B., Hertel, J., Ryan, J., & Bleakley, C. (2014). The incidence and prevalence of ankle sprain injury: A systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. *Sports Medicine*, *44*(1), 123–140. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0102-5>
- Donovan, L., Hetzel, S., Laufenberg, C. R., & McGuine, T. A. (2020). Prevalence and Impact of Chronic Ankle Instability in Adolescent Athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, *8*(2), 1–10. <https://doi.org/10.1177/2325967119900962>
- Farr, B. K., Nguyen, C. D., Ken, L. A. T., Rogers, T., Stevens, M. P. T. F. R., & John, J. (2010). Ankle Sprains. In *Clinical Orthopaedic Rehabilitation: A Team Approach* (Fourth Ed.). <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-39370-6.00039-1>
- Foot & Ankle Injuries. Retrieved November 9, 2020, from Go To Ortho website: <https://gotoortho.com/foot-ankle-injuries/>
- Gaetano, A. J. Preventing Ankle Injuries In Basketball. Retrieved November 9, 2020, from Capital Area Physical Therapy & Wellness website: <https://www.capitalareapt.com/keep-your-basketball-season-rolling-not-your-ankle/>
- Gastreich, W. (2018). WHAT IS A SERVO MOTOR AND HOW IT WORKS? Retrieved November 17, 2020, from RealPars website: <https://realpars.com/servo-motor/>
- Girone, M., Burdea, G., Bouzit, M., Popescu, V., & Deutsch, J. (2001). A Stewart Platform-Based System for Ankle Telerehabilitation. *Autonomous Robots*, *10*(2), 203–212. <https://doi.org/10.1023/A:1008938121020>
- Gomes, W. (2018). *Circuitos e componentes pneumáticos e eletropneumáticos para automação*. (March).
- Harrold, F., & Abboud, R. J. (2018). Biomechanics of the Foot and Ankle. In A. Robinson, J. W. Brodsky, & J. P. Negrine (Eds.), *Core Topics in Foot and Ankle Surgery* (pp. 22–43). [https://doi.org/DOI: 10.1017/9781108292399.003](https://doi.org/DOI:10.1017/9781108292399.003)
- Haskell, A., & Mann, R. A. (2008). Biomechanics of the Foot. In *AAOS Atlas of Orthoses and*

- Assistive Devices* (4th Editio). Elsevier.
- Hospital for Special Surgery. Retrieved December 14, 2019, from Broken Ankle: Types of Fractures, Diagnosis & Treatments website: https://www.hss.edu/condition-list_ankle-fractures.asp
- Husney, A., Romito, K., & H. Bland, W. (2018). Sprained Ankle: Rehabilitation Exercises. Retrieved October 25, 2019, from University of Michigan Health Library website: <https://www.uofmhealth.org/health-library/te7604>
- Hussain, S., Jamwal, P. K., & Ghayesh, M. H. (2017). State-of-the-art robotic devices for ankle rehabilitation: Mechanism and control review. *Journal of Engineering in Medicine*, 231(12), 1224–1234. <https://doi.org/10.1177/0954411917737584>
- Jamwal, P. K., Xie, S. Q., Hussain, S., & Parsons, J. G. (2014). An Adaptive Wearable Parallel Robot for the Treatment of Ankle Injuries. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(1), 64–75. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2012.2219065>
- Jansen, H., Jordan, M., Frey, S., Hölscher-Doht, S., Meffert, R., & Heintel, T. (2018). Active controlled motion in early rehabilitation improves outcome after ankle fractures: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 32(3), 312–318. <https://doi.org/10.1177/0269215517724192>
- Jones, O. (2019). The Ankle Joint. Retrieved November 9, 2020, from TeachMe Anatomy website: <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/joints/ankle-joint/>
- Jurca, A., Žabkar, J., & Džeroski, S. (2019). Analysis of 1.2 million foot scans from North America, Europe and Asia. *Scientific Reports*, 9(1), 1–10. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-55432-z>
- Kakkar, R., & Siddique, M. S. (2011). Stresses in the ankle joint and total ankle replacement design. *Foot and Ankle Surgery*, 17(2), 58–63. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2011.02.002>
- Lear dini, A., Stagni, R., & O'Connor, J. J. (2001). Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex. *Journal of Biomechanics*, 34(6), 805–809. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00031-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00031-8)
- Lee, D. A., & Seidenberg, P. H. (2017). Ankle Sprains. In R. P. Olympia, M. L. Silvis, & R. M. O'Neill (Eds.), *Urgent Care Medicine Secrets* (pp. 243–249). Elsevier.
- Luger, E. J., Nissan, M., Karpf, A., Steinberg, E. L., & Dekel, S. (1999). Patterns of weight distribution under the metatarsal heads. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 81(2), 199–202. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.81b2.9353>

- Lynch, S. A. (2002). Assessment of the Injured Ankle in the Athlete. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 406–412.
- Marieb, E. N., & Hoehn, K. (2019). *Human Anatomy & Physiology* (Eleventh E). Pearson.
- Martini, F. H., Timmons, M. J., & Tallitsch, R. B. (2012). *Human Anatomy* (Seventh Ed). Pearson. Maxon.
- Medina McKeon, J. M., & Hoch, M. C. (2019). The Ankle-Joint Complex: A Kinesiologic Approach to Lateral Ankle Sprains. *Journal of Athletic Training*, 54(6), 589–602. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-472-17>
- Miao, Q., Zhang, M., Wang, C., & Li, H. (2018). Towards Optimal Platform-Based Robot Design for Ankle Rehabilitation: The State of the Art and Future Prospects. *Journal of Healthcare Engineering*, 2018, 9. <https://doi.org/10.1155/2018/1534247>
- Pahl, G., Beitz, W., Feldhusen, J., & Grote, K.-H. (2006). Engineering design. In *Constructing the Future: nD Modelling*. <https://doi.org/10.4324/9780203967461>
- Papoutsidakis, M., Chatzopoulos, A., Papachristos, D., & Drosos, C. (2019). Hydraulics and Pneumatics: Operational Characteristics and Control for Modern Industry Applications. *International Journal of Computer Applications*, 178(25), 31–40. <https://doi.org/10.5120/ijca2019919049>
- Park, Y. L., Chen, B. R., Pérez-Arancibia, N. O., Young, D., Stirling, L., Wood, R. J., ... Nagpal, R. (2014). Design and control of a bio-inspired soft wearable robotic device for ankle-foot rehabilitation. *Bioinspiration and Biomimetics*, 9(1), 17. <https://doi.org/10.1088/1748-3182/9/1/016007>
- Polzer, H., Kanz, K. G., Prall, W. C., Haasters, F., Ockert, B., Mutschler, W., & Grote, S. (2011). Diagnosis and treatment of acute ankle injuries: development of an evidence-based algorithm. *Orthopedic Reviews*, 4(1), 5. <https://doi.org/10.4081/or.2012.e5>
- Racu Cazacu, C. M., & Doroftei, I. (2015). Design Aspects of a New Device for Ankle Rehabilitation. *Applied Mechanics and Materials*, 809–810, 986–991. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/amm.809-810.986>
- Resistance Band & Tubing Instruction Manual*. (2012). <https://doi.org/10.1071/MF10269>
- Ribeiro, C. M. O. (2014). *Dispositivo Mecatrónico de Apoio à Fisioterapia*. Universidade do Minho.
- Rodrigues, L. (2011). *RM do Tornozelo*. Clínica Universitária de Radiologia.
- Ron LeFebvre DC, S. H. D. (2015). Ankle Sprains : Management. *Health Center of UWS. CSPE*

- Protocol*, pp. 1–68. Retrieved from <https://www.uws.edu/cspe-protocols-care-pathways/>
- Saglia, J. A., Tsagarakis, N. G., Dai, J. S., & Caldwell, D. G. (2013). Control Strategies for Patient-Assisted Training Using the Ankle Rehabilitation robot (ARBOT). *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 18(6), 1799–1808. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2012.2214228>
- Sardá, P. A. A. P. (2012). *Análise de Força Engrenagens*.
- Sawicz, D. (2002). *Hobby Servo Fundamentals*. 1–11.
- Sendic, G., & Salvador, F. (2019). Ankle joint. Retrieved November 20, 2019, from Kenhub website: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/the-ankle-joint>
- Silva, L. F. (2016). *Phases of engineering design : Some lecture notes* (pp. 1–41). pp. 1–41.
- Silva, L. F. (2018a). *Clarificação e Estabelecimento dos Objectivos do Projecto*.
- Silva, L. F. (2018b). *Estabelecimento da Estrutura de Funções do Produto*.
- Silva, L. F. (2018c). *Estabelecimento das Especificações do Produto*.
- SKF.
- SMC. Retrieved December 28, 2020, from https://www.smcworld.com/products/pickup/en-jp/electric_actuator/rod_prod_ley.html?fbclid=IwAR2u0m9CwtkCfVmWm75C3YFMF4qDpEXX59benGHB2ndJOaj9A-rnjGkkDmE
- Suh, S.-H., Kang, S., Chung, D.-H., & Stroud, I. (2008). *Theory and Design of CNC Systems*. <https://doi.org/10.1007/978-1-84800-336-1>
- Tate, P. (2012). *SEELEY'S Principles of Anatomy & Physiology* (Second Edi; M.-H. E.- EUROPE, Ed.). McGraw-Hill.
- Tear Sprains Contusions. Retrieved November 9, 2020, from pdhpe.net website: <https://www.pdhpe.net/sports-medicine/how-are-sports-injuries-classified-and-managed/soft-tissue-injuries/tears-sprains-contusions/>
- Teixeira, L. F., & Olney, S. J. (1997). Anatomia funcional e biomecânica das articulações do tornozelo, subtalar e médio-társica. *Fisioterapia e Pesquisa*, 4(2), 50–65. <https://doi.org/10.1590/fpusp.v4i2.76132>
- Tsoi, Y. H. (2011). *Modelling and Adaptive Interaction Control of a Parallel Robot for Ankle Rehabilitation* (The University of Auckland). Retrieved from <https://researchspace.auckland.ac.nz/handle/2292/6756>
- Tsoi, Y. H., Xie, S. Q., & Graham, A. E. (2009). Design, Modeling and Control of an Ankle Rehabilitation Robot. In D. Liu, L. Wang, & K. C. Tan (Eds.), *Design and Control of*

Intelligent Robotic Systems (1st Editio, pp. 377–397). <https://doi.org/10.1007/978-3-540-89933-4>

Verissimo, S. (2019). Entorse no tornozelo: o que é, sintomas, como tratar e tempo de recuperação. Retrieved November 9, 2020, from mais que cuidar website: <https://www.maisquecuidar.com/entorse-tornozelo-sintomas-tratamentos>

Wang, C., Fang, Y., Guo, S., & Chen, Y. (2013). Design and Kinematical Performance Analysis of a 3-RUS/RRR Redundantly Actuated Parallel Mechanism for Ankle Rehabilitation. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 5(4), 1–11. <https://doi.org/10.1115/1.4024736>

Wynn, D., & Clarkson, J. (2005). Chapter 1 Models of designing. *Design Process Improvement - A Review of Current Practice.*, 34–59.

Xsens. Retrieved November 13, 2020, from <https://www.xsens.com>

Yoon, J., & Ryu, J. (2005). A Novel Reconfigurable Ankle/Foot Rehabilitation Robot. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2290–2295. <https://doi.org/10.1109/ROBOT.2005.1570454>

Yu, H., Huang, S., Chen, G., Pan, Y., & Guo, Z. (2015). Human-Robot Interaction Control of Rehabilitation Robots with Series Elastic Actuators. *IEEE Transactions on Robotics*, 31(5), 1089–1100. <https://doi.org/10.1109/TRO.2015.2457314>



Protocolo Análise Cinemática *Therapheet*

Braga, outubro de 2020

Tema: Estudo, conceção e desenvolvimento de um sistema de suporte ao membro inferior do paciente e desenvolvimento de um novo sistema de automação para o dispositivo *Therapheet*.

Objetivos Gerais:

- Adquirir informações acerca do comportamento da articulação tibiotársica na utilização do dispositivo.

Procedimentos:

1. Desinfetar aparelho
2. Desinfetar o voluntário
3. Preenchimento da folha de consentimento informado
4. Preenchimento da Parte 1 do Questionário (Critério de seleção)
5. Medir a altura do voluntário e o comprimento do pé/sapato (com as sapatilhas calçadas)
6. Colocar as faixas nas pernas e pélvis do voluntário
7. Ligar e colocar os sensores de movimento:
 - O sensor da **pélvis** deve ser colocado sobre o sacro
 - O sensor da parte superior da perna deve ser colocado na exterior da **coxa**
 - O sensor da parte inferior da perna deve ser colocado na superfície lisa do osso da **canela**, imediatamente abaixo do joelho
 - Colocar o sensor por baixo da língua da sapatilha (verificar que o sensor não se move dentro da sapatilha)
 - Repetir para a outra perna
8. Conectar a estação *Awinda* ao computador via USB (Nota: *MVN Studio* previamente instalado)
9. Calibrar o *Awinda* (≈15 segundos)
 - Clicar em *Calibrate*
 - Certificar que a pessoa tem os pés paralelos, a apontar para a frente e numa posição vertical com uma postura correta, com os braços esticados junto ao corpo – Npose
 - Clicar em *Start*

- Certificar que a pessoa aguarda 4 s na Npose
 - Andar para a frente e para trás em linha reta a um ritmo e postura normais
 - Aguardar na Npose até ao processo estar concluído
 - Caminhar livremente durante 10 s
10. Ajustar a altura da cadeira de acordo com a altura do paciente, de modo a que este, quando sentado, faça 90° com os joelhos.
11. Ajustar a inclinação das costas para um ângulo de 110°.
12. Efetuar os exercícios de dorsiflexão/ flexão plantar, adução/ abdução e eversão/ inversão nas posições selecionadas, sob as condições implementadas, na respetiva ordem, até ao limiar da dor do voluntário.
- Cada par de movimentos foi repetido durante 15s, sendo que o teste terá duração total de 6 minutos.
13. Ajustar a inclinação das costas para um ângulo de 140°.
14. Repetir o passo 12.
15. Ajustar a inclinação do joelho para um ângulo de 130°.
16. Ajustar a posição da cadeira em relação ao apoio do pé de acordo com a altura do paciente, de modo a que este, quando sentado, faça 130° com os joelhos.
17. Repetir os passos 11, 12 e 13.
18. Quantificação dos ângulos através da tecnologia Xsens.
19. Reteste após 1 semana, repetindo todas as etapas do protocolo.

Inclinação do joelho	Ângulo das costas	Movimento
90°	110°	Dorsiflexão/ Flexão Plantar
		Adução/ Abdução
		Eversão/ Inversão
	140°	Dorsiflexão/ Flexão Plantar
		Adução/ Abdução
		Eversão/ Inversão
130°	110°	Dorsiflexão/ Flexão Plantar

		Adução/ Abdução
		Eversão/ Inversão
	140º	Dorsiflexão/ Flexão Plantar
		Adução/ Abdução
		Eversão/ Inversão

ANEXO II – IPAQ (VERSÃO CURTA)

QUESTIONÁRIO

Tema: Estudo, conceção e desenvolvimento de um sistema de suporte ao membro inferior do paciente e desenvolvimento de um novo sistema de automação para o dispositivo *Therapheet*.

As investigadoras, alunos do 5º ano do Mestrado integrado em Engenharia Biomédica, pretendem avaliar o desempenho de um dispositivo de reabilitação da articulação tibiotársica, desenvolvido por estudantes da Universidade do Minho. Decidiu-se testar o dispositivo em adultos e jovens adultos saudáveis, para avaliar a adequabilidade do dispositivo em questão. Para tal, é necessário perceber qual o nível de atividade física dos indivíduos que poderão participar no estudo.

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

Obrigada pela sua colaboração nesta investigação!

Sujeito: _____

Parte I – Identificação

1. Sexo F M

2. Idade ___ anos

3. Profissão atual _____

4. Peso ___ kg Altura ___ m

5. Pé dominante: Direito ___ Esquerdo ___

6. Pratica algum desporto? Se sim, qual? _____

7. Já teve alguma lesão na articulação tibiotársica? Se sim, refira o tipo de lesão, causa e forma de tratamento.

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

As questões que se apresentam, referem-se ao tempo que despende na atividade física numa semana. As suas respostas são importantes. Por favor responda a todas as questões mesmo que não se considere uma pessoa ativa. Ao responder às seguintes questões considere o seguinte:

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

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

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

1a. Habitualmente, por semana, quantos dias faz atividades físicas vigorosas como levantar e/ou transportar objetos pesados, cavar, ginástica aeróbica ou andar de bicicleta a uma velocidade acelerada?

___ dias por semana ___ Nenhum (passe para a questão **2a**)

1b. Quanto tempo costuma fazer atividade física vigorosa por dia?

___ horas ___ minutos

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

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

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

___ horas ___ minutos

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

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

3b. Quanto tempo costuma caminhar por dia?

___ horas ___ minutos

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

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

___ horas ___ minutos

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

___ horas ___ minutos

Questionário "Therapheet"

Neste trabalho, pretende-se estudar e avaliar um dispositivo já existente para a reabilitação da articulação tibiotársica, o "Therapheet", e propor alterações para melhorar a funcionalidade, o desempenho e a adequabilidade.

O "Therapheet" possibilitará ao Fisioterapeuta a realização de amplitudes de movimento (flexão dorsal, flexão plantar, inversão, eversão, abdução e adução), assim como o controlo do movimento ao nível da direção, amplitude e força muscular.

Este dispositivo permitirá ajustar cada um dos parâmetros às diferentes fases da reabilitação, com rigor e eficiência, não colocando o paciente em risco durante os exercícios.

1. Sexo

Check all that apply.

- Feminino
 Masculino

2. Idade

3. Estabelecimento de Formação

4. Número de anos de experiência em Fisioterapia

5. Outras experiências profissionais

6. Local(is) onde trabalha

7. Projetos de investigação em que está a trabalhar

Incidência e Avaliação da Entorse da Articulação Tibiotársica na População Portuguesa

8. Ao longo da sua experiência profissional, qual é a sua percepção relativamente ao número de casos de pacientes com entorse da articulação tibiotársica? Tem aumentado/diminuído nos últimos anos? Na sua opinião, quais as principais causas desse aumento/diminuição? (ex.: sexo, idade, hábitos de prática de desporto, sedentarismo).

9. Qual é a sua estimativa do número/percentagem dos pacientes que apresentam entorse da tibiotársica (comparativamente com os restantes pacientes)?

10. Nas suas consultas como é avaliado o grau da entorse da articulação tibiotársica? Recorre a técnicas como a ressonância magnética e radiografia? Na sua opinião, qual a via mais adequada para essa avaliação?

Conhecer os tipos de exercícios usados para a Reabilitação da entorse da Articulação Tibiotársica

11. Quais são os tipos de exercícios efetuados para esta patologia, em cada estágio?

12. Para cada exercício, qual é o número de repetições executado?

13. Qual a posição do paciente? Este deve estar deitado, sentado ou de pé?

14. Qual é a amplitude do movimento permitida em cada um dos exercícios, em cada estágio? Qual é a amplitude final esperada?

15. Qual a força aplicada em cada exercício? Consegue quantificá-la?

16. Qual o período expectável de recuperação do paciente?

Identificar os músculos envolvidos na Reabilitação da Articulação Tibiotársica

17. Quais os músculos que devem estar envolvidos em cada exercício efetuado para a reabilitação da articulação tibiotársica?

18. Quais os músculos que necessitam de estar estabilizados em cada exercício de reabilitação?

Aspetos negativos e positivos nos dispositivos utilizados e no "Therapheet"

19. Que dispositivos costuma utilizar para a reabilitação da articulação tibiotársica e quais considera serem as suas vantagens e desvantagens?

20. Quais considera serem os aspetos positivos e negativos do "Therapheet"?
Tem alguma sugestão de melhoria, alteração ou implementação neste dispositivo?

This content is neither created nor endorsed by Google.

Google Forms

ANEXO IV – DIMENSIONAMENTO DO SERVOMOTOR

De modo a selecionar o motor necessário calculou-se o binário necessário à movimentação do pé. O binário é calculado a partir da distância do centro de rotação da articulação até ao local onde a força de movimento é aplicada, neste caso na bola do pé. Considerando que o conjunto perna/pé possui uma massa de cerca de 3 Kg (Luger, Nissan, Karpf, Steinberg, & Dekel, 1999), e a aceleração calculada $1,83 \text{ m/s}^2$, a somar ao peso do pé, podemos assumir uma força de inércia de aproximadamente 34,9 N. Utilizando um coeficiente de segurança de 2 vezes, temos uma força de 69,8 N.

Considerou-se a distância ao binário 66% do comprimento do pé, uma vez que representa a distância entre o calcanhar e a bola do pé, sendo o tamanho médio do pé do homem considerado 270 mm, temos uma distância de 178,2 mm (Jurca, Žabkar, & Džeroski, 2019).

Dados para cálculo do binário:

Distância (d) = 0,178 m

Força de inércia = 69,8 N

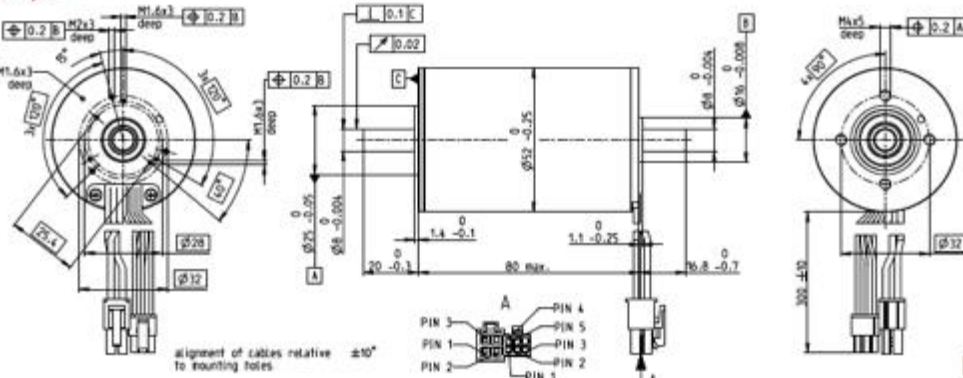
$$B = F_{inércia} \times d$$
$$B = 69,8 \times 0,178 = 12,42 \text{ N.m}$$

De seguida encontram-se representadas as especificações técnicas e desenhos técnicos quer dos motores selecionados, quer das caixas reductoras selecionadas.

EC-I 52 Ø52 mm, brushless, 180 Watt

High Torque

EC-I



- Stock program
- Standard program
- ▨ Special program (on request)

Part Numbers

	574740	574741	579164	579165
with Hall sensors				

Motor Data (provisional)		574740	574741	579164	579165
Values at nominal voltage					
1 Nominal voltage	V	18	24	36	48
2 No load speed	rpm	4820	4680	4820	4900
3 No load current	mA	1010	726	507	390
4 Nominal speed	rpm	4360	4200	4360	4450
5 Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	388	428	438	412
6 Nominal current (max. continuous current)	A	11.1	8.81	6.18	4.47
7 Stall torque	mNm	11500	13000	15900	15700
8 Stall current	A	325	268	225	169
9 Max. efficiency	%	89.3	90	90.8	90.7
Characteristics					
10 Terminal resistance phase to phase	Ω	0.0555	0.0694	0.16	0.284
11 Terminal inductance phase to phase	mH	0.0643	0.122	0.257	0.443
12 Torque constant	mNm/A	35.3	48.8	70.6	92.7
13 Speed constant	rpm/V	270	197	135	103
14 Speed/torque gradient	rpm/mNm	0.425	0.362	0.306	0.316
15 Mechanical time constant	ms	0.756	0.645	0.544	0.562
16 Rotor inertia	gcm ²	170	170	170	170

Specifications

Specifications	Operating Range	Comments
Thermal data 17 Thermal resistance housing-ambient 4.32 K/W 18 Thermal resistance winding-housing 0.63 K/W 19 Thermal time constant winding 10.2 s 20 Thermal time constant motor 1790 s 21 Ambient temperature -40...+100°C 22 Max. winding temperature +155°C		■ Continuous operation In observation of above listed thermal resistance (lines 17 and 18) the maximum permissible winding temperature will be reached during continuous operation at 25°C ambient. = Thermal limit. □ Short term operation The motor may be briefly overloaded (recurring). — Assigned power rating
Mechanical data (preloaded ball bearings) 23 Max. speed 6000 rpm 24 Axial play at axial load < 15 N 0 mm > 15 N 0.14 mm 25 Radial play preloaded 26 Max. axial load (dynamic) 12 N 27 Max. force for press fits (static) (static, shaft supported) 150 N 28 Max. radial load, 5 mm from flange 6000 N 110 N		

Other specifications

- 29 Number of pole pairs
- 30 Number of phases
- 31 Weight of motor

Values listed in the table are nominal.

Connection motor (Cable AWG 16)		Connection sensor (Cable AWG 26)		Connector		Article number	
red	Motor winding 1	Pin 1	yellow	Hall sensor 1	Pin 1	Molax	39-01-2040
black	Motor winding 2	Pin 2	brown	Hall sensor 2	Pin 2	Molax	430-25-0600
white	Motor winding 3	Pin 3	gray	Hall sensor 3	Pin 3		
	N.C.	Pin 4	blue	GND	Pin 4		
			green	V _{ref} 4.5...24 VDC	Pin 5		
				N.C.	Pin 6		

Wiring diagram for Hall sensors see p. 49
 *Calculation does not include saturation effect (p. 61/168)

maxon Modular System Details on catalog page 36

823 g

3 Planetary Gearhead
 Ø52 mm
 4 - 30 Nm
 Page 402

Recommended Electronics:

Notes	Page 36
ESCON Mod. 50/8 (HE)	488
ESCON 70/10	489
EPOS4 Mod./Comp. 50/8	497
EPOS4 Mod./Comp. 50/15	497
EPOS4 70/15	501

Encoder 16 EASY/XT
 128 - 1024 CPT, 3 channels
 Page 450/452

Encoder 16 EASY Absolute/XT
 4096 steps
 Page 454/456

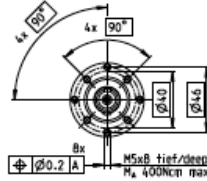
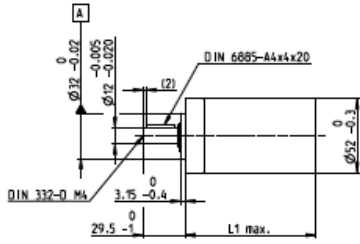
Encoder 16 RIO
 1024 - 32768 CPT, 3 channels
 Page 467

Encoder AEDL 5810
 1024 - 5000 CPT, 3 channels
 Page 470

Encoder HEDL 5540
 500 CPT, 3 channels
 Page 477

Planetary Gearhead GP 52 C Ø52 mm, 4.0–30.0 Nm

Ceramic Version

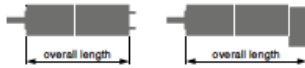


M 1:4

Technical Data	
Planetary Gearhead	straight teeth
Output shaft	stainless steel
Bearing at output	preloaded ball bearings
Radial play, 12 mm from flange	max. 0.06 mm
Axial play at axial load	< 5 N 0 mm > 5 N max. 0.3 mm
Max. axial load (dynamic)	200 N
Max. force for press fits	500 N
Direction of rotation, drive to output	=
Max. continuous input speed	6000 rpm
Recommended temperature range	-15...+80°C
Extended range as option	-40...+100°C
Number of stages	1 2 3 4
Max. radial load, 12 mm from flange	420 N 630 N 900 N 900 N

gear

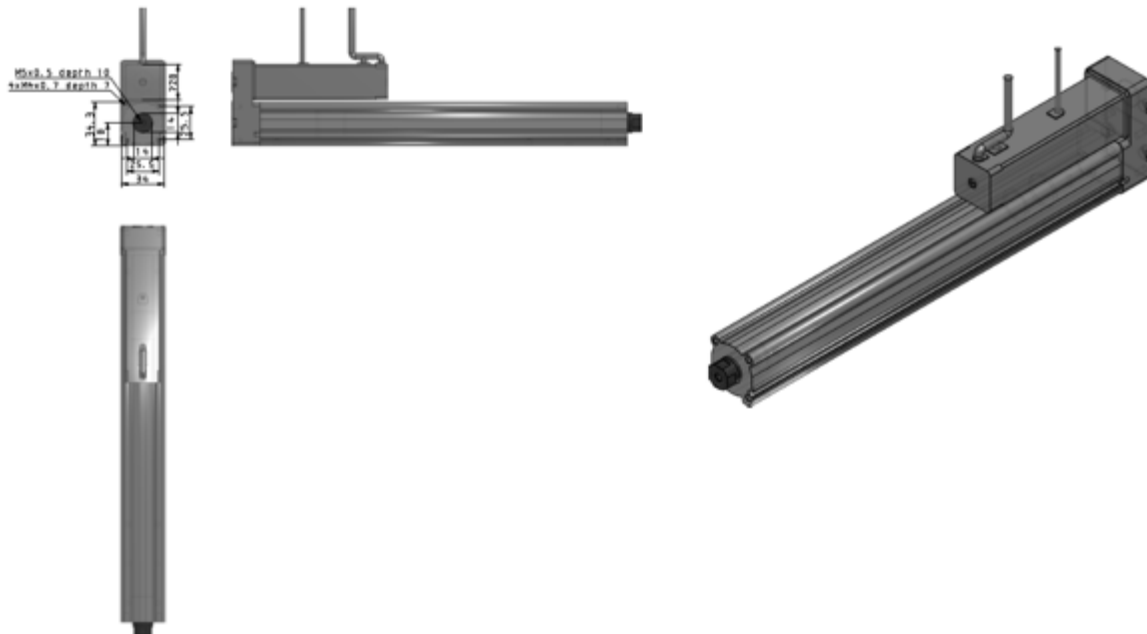
	Stock program	Standard program	Special program (on request)	Part Numbers						
				223080	223083	223089	223094	223097	223104	223109
Gearhead Data										
1 Reduction				3.5:1	12:1	43:1	91:1	150:1	319:1	546:1
2 Absolute reduction				1/2	1/4	1/8	1/16	1/32	1/64	1/128
10 Mass inertia				20.7 gcm ²	17.6 gcm ²	17.3 gcm ²	16.7 gcm ²	17.3 gcm ²	16.8 gcm ²	16.4 gcm ²
3 Max. motor shaft diameter				10 mm	10 mm	10 mm	10 mm	10 mm	10 mm	10 mm
Part Numbers										
1 Reduction				4.3:1	15:1	53:1	113:1	186:1	353:1	676:1
2 Absolute reduction				1/6	1/12	1/24	1/48	1/96	1/192	1/384
10 Mass inertia				12 gcm ²	16.8 gcm ²	17.2 gcm ²	9.3 gcm ²	17.3 gcm ²	9.4 gcm ²	9.1 gcm ²
3 Max. motor shaft diameter				8 mm	10 mm	10 mm	8 mm	10 mm	8 mm	8 mm
Part Numbers										
1 Reduction				19:1	66:1	126:1	230:1	394:1	756:1	
2 Absolute reduction				1/19	1/66	1/126	1/230	1/394	1/756	
10 Mass inertia				9.5 gcm ²	16.7 gcm ²	16.4 gcm ²	16.8 gcm ²	16.7 gcm ²	16.4 gcm ²	
3 Max. motor shaft diameter				8 mm	10 mm	10 mm	10 mm	10 mm	10 mm	
Part Numbers										
1 Reduction				21:1	74:1	156:1	257:1	441:1	936:1	
2 Absolute reduction				1/21	1/74	1/156	1/257	1/441	1/936	
10 Mass inertia				16.5 gcm ²	17.2 gcm ²	9.1 gcm ²	17.3 gcm ²	16.5 gcm ²	9.1 gcm ²	
3 Max. motor shaft diameter				10 mm	10 mm	8 mm	10 mm	10 mm	8 mm	
Part Numbers										
1 Reduction				26:1	81:1	285:1	488:1			
2 Absolute reduction				1/26	1/81	1/285	1/488			
10 Mass inertia				9.1 gcm ²	9.4 gcm ²	16.7 gcm ²	9.4 gcm ²			
3 Max. motor shaft diameter				8 mm	8 mm	10 mm	8 mm			
4 Number of stages				1	2	3	3	4	4	4
5 Max. continuous torque				4 Nm	15 Nm	30 Nm	30 Nm	30 Nm	30 Nm	30 Nm
6 Max. intermittent torque at gear output				6 Nm	22.5 Nm	45 Nm	45 Nm	45 Nm	45 Nm	45 Nm
7 Max. efficiency				91%	83%	75%	75%	68%	68%	68%
8 Weight				460 g	620 g	770 g	770 g	920 g	920 g	920 g
9 Average backlash no load				0.6 mm	0.8 mm	1.0 mm	1.0 mm	1.0 mm	1.0 mm	1.0 mm
11 Gearhead length L1				49.0 mm	65.0 mm	78.5 mm	78.5 mm	92.0 mm	92.0 mm	92.0 mm



maxon Modular System										
+ Motor	Page	+ Sensor	Page	Brake	Page	Overall length [mm] - Motor length + gearhead length + (sensor/brake) + assembly parts				
RE 40, 150 W	141					120.1	136.1	149.6	149.6	163.1
RE 40, 150 W	141	MR	464			131.5	147.5	161.0	161.0	174.5
RE 40, 150 W	141	HEDL_5540	471/474			140.8	156.8	170.3	170.3	183.8
RE 40, 150 W	141	HEDL_9140	478			174.1	190.1	203.6	203.6	217.1
RE 40, 150 W	141			AB 28	519	156.2	172.2	185.7	185.7	199.2
RE 40, 150 W	141			AB 28	520	164.2	180.2	193.7	193.7	207.2
RE 40, 150 W	141	HEDL_5540	471/474	AB 28	519	173.4	189.4	202.9	202.9	216.4
RE 40, 150 W	141	HEDL_9140	478	AB 28	520	184.6	200.6	214.1	214.1	227.6
RE 50, 200 W	142					157.1	173.1	186.6	186.6	200.1
RE 50, 200 W	142	HEDL_5540	472/474			177.8	193.8	207.3	207.3	220.8
RE 50, 200 W	142	HEDL_9140	479			219.5	235.5	249.0	249.0	262.5
RE 50, 200 W	142			AB 44	524	219.5	235.5	249.0	249.0	262.5
RE 50, 200 W	142	HEDL_9140	479	AB 44	524	232.5	248.5	262.0	262.0	275.5
EC 40, 170 W	229					129.1	145.1	158.6	158.6	172.1
EC 40, 170 W	229	HEDL_5540	472/474			152.5	168.5	182.0	182.0	195.5
EC 40, 170 W	229	Res 26	481			156.3	172.3	185.8	185.8	199.3
EC 40, 170 W	229			AB 32	521	171.8	187.8	201.3	201.3	214.8
EC 40, 170 W	229	HEDL_5540	472/474	AB 32	521	190.2	206.2	219.7	219.7	233.2
EC 45, 150 W	230					160.3	176.3	189.8	189.8	203.3
EC 45, 150 W	230	HEDL_9140	478			175.9	191.9	205.4	205.4	218.9
EC 45, 150 W	230	Res 26	481			160.3	176.3	189.8	189.8	203.3
EC 45, 150 W	230			AB 28	520	167.7	183.7	197.2	197.2	210.7
EC 45, 150 W	230	HEDL_9140	478	AB 28	520	184.7	200.7	214.2	214.2	227.7
EC 45, 250 W	231					193.1	209.1	222.6	222.6	236.1
EC 45, 250 W	231	HEDL_9140	478			208.7	224.7	238.2	238.2	251.7
EC 45, 250 W	231	Res 26	481			193.1	209.1	222.6	222.6	236.1

ANEXO V – FICHA TÉCNICA DOS SERVO ATUADORES

SIZE (Size)	16
MOUNT (Mounting style)	(-) Ends tapped style/ Body bottom tapped style
DIRECTION (Motor mounting direction)	(-) Top
MOTOR (Motor type)	(A) Servo motor (DC24V)
LEAD (Ball screw lead)	(B) 5mm
STROKE (Stroke / mm)	200
POS (Position / mm)	0
STOP (Stroke option)	Standard stroke
COM (Comment)	-
OPTION (Motor option)	(B) With lock
ROD (Rod end thread)	(-) Rod end female thread
CABLE (Actuator cable type)	(-) Without cable
LENGTH (Actuator cable length)	(-) Without cable
CONTROLLER (Controller/Driver type)	(-) Without controller/driver
IO (I/O cable length, Communication plug)	N/A
PROTOCOL (Communication protocol)	N/A
CMOUNT (Controller/Driver mounting)	N/A
AXIS (Axis)	N/A
CONNECTOR (For DeviceNet Communication plug connector)	N/A
THREAD (Thread on/off)	on



ANEXO VI – DIMENSIONAMENTO DO ROLAMENTO

A escolha de um rolamento baseia-se no estudo das forças que vai suportar e nas condições de funcionamento a que vai estar sujeito. Desta forma, é necessário ter presente a intensidade e direção da carga, eventuais choques e velocidade de rotação.

Considerando que o pé tem uma massa de cerca de 3 Kg com uma aceleração $9,8 \text{ m/s}^2$ e uma aceleração adicional de $1,83 \text{ m/s}^2$, podemos assumir uma força axial de 34,9 N aplicada na extremidade do apoio do calcanhar. Utilizando um coeficiente de segurança de 2 vezes, temos uma força aplicada de 69,8 N. Suporta carga axial. Opta-se por um rolamento axial de esferas.

Dados:

$$F_a = 69,8 \text{ N}$$

Velocidade máxima do motor: 4720 rpm

A correção das cargas teóricas para obtenção das cargas efetivas:

$$K_e = f_k f_D k$$

Admitindo que trabalha sem choque tem-se que:

$$f_k = 1,2$$

$$f_D = 1,15$$

Logo:

$$F_a = 69,8 \times 1,2 \times 1,15 = 96,32 \text{ N}$$

Determinação da carga equivalente tem-se:

$$P = F_a = 96,32 \text{ N}$$

Determinação da carga básica dinâmica e seleção do rolamento:

$$C = L_h^{\frac{1}{p}} \times P \times \left(\frac{10^6}{60n} \right)^{-\frac{1}{p}}$$

Recorrendo à tabela da vida nominal dos rolamentos, selecionou-se L_h igual a 3000.

Classe de máquina	L _h horas de trabalho
Eletrodomésticos, máquinas agrícolas, instrumentos, aparatos técnicos para uso médico	300 a 3 000
Máquinas utilizadas em curtos períodos ou intermitentemente: Máquinas ferramentas manuais, dispositivos de elevação em oficinas, máquinas para construções	3 000 a 8 000
Máquinas para trabalhar com alta confiabilidade durante períodos curtos ou intermitentemente: Elevadores, guindastes para produtos embalados, amarras de tambores, fardos, etc	8 000 a 12 000
Máquinas para 8 horas de trabalho, não totalmente utilizadas: Transmissões de engrenagens para uso geral, motores elétricos para uso industrial, trituradores rotativos, etc	10 000 a 25 000
Máquinas para 8 horas de trabalho diário, totalmente utilizadas: Máquinas ferramentas, máquinas para trabalhar madeira, máquinas para a indústria mecânica em geral, gruas para materiais a granel, ventiladores, correias transportadoras, máquinas de impressão, centrífugas e separadores	20 000 a 30 000
Máquinas para trabalho contínuo, 24 horas por dia: Caixas de pinhões para laminadores, maquinário elétrico de porte médio, compressores, elevadores de minas, bombas, máquinas têxteis	40 000 a 50 000
Equipamentos de abastecimento de água, fornos rotativos, torcedoras de cabos, máquinas propulsoras de navios	60 000 a 100 000
Máquinas para trabalho contínuo com alta confiabilidade durante 24 horas por dia: Máquinas para fabricação de celulose e papel, máquinas elétricas de grande porte, centrais de energia, bombas e ventiladores para minas, mancais de eixos propulsores de navios	> 100 000

Para um rolamento de esferas temos $p=3$.

Deste modo:

$$C = 3000^{\frac{1}{3}} \times 96,32 \times \left(\frac{10^6}{60 \times 4720} \right)^{-\frac{1}{3}} = 912,3 \text{ N}$$

O diâmetro externo mínimo corresponde a 12mm, devido às dimensões do veio. Recorrendo às tabelas do catálogo da SKF foi possível selecionar o rolamento axial de esferas, escora simples 51101 cujas dimensões principais se encontram abaixo:

$$d = 12 \text{ mm}$$

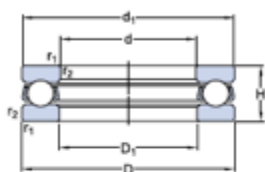
$$D = 26 \text{ mm}$$

$$C = 10400 \text{ N}$$

$$C_0 = 16600 \text{ N}$$

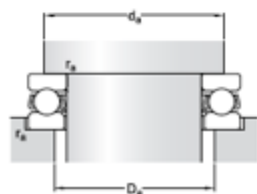
De seguida encontram-se representadas as principais dimensões e esquema do rolamento 51101 retirado do catálogo da SKF.

Especificações técnicas



DIMENSÕES

d	12 mm
D	26 mm
H	9 mm
d ₁	- 26 mm
D ₁	- 13 mm
r _{1,2}	min. 0.3 mm



DIMENSÕES DO ENCOSTO

da	min. 21 mm
Da	max. 17 mm
ra	max. 0.3 mm

DADOS DE CÁLCULO

Classificação de carga dinâmica básica	C	10.4 kN
Classificação de carga estática básica	C ₀	16.6 kN
Limite de carga de fadiga	P _u	0.62 kN
Velocidade de referência		9000 r/min
Velocidade-limite		13000 r/min
Fator de carga mínima	A	0.0014

MASSA

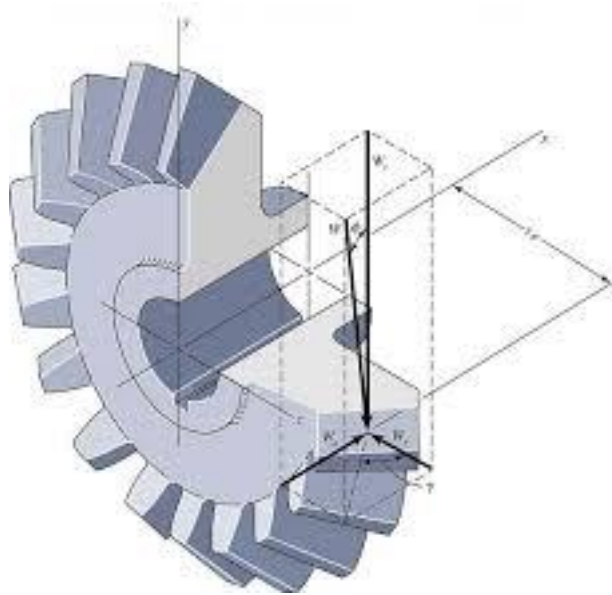
Rolamento de massa (incluindo a arruela de assento quando aplicável)	0.022 kg
--	----------

ANEXO VII – ANÁLISE DE FORÇAS EM ENGRENAGENS CÔNICAS

Na determinação de forças em engrenagens cônicas é normal usar a carga tangencial ou transmitida que ocorreria se todas as forças estivessem concentradas no ponto médio do dente.

Embora o resultado real ocorra num ponto entre o ponto médio e a extremidade maior do dente, o erro associado é pequeno e, portanto, podemos fazer esta suposição.

- Carga transmitida:



Dados:

$$d_p = 51 \text{ mm}$$

$$\text{Torque transmitido (T) = 12,42 N.m}$$

$$W_t = \frac{T}{r_{av}}$$

$$W_r = W_t \tan \phi \cos \gamma$$

$$W_a = W_t \tan \phi \sin \gamma$$

Uma vez que as engrenagens são idênticas temos $\gamma = 45^\circ$ e $\phi = 45^\circ$. Pelo que,

$$W_t = \frac{12,42}{0,0255} = 487 \text{ N}$$

$$W_r = 487 \times \tan 45^\circ \times \cos 45^\circ = 344,36 \text{ N}$$

$$W_a = 487 \times \tan 45^\circ \sin 45^\circ = 344,36 \text{ N}$$

ANEXO VIII – UNIÃO DE VEIOS

MSX Flexible Couplings - SRT Type

Structure

- Set Screw Type: **MSX** → P.xxxx
- Clamping Type: **MSX-C** → P.xxxx

Recommended Applicable Motor

Motor Type	MSX
Servomotor	<input type="checkbox"/>
Stepping Motor	<input type="checkbox"/>
General-purpose Motor	<input checked="" type="checkbox"/>

Excellent
 Very good
 Available

Property

Property	MSX
Zero Backlash	<input type="checkbox"/>
High Torque	<input type="checkbox"/>
High Torsional Stiffness	<input checked="" type="checkbox"/>

Excellent
 Very good

- This is a metal spring coupling with single-piece construction. A slit is inserted into a cylindrical material.
- It has an extremely high torsional stiffness and low moment of inertia.
- Extra super duralumin (A7075) featuring the highest strength among aluminum alloy is adopted.
- A plate spring formed by a slit allows eccentricity, angular misalignment, and end-play to be accepted.

Application

Actuator / High precision XY stage / Index table

Material/Finish

MSX / MSX-C	Material/Finish
Main Body	A7075 Anodized
Hex Socket Set Screw	SCM435 Ferrous/Alc. Oxide Film (Black)
Hex Socket Head Cap Screw	SCM435 Ferrous/Alc. Oxide Film (Black)

Selection

Selection Based on Shaft Diameter and Rated Torque

The area bounded by the shaft diameter and rated torque indicates the selection size.

Selection Example

In case of selected parameters of shaft diameter of $\phi 15$ and load torque of 2 N·m, the selected size is **MSX-34** or **MSX-34C**.

Selection Based on the Rated Output of the Servomotor

Rated Output (W)	Servomotor Specifications*1			Selection Size	
	Diameter of Motor Shaft (mm)	Rated Torque (N·m)	Instantaneous Max. Torque (N·m)	MSX Set Screw Type	MSX-C Clamping Type
10	5 - 6	0.032	0.096	MSX-16	MSX-16C
20	5 - 6	0.064	0.19	MSX-16	MSX-16C
30	5 - 7	0.096	0.29	MSX-19	MSX-19C
50	6 - 8	0.16	0.48	MSX-19	MSX-19C
100	8	0.32	0.96	MSX-19	MSX-19C
200	9 - 14	0.64	1.9	MSX-29	MSX-34C
400	14	1.3	3.8	MSX-39	MSX-39C
750	16 - 19	2.4	7.2	MSX-44	MSX-44C

*1: Motor specifications are based on general values. For details, see the motor manufacturer's catalogs. This is the size for cases where devices such as reduction gears are not used.

Related Products

The slit-type coupling **MSX** in PEEX material can be used in an environment or cleanroom where heat and chemical resistance are required, such as FPD and semiconductor.

Part number specification

MSX-19C-5-6

Product Code: MSX-19C-5-6 Size: 5 Bore Diameter: 6

Please refer to dimensional table for part number specification.

Additional Keyway at Shaft Hole → P.xxxx
 Cleanroom Wash & Packaging → P.xxxx
 Change to Stainless Steel Screw → P.xxxx

Bore additional modification only/ ASST change (Please combine with Stainless Steel Low Inertia Series. Available / ASST charge)

NBK <http://www.nbk1560.com>

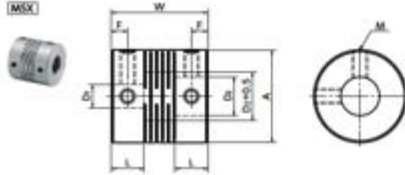
NBK <http://www.nbk1560.com>

MSX Flexible Couplings - Slit Type - Set Screw Type

Additional Keyway at Shaft Hole Cleanroom Wash & Packaging Change to Stainless Steel Screw

Couplon®

MSX



Dimensions

Unit: mm

Part Number	A	L	W	F	M	Screw Tightening Torque (N·m)
MSX-16	16	6	17.4	3	M3	0.7
MSX-19	19	6.8	20	3.4	M3	0.7
MSX-24	24	8.5	25	4.25	M4	1.7
MSX-29	29	10.2	30	5.1	M4	1.7
MSX-34	34	12	35	6	M5	4
MSX-39	39	13.5	40	6.75	M5	4
MSX-44	44	15.5	45	7.75	M6	7

Part Number	Standard Bore Diameter (Dimensional Allowance H8)							
	D1	D2						
MSX-16	5-5	5-6	6-6					
MSX-19	5-5	5-6	5-7	5-8	6-6	6-6.35	6-7	6-8
	6.35-6.35	6.35-8	8-8	8-10	10-10			
MSX-24	6-6	6-8	6-10	6.35-6.35	6.35-8	6.35-10	7-8	8-8
	8-9.525	8-10	9.525-10	10-10	10-11	10-12	11-12	12-12
MSX-29	8-8	8-10	8-11	8-12	10-10	10-11	10-12	10-14
	11-12	11-14	12-12	12-14				
MSX-34	10-14	11-14	12-12	12-14	12-16	14-14	14-15	14-16
	15-15	15-16	16-16					
MSX-39	10-14	12-12	12-14	12-15	12-16	12-19	14-14	14-15
	15-15	15-16	16-16					
MSX-44	12-12	12-14	12-19	14-14	14-15	14-16	15-15	15-16
	15-19	15-20	20-20					

- All products are provided with hex socket set screw.
- Recommended tolerance for shaft diameters is H6 and H7.

Performance

Part Number	Max. Bore Diameter (mm)	Rated Torque *1 (N·m)	Max. Rotational Frequency (min ⁻¹)	Moment *2 of Inertia (kg·m ²)	Static Torsional Stiffness (N·m/rad)	Max. Lateral Misalignment (mm)	Max. Angular Misalignment (°)	Max. Axial Misalignment (mm)	Mass *3 (g)
MSX-16	8	0.5	30000	2.8×10 ⁻⁷	200	0.05	0.5	±0.1	7
MSX-19	10	1	33000	6.2×10 ⁻⁷	270	0.05	0.5	±0.1	10
MSX-24	12	1.5	26000	3.0×10 ⁻⁶	790	0.05	0.5	±0.1	22
MSX-29	14	2	21000	5.2×10 ⁻⁶	1400	0.05	0.5	±0.1	40
MSX-34	18	3	18000	1.1×10 ⁻⁵	2300	0.05	0.5	±0.1	64
MSX-39	20	6	16000	2.9×10 ⁻⁵	4100	0.05	0.5	±0.1	90
MSX-44	22	9	14000	5.5×10 ⁻⁵	5100	0.05	0.5	±0.1	133

- *1: Correction of rated torque due to load fluctuation is not required.
- *2: These are values with max. bore diameter.

Additional Keyway at Shaft Hole Cleanroom Wash & Packaging Change to Stainless Steel Screw
 Bore additional modification only! Add'l charge. Please combine with Stainless Steel Screw Abrasion Service. Available / Add'l charge.

NBK <https://www.nbk1560.com>

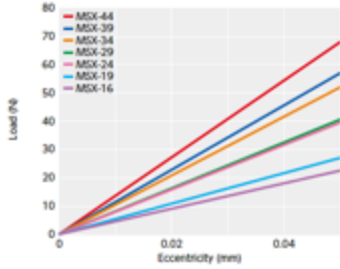
NBK <https://www.nbk1560.com>

Part number specification

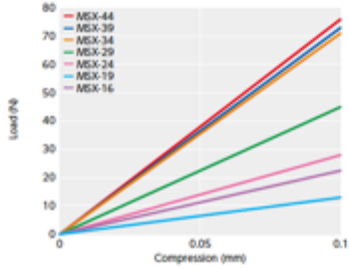
MSX-19-5-6

Technical Information

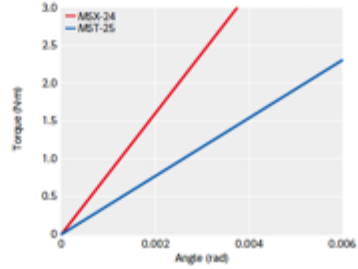
• **Eccentric Reaction Force**



• **Thrust reaction force**

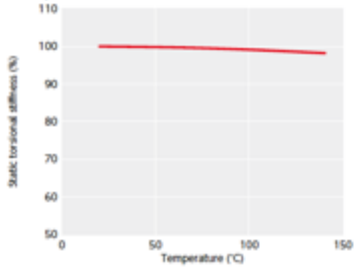


• **Comparison of static torsional stiffness (slit-type)**



MSX have high static torsional stiffness and responsiveness. Optimal for high-speed and precision positioning for servomotors, etc.

• **Change in static torsional stiffness due to temperature**



This is a value under the condition where the static torsional stiffness at 20°C is 100%. The change of **MSX** in torsional stiffness due to temperature is small and the change in responsiveness is extremely small. If the unit is used under higher temperature, be careful about misalignment due to elongation or deflection of the shaft associated with thermal expansion.

ANEXO IX – JUNTA ESFÉRICA

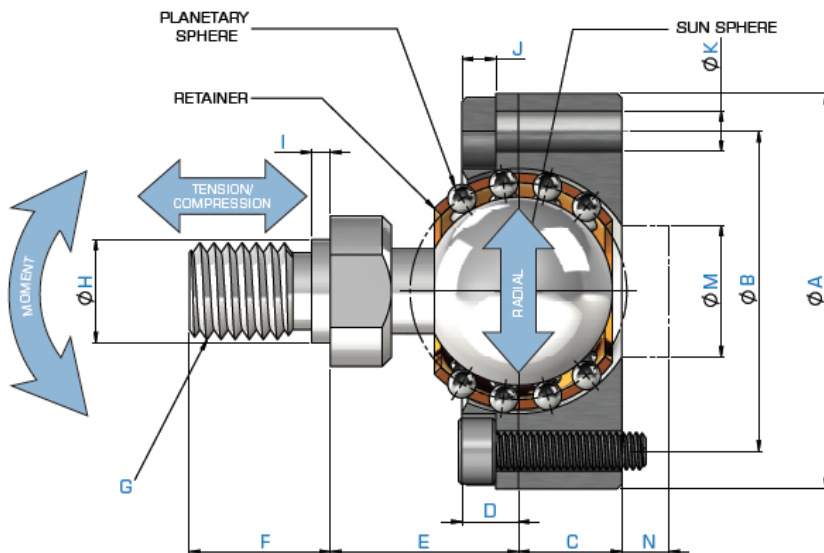
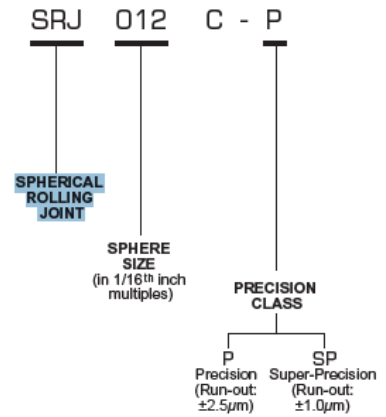
TECHNICAL SPECIFICATIONS

MODEL	BASIC LOAD RATINGS		RECOMMENDED PERMISSIVE LOADS				WEIGHT (kg)	MAXIMUM SWING ANGLE
	C (N)	Co (N)	Compressive (N)	Tensile (N)	Radial (N)	Moment (N-m)		
SRJ004C	128	100	102	38.4	64	0.64	0.015	±15°
SRJ006C	320	280	256	96	160	1.84	0.036	±30°
SRJ008C	490	540	392	147	245	3.92	0.06	±30°
SRJ012C	720	770	576	216	360	7.20	0.18	±30°
SRJ016C	1170	1300	936	351	585	18.7	0.37	±30°
SRJ024C	2840	3920	2272	852	1420	59.6	0.93	±30°
SRJ032C	5800	8820	4640	1740	2900	174	2.30	±30°
SRJ048C	10600	16000	8480	3180	5300	413	6.73	±30°

C(N) basic dynamic load rating Co(N) basic static load rating

• Standard product material is SUJ2 (high carbon, high chromium bearing steel) • Precision classification "SP" available for sizes SRJ008-SRJ-032 • Customization options include stainless steel product material, Raydent coating, and modifications to accommodate high vacuum and clean room environments • Additional customizations available upon request • The SR Joint is a patented product manufactured using Hephaest Seiko's unique spherical surface processing technology.

PART NUMBER BREAKDOWN



USAGE GUIDELINES

Designed for axial loading; do not apply load in any other direction with the shaft inclined for extended periods

Do not exceed 80% of the load rating for extended periods

Avoid rotating the shaft

Retainer may become misaligned gradually during use. If misaligned, release the load and set the retainer such that it is concentric with the shaft when oriented normal to the base. Continuous use of the joint while the retainer is misaligned could damage the retainer.

Please reference the SRJ USAGE GUIDELINES document for additional information available for free download at srjoint.com

DIMENSIONS

MODEL (units: mm)	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	M	N	WIDTH ACROSS FLATS
SRJ004C	19	15	3.8	2.5	10	6	M3x0.5	3.6	2	1.5	2	6	1.5	4
SRJ006C	25	20	5.5	3.8	11.5	8	M4x0.5	4.5	2	2.3	3	10	2	5
SRJ008C	30	24	7	4	16	12	M5x0.5	5.5	4	2	3.4	11	2	7
SRJ012C	42	34	11	6	20	15	M10x1.5	11	2	3.6	4.3	14	2	14
SRJ016C	56	45	12	7	32	18	M12x1.75	12.6	3	4.6	5.5	25	5	14
SRJ024C	74	62	17	11	42	23	M14x2	15	5	5.5	6.6	35	7	17
SRJ032C	100	84	22	16	60	30	M16x2	16.6	6	8.6	9	48	10	22
SRJ048C	136	114	38	22	78	38	M28x2	30	6	10.8	11	60	10	30

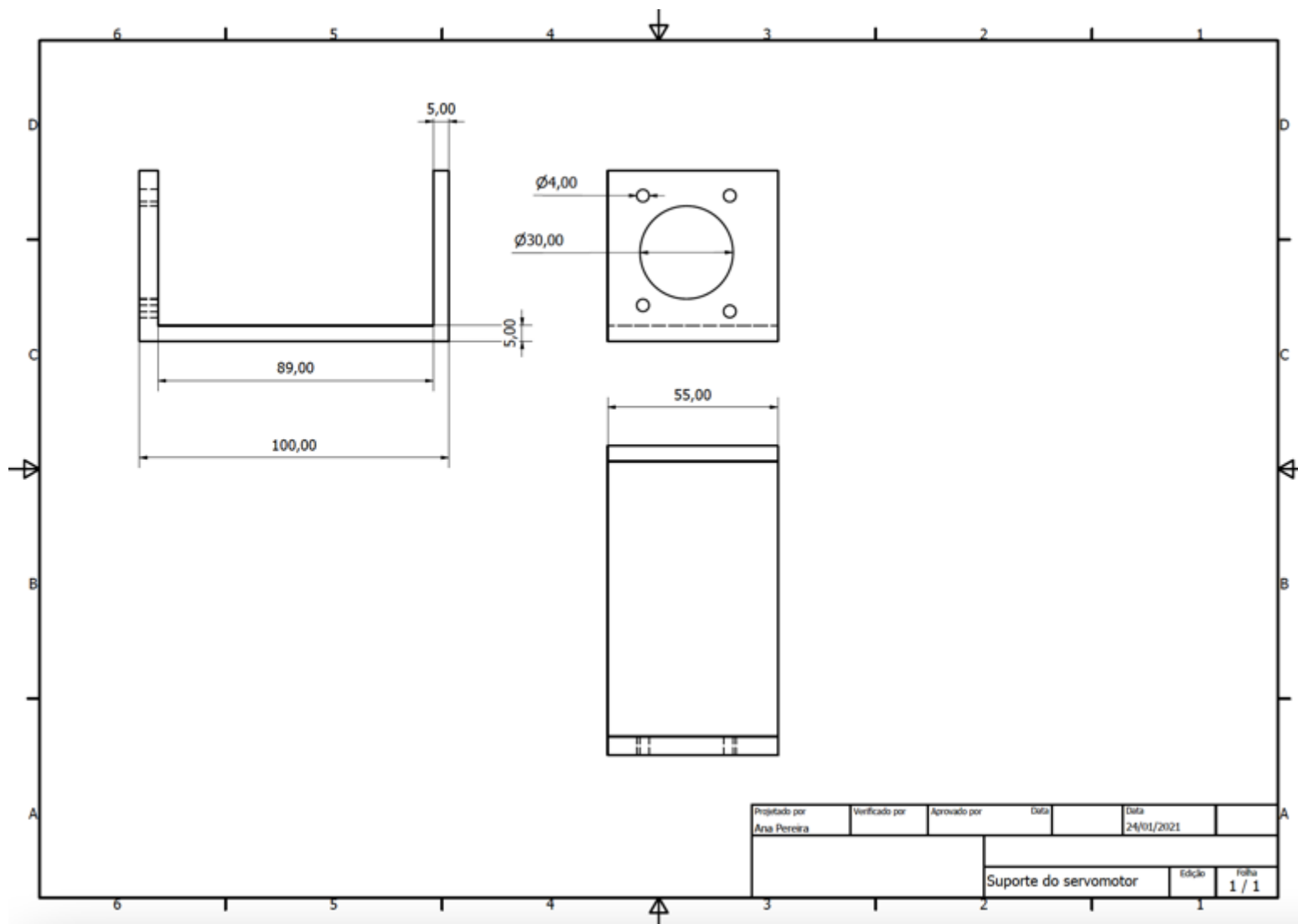
M and N Indicate the required clearance for the retainer on the mounting surface

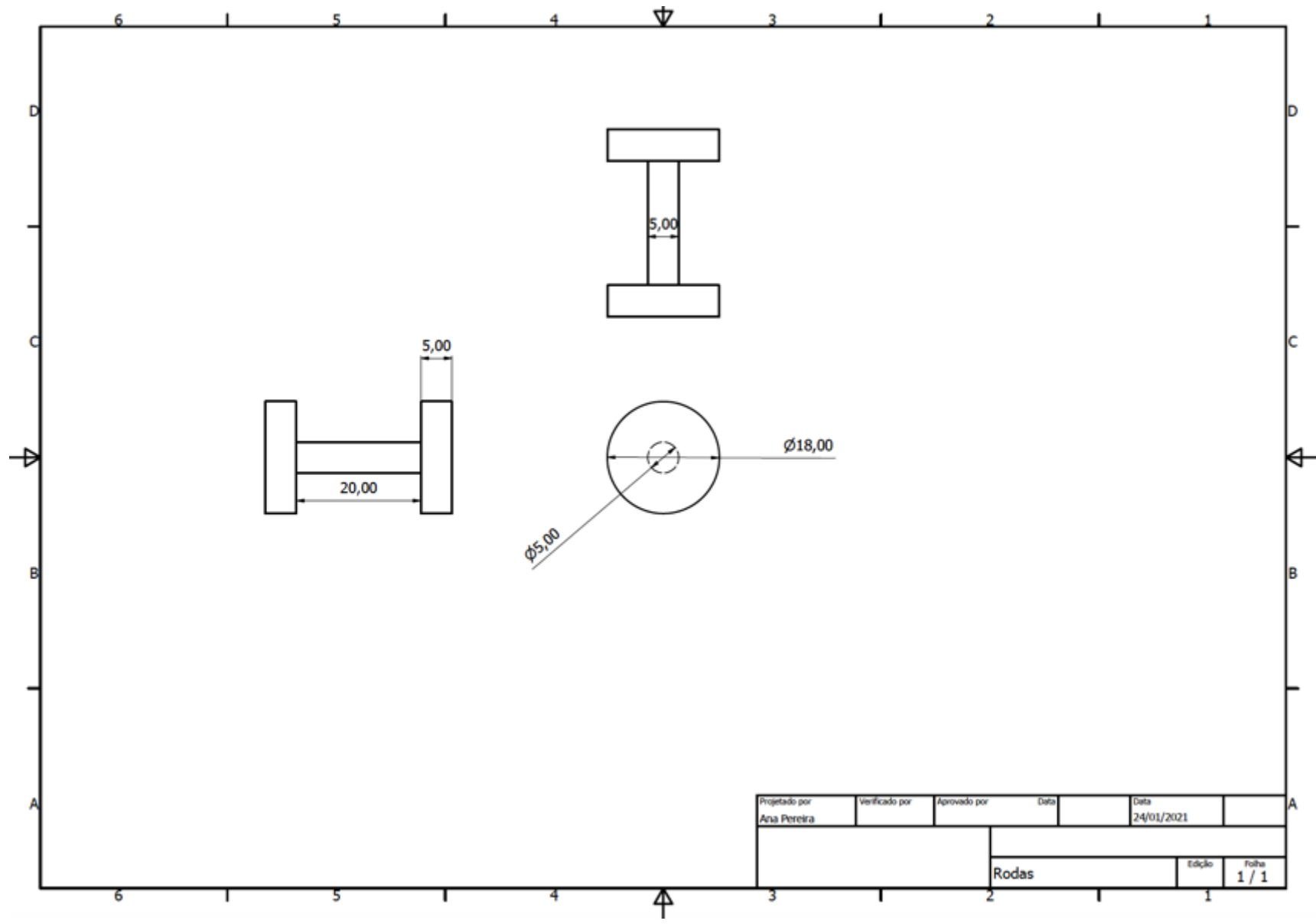
MYOSTAT MOTION CONTROL INC
Automation Components and Modern Mechatronic Solutions

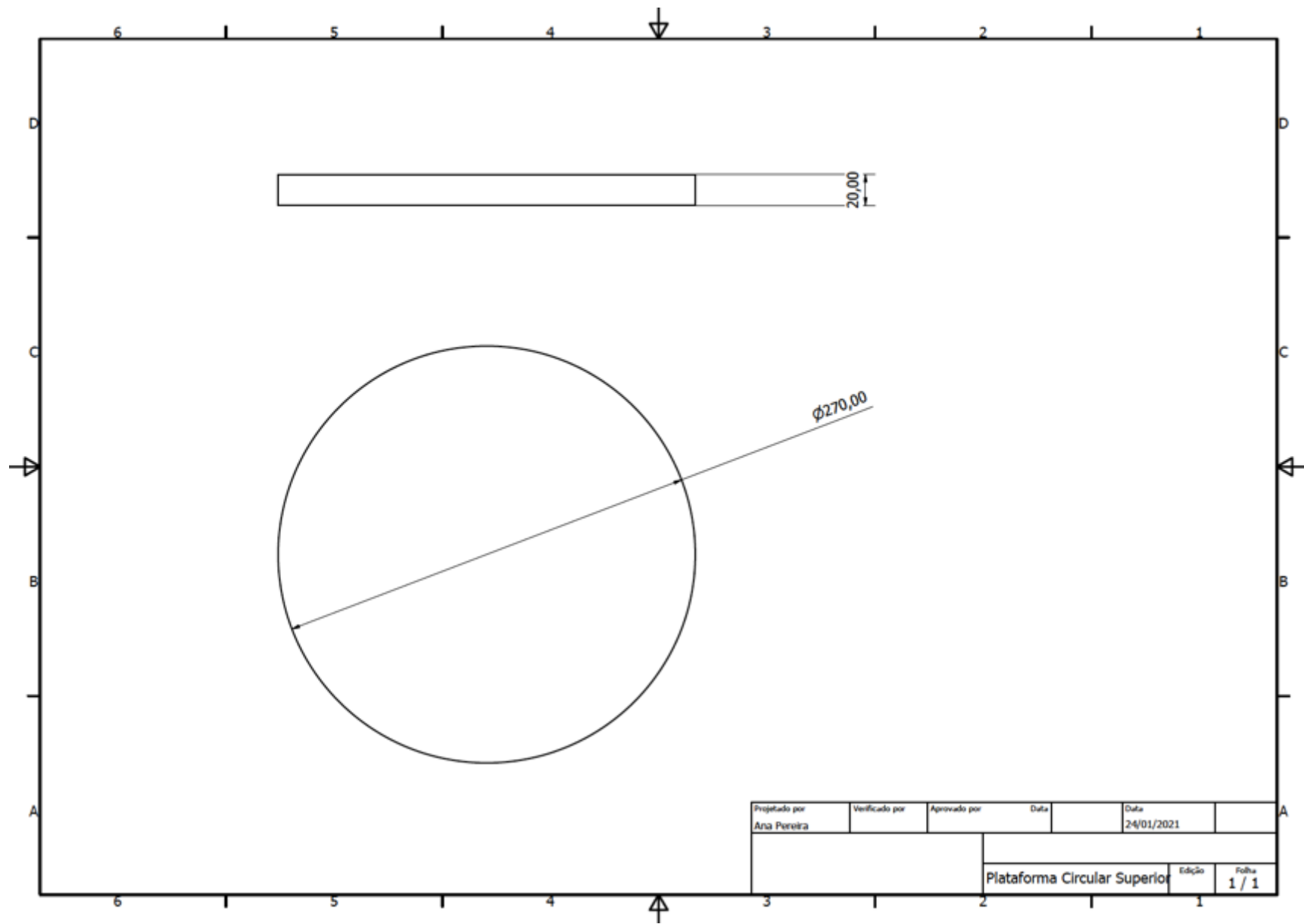


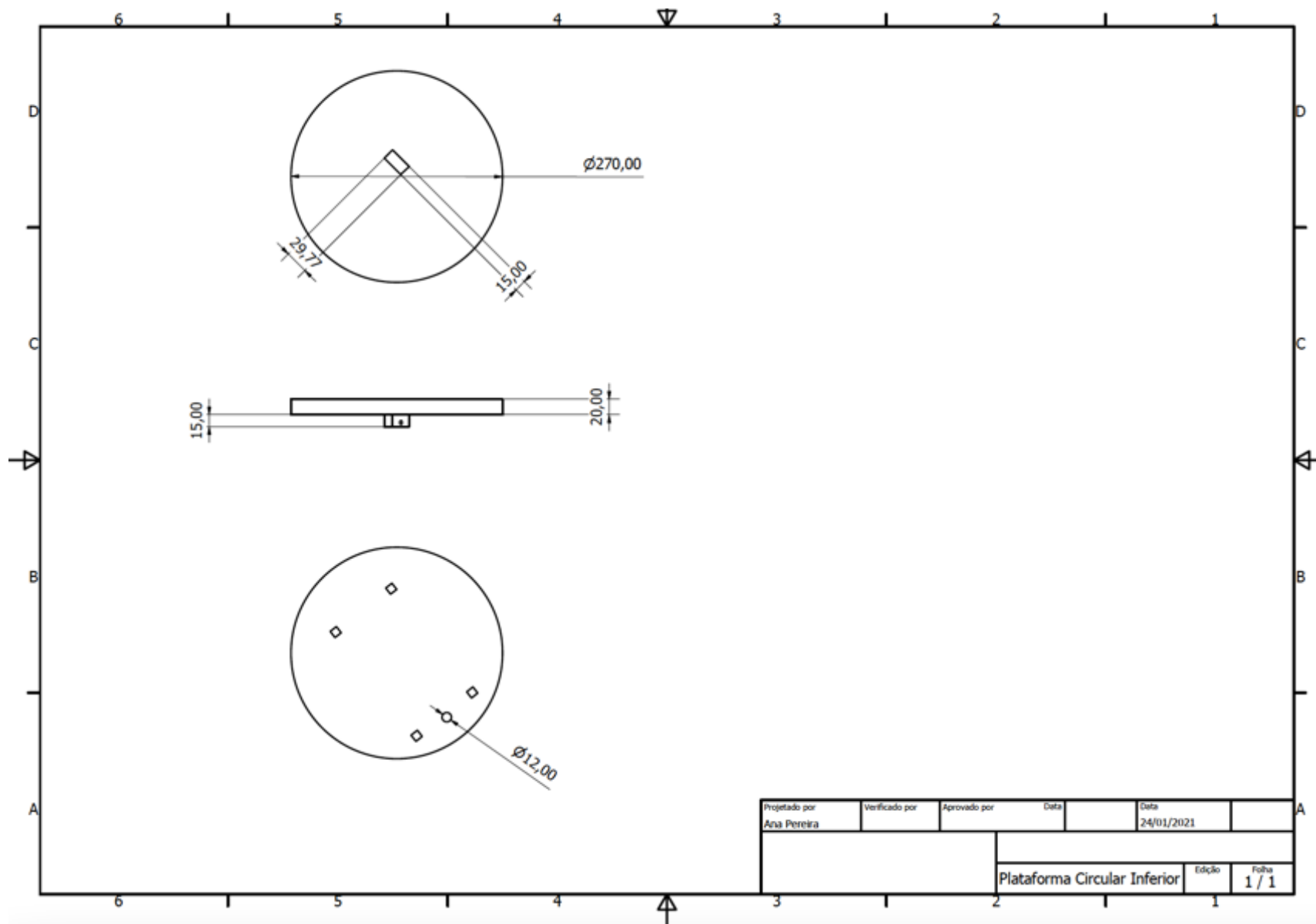
17817 LESLIE STREET, UNIT 21, NEWMARKET, ONTARIO, CANADA L3Y 8C6 + 1 905 836-4441 WWW.SRJOINT.COM WWW.MYOSTAT.CA

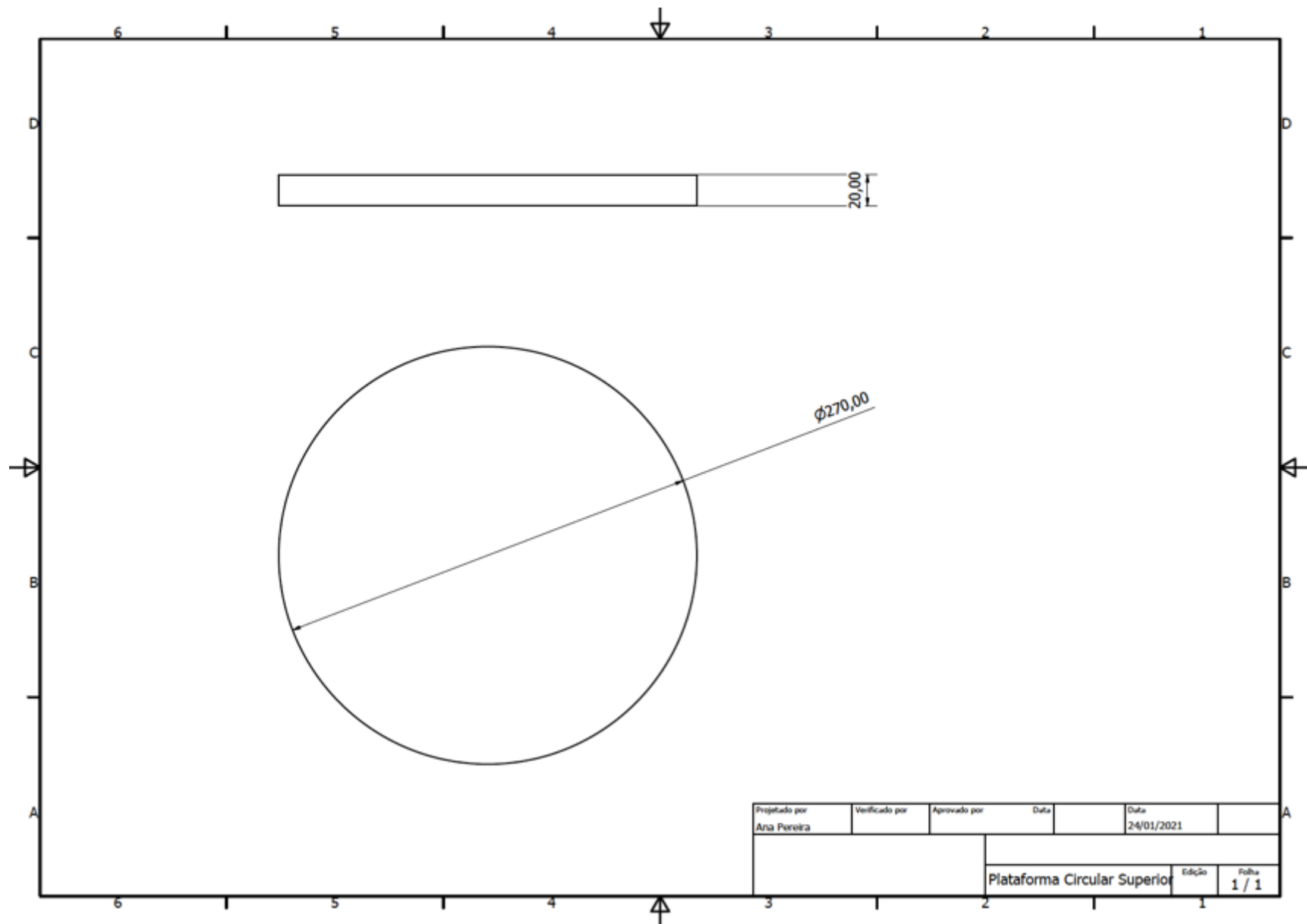
ANEXO X – DESENHOS TÉCNICOS DAS PEÇAS MODELADAS

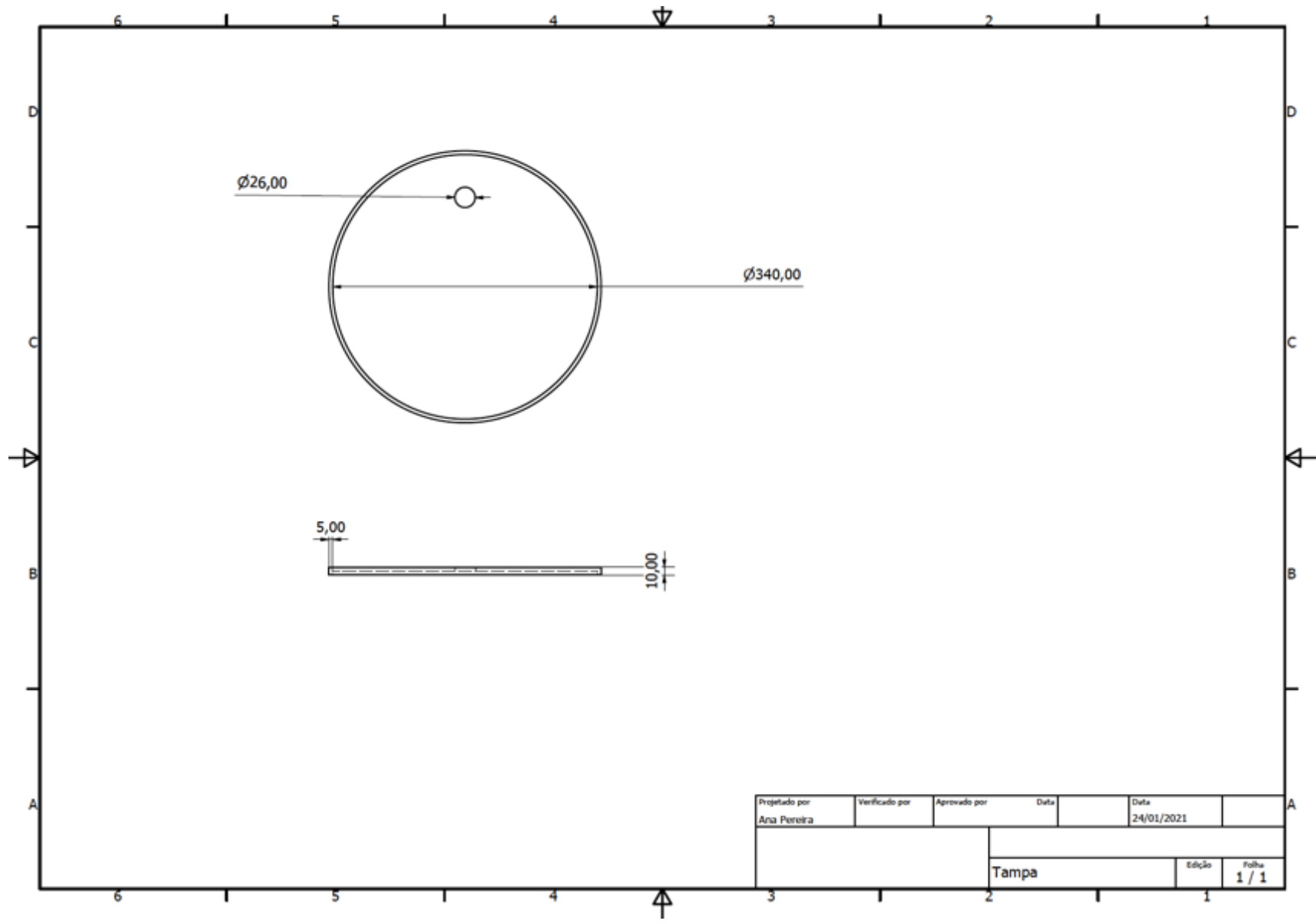












Projetado por Ana Pereira	Verificado por	Aprovado por	Data	Data	
				24/01/2021	
			Tampa	Edição	Folha
					1 / 1

