



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Ana Teresa da Costa Cruz

**Estudo e análise de um dispositivo de
reabilitação da articulação tibiotársica**

Dissertação de Mestrado

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Trabalho efetuado sob a orientação de:

Professor Eurico Augusto Rodrigues Seabra

Professor Luís Fernando Sousa Ferreira da Silva

Março de 2018

DECLARAÇÃO

Nome: Ana Teresa da Costa Cruz

Título da dissertação: Estudo e análise de um dispositivo de reabilitação da articulação tibiotársica

Orientadores:

Professor Eurico Augusto Rodrigues Seabra

Professor Luís Fernando Sousa Ferreira da Silva

Ano de conclusão: 2018

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

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

Universidade do Minho, ____/____/____

Assinatura:

A cada passo que damos surgem novos problemas.
Surgem questões, vacilações e conflitos.
O trabalho do engenheiro é arranjar soluções para os problemas.
Sorte a nossa se formos os engenheiros da vida.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de direcionar uma palavra de apreço aos meus orientadores, pelo apoio e todo o esclarecimento ao longo deste ano.

Ao Professor Eurico Seabra, por toda a atenção e paciência, e por nunca me deixar sem resposta, mesmo que, por vezes, fosse necessário esperar uma boa quantia de tempo, em fila, à porta do seu gabinete ou do laboratório.

Ao Professor Luís Ferreira da Silva, por todas as ideias, comentários e elucidações, permitindo sempre uma melhoria do trabalho desenvolvido.

A todas as pessoas que contribuíram direta ou indiretamente para o alcance desta etapa.

Esta dissertação é fruto de anos de muito estudo, trabalho e sacrifício, mas também de muitos momentos de brincadeira e diversão que permitiram formar a pessoa que sou hoje.

Desde toda a educação e motivação em família, a todos os colegas e amigos que partilharam e enriqueceram a experiência do ensino superior, desde a primeira matrícula até à última.

Um grande obrigado ao meu primo que me auxiliou na componente mecânica deste projeto, sempre com atenção e paciência.

E finalmente, agradeço especialmente à minha mãe, que sempre lutou que eu tivesse a melhor educação possível, e que me apoiou constantemente, respeitando todas as minhas decisões desde o princípio do meu ensino escolar até ao fim, sendo sempre a minha rocha e motivação para seguir em frente e ser sempre melhor.

Um bem-haja a todos!

Teresa

RESUMO

Atualmente existem diversos tipos de dispositivos e técnicas para a reabilitação da articulação tibiotársica. No presente trabalho pretende-se estudar e avaliar o *Therapheet*, um equipamento já existente para a reabilitação da articulação do tornozelo, e propor alterações de melhoria, atendendo às especificações e requisitos necessários para um dispositivo desta categoria, e o seu teste, a fim de verificar a sua funcionalidade, o seu desempenho e adequabilidade.

Este equipamento deverá permitir a execução de movimentos com ângulos de amplitude característicos dos exercícios de dorsiflexão e flexão plantar, de inversão e eversão, e ainda de abdução e adução, os quais permitirão ao(s) paciente(s) alcançar(em) os movimentos naturais do pé, assegurando a sua reabilitação completa.

O dispositivo deverá possibilitar ao profissional de saúde o controlo do movimento a executar, em termos de direção, amplitude e força muscular, permitindo ajustar cada um dos parâmetros às diferentes fases da reabilitação, sempre com rigor e eficiência e não colocando em risco o paciente durante os exercícios.

Durante esta dissertação será apresentado o projeto de automação referente ao funcionamento do equipamento de reabilitação *Therapheet*, assim como será implementada, de forma coerente, a metodologia de projeto para alcançar a otimização do equipamento. Por fim, serão apresentadas e testadas soluções que contribuirão para um dispositivo melhorado e singularmente distinguível no mercado.

PALAVRAS-CHAVE: ARTICULAÇÃO TIBIOTÁRSICA; REABILITAÇÃO; DISPOSITIVO DE REABILITAÇÃO; GRAFCET; METODOLOGIA DE PROJETO

ABSTRACT

Nowadays there are several types of devices and techniques for the rehabilitation of ankle injuries. In this work it is intended to study and evaluate *Therapheet*, an existent device for the rehabilitation of the ankle, and propose changes of improvement considering specifications and requirements needed for this kind of device, and their test in order to verify their functionality, performance and suitability.

This equipment should allow the performance of movements with amplitudes characteristic of dorsiflexion and plantar flexion, inversion and eversion, as well as abduction and adduction exercises, which will allow the patient to achieve the natural movements of the foot ensuring their complete rehabilitation.

The *Therapheet* device should allow the health professional the control of the movements in terms of amplitude and muscle strength, by adjusting each one of the parameters to the different phases of the rehabilitation always with accuracy and efficiency and not putting the patient in risk during the exercises.

During this dissertation it will be presented the automation project relative to the operation mode of the rehabilitation equipment *Therapheet*, so as it will be implemented in a consistently way the design methodology in order to reach the optimization of the equipment. Lastly, it will be presented and tested the solutions that will contribute for an improved device and singularly distinguishable in the market.

KEYWORDS: TIBIOTARSAL JOINT; REHABILITATION; REHABILITATION DEVICE; AUTOMATION; GRAFCET; PROJECT METHODOLOGY

ÍNDICE

Agradecimentos	v
Resumo	vii
Abstract	ix
Índice.....	xi
Lista de Figuras.....	xiv
Lista de Tabelas	xvii
Simbologia	xviii
Acrónimos.....	xix
Capítulo 1. Introdução.....	1
1.1 O problema e a motivação para o projeto.....	3
1.2 O objetivo do projeto.....	5
1.3 Estrutura da dissertação	6
Capítulo 2. Conceito anatómicos, patologias e reabilitação da articulação tibiotársica	9
2.1 Anatomia da articulação tibiotársica	11
2.1.1 Posições anatómicas descritivas.....	11
2.1.2 Sistema esquelético	12
2.1.3 Sistema articular	14
2.1.4 Sistema muscular	16
2.1.4 Movimentos do tornozelo.....	19
2.2 Patologias e reabilitação do tornozelo.....	23
2.2.1 Entorse do tornozelo	23
2.2.2 Fratura do tornozelo	25
2.2.3 Reabilitação da articulação tibiotársica.....	26
▪ Mobilização passiva.....	27
▪ Mobilização ativo-resistiva.....	27
2.2.4 Métodos de reabilitação da articulação tibiotársica.....	28
▪ Fisioterapeuta	28

▪ Thera-bands®	30
▪ Dispositivo <i>Minitalus</i>	33
▪ Dispositivo <i>KINETEC 5190</i>	35
2.2.5 Outros dispositivos	36
Capítulo 3. Dispositivo Mecatrónico <i>Therapheet</i> e determinação de novas soluções.....	41
3.1 Constituição do dispositivo.....	44
3.1.1 Nível 1	45
3.1.2 Nível 2	49
3.1.3 Nível 3	54
3.1.4 Sistema pneumático – componentes implementados.....	56
3.2 Sistema e subfunções do dispositivo	58
3.3 Funcionalidades do dispositivo.....	60
3.4 Testes preliminares	63
3.5 Análise e discussão de resultados.....	64
3.6 Projeto Concetual	71
3.7 Estabelecimento dos objetivos	72
3.8 Estabelecimento das especificações.....	74
3.9 Soluções alternativas	77
3.10 Análise das soluções	78
Capítulo 4. Projeto de Automação e implementação do novo sistema.....	81
4.1 GRAFCET	83
4.1.1 <i>Sequência de funcionamento</i>	84
4.1.2 <i>Inputs</i>	85
4.1.3 <i>Outputs</i>	87
4.1.4 O Sistema eletropneumático.....	87
▪ Circuito Pneumático	88
▪ Circuito elétrico	89

▪ GRAFCET	90
4.1.5 Simulação do sistema pneumático desenvolvido	90
4.2 Implementação e teste do novo sistema.....	93
4.3 Resultados e discussão (prova de conceito).....	98
Capítulo 5. Conclusões e trabalhos futuros.....	103
5.1 Conclusões.....	105
5.2 Trabalhos futuros	106
Referências Bibliográficas.....	108
Anexos.....	113
Anexo I – Eletroválvulas utilizadas no equipamento	114
Anexo II – Simulação de esforços em <i>SolidWorks</i>	120
Anexo III – PLC e HMI utilizados	128
Anexo IV – Especificações de comando em GRAFCET dos exercícios de reabilitação	133
Anexo V – Simulação do circuito pneumático no <i>software Automation Studio</i>	142
Anexo VI – Inquérito realizado	153

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Diagrama com as fases do processo de concepção de um produto	4
Figura 2- Planos de referência anatômicos.....	12
Figura 3 - Ossos que constituem o pé.....	13
Figura 4 - Ossos que apoiam a articulação do tornozelo	14
Figura 5 - Articulação móvel do tipo gínglimo	15
Figura 6 - Ligamentos que constituem a articulação tibiotársica, com vista pela face lateral.....	15
Figura 7 - Ligamentos que constituem a articulação tibiotársica, com vista pela face posterior.....	16
Figura 8 - Músculos que permitem o movimento entre o pé e a perna - Vista anterior	17
Figura 9 - Músculos que permitem o movimento entre o pé e a perna - Vista posterior	18
Figura 10 - Músculos que permitem o movimento entre o pé e a perna - Vista lateral	19
Figura 11 - Movimentos executados pela articulação do tornozelo	20
Figura 12 - Movimento de dorsiflexão e flexão plantar do pé segundo o plano sagital e segundo um eixo de rotação	21
Figura 13 - Movimentos de adução e abdução do pé segundo o plano axial e o seu eixo de rotação.....	21
Figura 14 - Movimento de inversão e eversão do pé segundo o plano frontal e o seu eixo de rotação	22
Figura 15 - Entorse do tornozelo	24
Figura 16 - Tipos de entorse do tornozelo	24
Figura 17 - Exemplos de imobilização do tornozelo	25
Figura 18 - Tipos de fraturas no tornozelo	26
Figura 19 - Mobilização passiva, realizado por um fisioterapeuta.....	27
Figura 20 - Mobilização ativo resistiva - exercício realizado pelo próprio paciente.	28
Figura 21 - Alongamento do pé, de forma a restaurar a amplitude de dorsiflexão.....	29
Figura 22 - Movimentos resistivos de abdução e dorsiflexão.	29
Figura 23 – Exemplos de exercícios de equilíbrio.....	30
Figura 24 - Resistência que os thera-bands® apresentam, ordenadamente.....	31
Figura 25 - Movimentos executados com os Thera-bands®.....	32
Figura 26 - Dispositivo Minitalus	33
Figura 27 - Equipamento Minitalus - paciente com posição sentada	34
Figura 28 - Movimentos permitidos pelo equipamento Minitalus.....	34
Figura 29 - Dispositivo KINETEC 5190.....	35
Figura 30 - Dispositivo mecatrónico Therapheet.....	43
Figura 31 – Representação dos três níveis que constituem o dispositivo Therapheet.	44

Figura 32 - Nível 1 do dispositivo Therapheet.....	45
Figura 33 - Cilindro Pneumático rotativo Serie 18 Camozzi utilizado no dispositivo Therapheet (cilindro A).....	45
Figura 34 - Representação dos rolamentos de rolos cónicos do dispositivo Therapheet.....	46
Figura 35 – Mesa linear com fuso do nível 1 do dispositivo Therapheet.....	46
Figura 36 - Representação das dimensões da placa de suporte das mesas lineares do nível 1 do dispositivo Therapheet.....	47
Figura 37 - Dois dos quatro motores de passo que constituem o nível 1.....	48
Figura 38 - Sensores de contacto mecânico (1) e sensores magnéticos (2) utilizados no dispositivo Therapheet.....	48
Figura 39 - Disposição dos sensores de contacto mecânico, no nível 1.....	49
Figura 40 - Componentes do nível 2 do equipamento Therapheet.....	49
Figura 41 – Conjunto pinhão-cremalheira no nível 2 do equipamento.....	50
Figura 42 - Representação do par de cremalheira e engrenagem do nível 2 do dispositivo Therapheet.....	51
Figura 43 - Representação dos rolamentos de esferas do dispositivo Therapheet.....	51
Figura 44 – Guias lineares do dispositivo Therapheet.....	51
Figura 45 - Cilindros Pneumático ADN 50 Festo utilizados no nível 2 do dispositivo Therapheet.....	52
Figura 46 - Representação da mesa linear do nível 2 do dispositivo Therapheet.....	52
Figura 47 - Localização dos sensores de contacto mecânico no nível 2.....	53
Figura 48 - Localização dos sensores magnéticos, no equipamento Therapheet.....	54
Figura 49 - Nível 3 do dispositivo Therapheet.....	54
Figura 50 - Representação do par pinhão-cremalheira do nível 3 do dispositivo Therapheet.....	55
Figura 51 - Nível 3 do dispositivo Therapheet com identificação dos cilindros Pneumáticos ADN 50 Festo (identificados como D e E).....	55
Figura 52 - Representação da mesa linear do nível 3 do dispositivo Therapheet.....	56
Figura 53 – Regulador de pressão e filtro da Festo utilizado no dispositivo Therapheet.....	57
Figura 54 - Fonte de alimentação (2 x 24 VDC e 5A) do dispositivo Therapheet.....	58
Figura 55 - Método básico de análise de funções.....	58
Figura 56 - Diagrama de subfunções do equipamento Therapheet.....	59
Figura 57 - Diagrama das informações de entrada e saída das subfunções do equipamento Therapheet.....	59
Figura 58 - Estrutura de apoio do equipamento Therapheet.....	61
Figura 59 - Local para colocação do pé no dispositivo mecatrónico Therapheet.....	61
Figura 60 - Nível 1 do dispositivo Therapheet.....	62
Figura 61 - Nível 2 do dispositivo Therapheet.....	62
Figura 62 - Nível 3 do dispositivo Therapheet.....	63

Figura 63 - Controlo do dispositivo Therapheet através de interruptores, em que a notação (+) e (-) correspondem, respetivamente, à atuação da electroválvula que promove o avanço e o recuo do cilindro identificado pela letra.	64
Figura 64 - Compressibilidade (de 1 para 2) e elasticidade (de 2 para 3) do ar.....	64
Figura 65 - Dispositivo Therapheet em fase de análise inicial.	65
Figura 66 - Posição neutra inicial desnivelada.	66
Figura 67 - Barra de suporte dos cilindros pneumáticos, nível 3.	66
Figura 68 - Diagrama de esforços sobre a haste de ligação dos cilindros, no nível 3.	67
Figura 69 - Comprimento da haste, entre os centros dos cilindros.	67
Figura 70 - Calculo da massa do nível 1 e 2 do equipamento Therapheet.....	69
Figura 71 - Simulação não linear do deslocamento realizado pela haste de ligação dos cilindros do nível 3.	70
Figura 72 - Peso excessivo dos vários componentes (espessura exagerada de placas de alumínio empregues) do dispositivo.	71
Figura 73 - Árvore de objetivos do projeto.	73
Figura 74 - Mecanismo com elevada massa colocado sobre estrutura delgada.	79
Figura 75 - Modelo de linguagem GRAFCET.	83
Figura 76 - Dois dos sensores mecânicos (1) e um dos sensores magnéticos (2) do equipamento Therapheet.	85
Figura 77 – Esboço do circuito pneumático do equipamento.	88
Figura 78 - Representação esquemática do circuito elétrico do equipamento, em PLC.	89
Figura 79 - Circuito pneumático implementado e interruptores de controlo no software do Automation Studio... ..	91
Figura 80 -Implementação e controlo do exercício de Adução através de GRAFCET.	92
Figura 81 - GRAFCET relativo ao movimento combinatório de Abdução e Adução, implementado no software Automation Studio.	93
Figura 82 -Representação de uma válvula de restrição do fluxo de ar	94
Figura 83 - Modelação tridimensional realizada através do Software Autodesk Inventor [38].	94
Figura 84 - Visualização e controlo das sequências dos exercícios de reabilitação através do HMI com o modelo omron NB5Q-TW00B..... ..	95
Figura 85 - Controlo individual de cada posição da eletroválvula, em HMI..... ..	96
Figura 86 - Disposição do circuito eletropneumático de validação do funcionamento do equipamento Therapheet.	97

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dimensões antropométricas médias.	11
Tabela 2 - Valores das amplitudes médias executadas pela articulação tibiotársica.	23
Tabela 3 - Dispositivos estudados e patenteados.	36
Tabela 4 - Tipos de eletroválvulas implementadas no equipamento.	57
Tabela 5 - Propriedades mecânicas de alguns aços.	68
Tabela 6 - Especificações para o dispositivo Therapheet.	75
Tabela 7 - Mapa morfológico das soluções para o equipamento Therapheet.	77
Tabela 8 - Nomenclatura utilizada nas especificações de comando em GRAFCET realizadas.	84
Tabela 9 - Sequência de movimentos dos cilindros para os vários tipos de exercícios no equipamento Therapheet.	85
Tabela 10 - Identificação dos sensores que detetam a posição dos cilindros durante os diferentes exercícios.	86
Tabela 11 - Possibilidade de exercícios executados pelo Therapheet.	87
Tabela 12 - Discriminação do formato de avaliação do dispositivo.	98
Tabela 13 - Avaliação de diferentes parâmetros após análise de funcionamento do dispositivo com as alterações efetuadas.	99

SIMBOLOGIA

Binário – [N.m]

Corrente – [A]

Deslocamento angular – [°]

Dimensão – [mm]

Força - [N]

Massa – [kg]

Porcentagem - [%]

Tensão – [V]

Valor monetário – [€]

ACRÓNIMOS

GRAFCET – *GRAPhe Fonctionnel de Commande d'Étape-Transition*

HMI – *Human Machine Interface*

PLC – *Programmable Logic Controller* (Controlador Lógico Programável)

sAB – Seleção do exercício de reabilitação de abdução

sAD – Seleção do exercício de reabilitação de adução

sD - Seleção do exercício de reabilitação de dorsiflexão

sPL - Seleção do exercício de reabilitação de flexão plantar

sE - Seleção do exercício de reabilitação de eversão

sl - Seleção do exercício de reabilitação de inversão

CAPÍTULO 1. **INTRODUÇÃO**

Neste primeiro capítulo será abordado o tema deste projeto, os seus objetivos e qual a sua motivação.

Será, igualmente, referida uma breve constituição da estrutura da presente dissertação.

Neste projeto de dissertação propõe-se o estudo e a otimização de um dispositivo de reabilitação da articulação do tornozelo, ou como também é designada, articulação tibiotársica. Para isso, a compreensão da anatomia funcional desta articulação e da sua biomecânica, assim como o conhecimento e discriminação das patologias que lhe estão associadas são fundamentais para um diagnóstico e tratamento adequado.

A articulação tibiotársica é considerada das mais fundamentais articulações do nosso corpo, condicionando os movimentos da perna, e é indispensável para a marcha humana. Os traumatismos mais ocorrentes na articulação do tornozelo são as entorses e as fraturas, e estima-se que as entorses do tornozelo sejam a lesão mais comum do esquelético, representando 15-25% das lesões [1].

Para a reabilitação eficaz desta articulação, existem fatores cruciais a controlar, tais como a graduação da amplitude do movimento e a monitorização da resistência a aplicar em cada exercício, tendo em conta que estas variáveis são dependentes de indivíduo para indivíduo.

Apesar da existência de diversos métodos, técnicas e dispositivos para o tratamento da articulação tibiotársica, a reabilitação perfeita ainda se encontra além do esperado. Surge assim o propósito de melhorar um dispositivo mecatrónico já existente, para que este seja mais eficiente, satisfazendo o máximo de requisitos e especificações inerentes ao funcionamento esperado para um dispositivo com esta finalidade.

Pretende-se, portanto, estudar e avaliar o dispositivo de reabilitação *Therapheet*, discriminando os diferentes componentes que constituem a sua estrutura, assim como a tecnologia e os mecanismos que lhe estão associados, com o objetivo de solucionar algumas das suas desvantagens e outros inconvenientes.

1.1 O problema e a motivação para o projeto

Existe, cada vez mais, no mercado uma abundância de sistemas, técnicas, ferramentas, recursos e instrumentos que permitem ao ser humano melhorar a qualidade de vida. No entanto, existe uma necessidade crescente de evoluir e melhorar progressivamente. A motivação do projeto surge com esta necessidade, ou seja, melhorar algo que existe e que pode ser melhorado. No presente caso, o principal incentivo é obter um dispositivo de reabilitação do tornozelo funcional e único, que faça uma diferença positiva na vida de pacientes com lesões no tornozelo, e dos profissionais de saúde que tratam diariamente estas patologias.

A conceção deste projeto envolve várias etapas que devem ser concretizadas de forma a obter resultados satisfatórios e sólidos (figura 1).

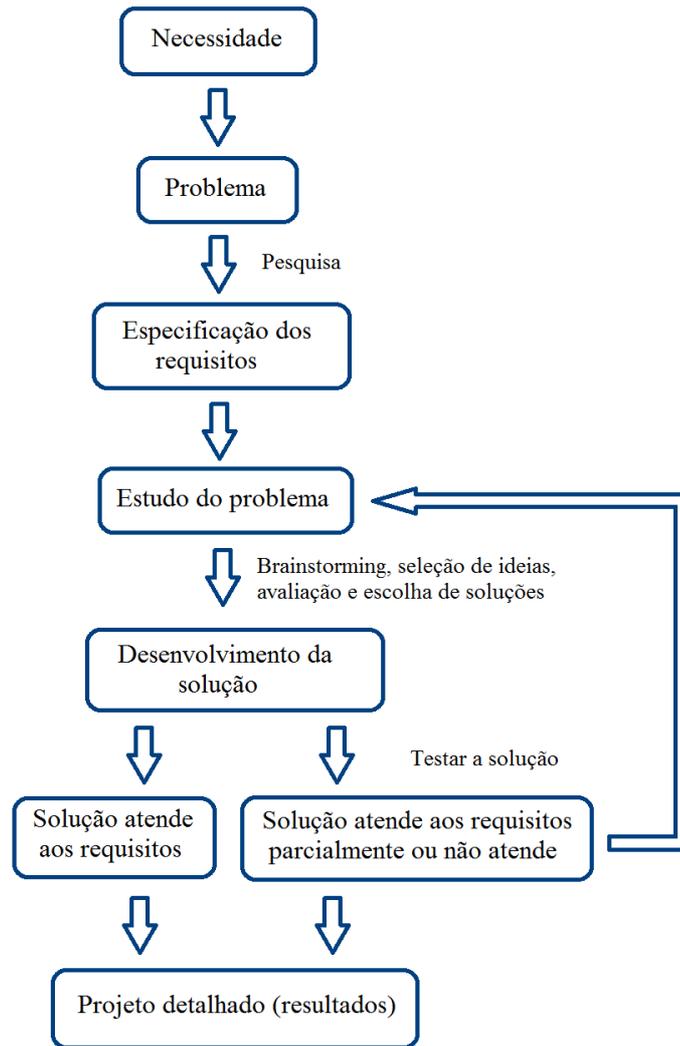


Figura 1- Diagrama com as fases do processo de concepção de um produto *(adaptado de [2])*

Todo o processo de concepção de um produto começa com um problema, ou seja, uma necessidade que existe, ou o que é importante resolver. Com esta dissertação tenciona-se resolver os problemas de um dispositivo de reabilitação da articulação tibiotársica, melhorando as suas funcionalidades. Para isso é necessário averiguar quem necessita destas alterações, e as suas respetivas razões.

A segunda fase da concepção do projeto é a fase de pesquisa, em que se pretende aprender de experiências de outras pessoas, nomeadamente os dispositivos já existentes de reabilitação do tornozelo. Esta etapa permite evitar erros que já foram realizados e analisar vantagens e desvantagens dos mecanismos já utilizados. Nesta fase de estudo, são, estruturadas as funções do dispositivo ou produto.

O próximo passo, e ainda em fase de estudo do produto ou conceito, será estruturar as funções deste, e estabelecer um conjunto de objetivos para o “novo” dispositivo, que respeitem uma variedade de requisitos e especificações técnicas. Estes requisitos permitem que as funcionalidades e sistemas do dispositivo de reabilitação

do tornozelo possibilitem um tratamento correto às patologias que afetam o tornozelo, deixando o paciente satisfeito, conciliando as opções de manufatura e comercialização. De maneira geral, os requisitos afirmam as características que a solução terá de ter para obter sucesso.

De seguida é realizada uma fase de conceção de soluções alternativas (*brainstorming*), sendo consideradas diversas possibilidades de soluções, que cumpram os objetivos propostos. Este método criativo permite gerar um número significativo de ideias que serão posteriormente selecionadas e avaliadas, para que se proceda à escolha da melhor solução. Esta fase tem como objetivo formular uma solução que cumpra o conjunto de requisitos selecionados, possibilitando a evolução do dispositivo de reabilitação da articulação tibiotársica.

O desenvolvimento da solução escolhida envolve todo o trabalho de conceção do dispositivo, implementando as melhorias pretendidas, até ao momento da sua comercialização. Após aplicação das alterações, o dispositivo será testado, e serão comunicados os resultados. Durante a fase de teste poderão ser encontrados aspetos que podem ser melhorados e, por isso, ser necessário aplicar novas alterações, e a efetuar-se nova fase de testes. Esta etapa realiza-se até se obter a solução que vá de encontro aos parâmetros requeridos e cumpra os requisitos pretendidos [2, 3].

1.2 O objetivo do projeto

Com o presente trabalho pretende-se compreender a biomecânica da articulação do tornozelo, assim como discriminar as patologias que afetam esta estrutura, e conhecer os métodos e técnicas de reabilitação já existentes para um tratamento adequado.

Propõe-se a realização do estudo de um equipamento existente, onde será feita a análise da sua estrutura, funções e modo de operação. Desta forma, serão identificados e analisados os seus componentes e sistemas. Neste sentido, serão discriminadas as relações entre os vários componentes e as suas individuais funções.

O equipamento será testado, e o seu funcionamento será organizado em diagramas GRAFCET, controlando as sequências de cada exercício de reabilitação, de forma a obter-se um sistema de controlo do equipamento automatizado. Posteriormente, o dispositivo sofrerá algumas alterações, de onde se realizará uma nova fase de testes, utilizando voluntários, de forma a obter um *feedback* por parte de vários utilizadores.

O objetivo da presente dissertação será propor melhorias, aplicando a metodologia de projeto, que cumpram um conjunto de requisitos, ao dispositivo, fazendo deste um instrumento com resultados mais satisfatórios para o paciente, e uma opção mais útil e diferenciada positivamente no mercado.

1.3 Estrutura da dissertação

A presente dissertação incorpora na sua constituição oito capítulos, dos quais será apresentado de seguida uma breve descrição de cada um deles. Ainda, no final serão referidas as referências bibliográficas, assim como os anexos essenciais à compreensão desta dissertação.

- Capítulo 1: Introdução – Neste capítulo será introduzido o tema e objetivos desta dissertação, assim como se pretendem alcançar esses objetivos e as respetivas metodologias.

- Capítulo 2: Conceitos anatómicos, patologias e reabilitação da articulação tibiotársica – Com o objetivo de melhorar um dispositivo de reabilitação do tornozelo, é crucial a compreensão do funcionamento desta articulação, assim como entender quais os movimentos que esta executa, e o conhecimento de toda a estrutura anatómica. Ainda, para o estudo de um dispositivo de reabilitação da articulação tibiotársica, é necessário entender o que afeta esta estrutura, tal como as técnicas de reabilitação atualmente utilizadas, de forma a especificar os requisitos necessários para um equipamento desta natureza.

- Capítulo 3: Dispositivo Mecatrónico *Therapheet* e determinação de novas soluções – Nesta dissertação será estudado um equipamento de reabilitação do tornozelo, com o intuito de propor melhorias. Será analisado o seu funcionamento, assim como os seus componentes e funções. Após a análise e teste deste equipamento, é necessário reunir soluções plausíveis que solucionem os problemas encontrados. Aplicando a metodologia de projeto, estas soluções serão ponderadas e, posteriormente, selecionadas as que obedecem a um conjunto de requisitos e especificações.

- Capítulo 4: Projeto de Automação e implementação do novo sistema – O funcionamento do dispositivo *Therapheet* será organizado, de acordo com a sua tecnologia eletropneumática, em circuito elétrico, e GRAFCET, sendo implementado e testado no programa *Automation Studio*. Com o objetivo de implementar as soluções escolhidas no capítulo anterior, estas serão aplicadas ao equipamento, assim como será programada uma sequência de funcionamento em PLC, e, onde, o equipamento será, posteriormente, sujeito a uma nova fase de testes.

- Capítulo 5: Conclusões e trabalhos futuros – Em fase final desta dissertação, serão apresentadas as conclusões alcançadas com este projeto, assim como o que ainda é possível e sugerível implementar e desenvolver para continuar a melhorar este equipamento de reabilitação.

Capítulo 2. **CONCEITOS ANATÓMICOS, PATOLOGIAS E REABILITAÇÃO DA ARTICULAÇÃO TIBIOTÁRSICA**

A compreensão da anatomia da articulação tibiotalársica permite o conhecimento do funcionamento desta estrutura, assim como o reconhecimento das causas que afetam a mesma.

Neste capítulo será abordada a constituição óssea, articular, ligamentar, e muscular da articulação do tornozelo, e serão, ainda, determinados os movimentos realizáveis por esta articulação. Serão, igualmente, abordadas as patologias mais frequentes que interferem com o funcionamento normal da articulação do tornozelo.

Ainda, serão mencionados os métodos de reabilitação mais comuns, assim como alguns dispositivos utilizados para o efeito, sendo apontadas as suas vantagens e desvantagens.

Estudo e análise de um dispositivo de reabilitação da articulação tibiotalar

Conceitos anatómicos, patologias e reabilitação da articulação tibiotalar

A anatomia é o estudo da estrutura do corpo humano, sendo esta organizada por sistemas e aparelhos. A anatomia inclui as estruturas macroscópicas (podem ser visualizadas sem auxiliares de ampliação) e as estruturas microscópicas (necessitam de auxiliares de ampliação). A anatomia é a base de estudo que permite o conhecimento do nosso corpo, assim como reconhecer o que afeta cada estrutura [4].

2.1 Anatomia da articulação tibiotársica

A articulação do tornozelo é uma estrutura fundamental, que permite suportar o peso do corpo, apoiar a posição corporal em superfícies irregulares, e executar movimentos necessários à marcha, quer responsável pelas atividades diárias, quer durante a prática desportiva. A estabilidade do tornozelo é conferida pelas articulações, ligamentos, tendões, músculos e ossos que envolvem toda a organização.

As dimensões antropométricas são, de igual forma, significativas quando se trata da conceção de um dispositivo de reabilitação do tornozelo, uma vez que estas influenciam o posterior dimensionamento do equipamento em questão. Assim, na tabela 1 são apresentadas as dimensões médias para o género feminino e masculino [5].

Tabela 1 - Dimensões antropométricas médias [5].

	Sexo masculino	Sexo feminino
Altura média [mm]	1690 ± 76	1565 ± 66
Altura da perna até ao joelho [mm]	525 ± 30	480 ± 27
Altura do joelho até à anca [mm]	590 ± 33	570 ± 32

2.1.1 Posições anatómicas descritivas

Considera-se que o sistema anatómico e esquelético humano possa ser descrito por três planos principais de referência, sendo estes o plano sagital, o plano frontal e o plano axial.

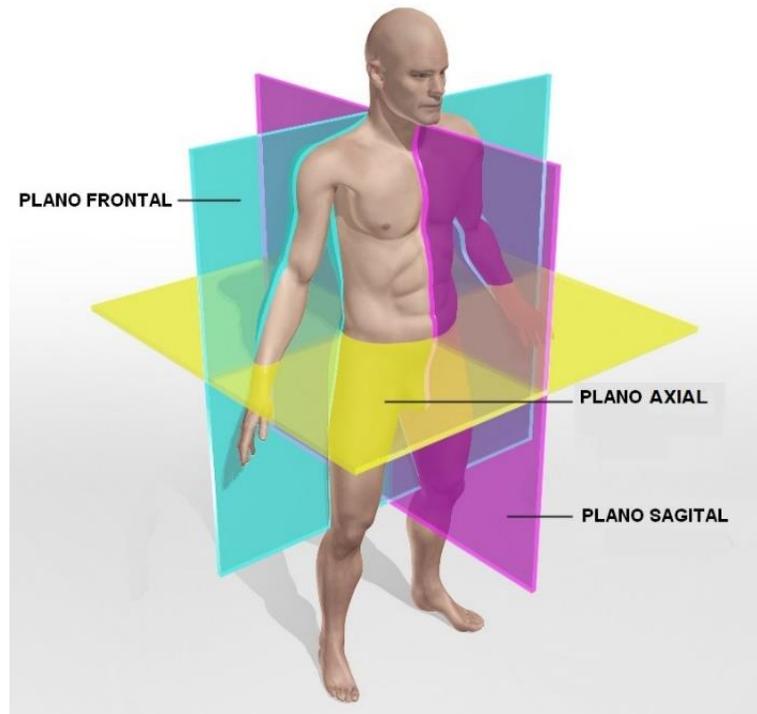


Figura 2- Planos de referência anatômicos (adaptado de [4])

O plano sagital atravessa verticalmente o corpo, passando pelo meio da coluna vertebral, separando o corpo humano em duas porções, o lado direito e o lado esquerdo. O plano frontal ou coronal atravessa verticalmente o corpo, da direita para a esquerda, dividindo o corpo em duas porções, anterior e posterior. O plano axial ou horizontal atravessa o corpo paralelamente ao chão, dividindo o corpo em duas porções, superior e inferior (figura 2) [6, 7].

2.1.2 Sistema esquelético

A osteologia diz respeito ao estudo dos ossos. O osso é um tecido vivo, complexo e dinâmico, formado por um conjunto de células ósseas especializadas, como os osteoblastos, osteócitos e osteoclastos, contribuindo para um arranjo final estável. O corpo humano possui 206 ossos.

O pé é constituído por 26 ossos, divididos em três grupos. O tarso, constituído por sete ossos, o astrágalo (tálus), o calcâneo, o cuboide, o escafoide (navicular), e os cuneiformes lateral, intermédio e medial. O metatarso, que é formado por cinco ossos metatarsais. Por fim, cada dedo que integra o pé possui três ossos longos, as falanges, com exceção do primeiro dedo que apenas apresenta duas (figura 3) [4, 7].



Figura 3 - Ossos que constituem o pé (adaptado de [4])

A articulação do tornozelo é apoiada pelos ossos que constituem a perna, sendo estes a tibia, o perónio (ou fibula) e o astrágalo (ou tálus) (figura 4).

A tibia é um osso longo da perna, e é constituída por um corpo e duas extremidades, articulando-se com o fémur e o astrágalo. A extremidade inferior, o maléolo medial (ou maléolo tibial), conecta a tibia ao astrágalo (figura 4) [4, 7].

O perónio é um osso longo situado na fração lateral da perna, e, possui um corpo e duas extremidades, articulando-se com a tibia e o astrágalo. O acoplamento do perónio com o astrágalo é realizado através da extremidade inferior do perónio, o maléolo lateral (ou maléolo peronial). O astrágalo articula-se com a tibia, o perónio, o calcâneo e o escafoide (figura 3 e 4) [4, 7].



Figura 4 - Ossos que apoiam a articulação do tornozelo (adaptado de [4])

2.1.3 Sistema articular

A artrologia é a área da anatomia que estuda as articulações do nosso corpo. As articulações dizem respeito ao tipo de contato existente entre dois ou mais ossos, e podem ser organizadas como imóveis, semimóveis e móveis.

A articulação do tornozelo é móvel e é classificada como tipo gínglimo (estilo dobradiça), isto é, apresenta uma superfície articular em forma de tróclea ou roldana (figura 5) [4, 7].

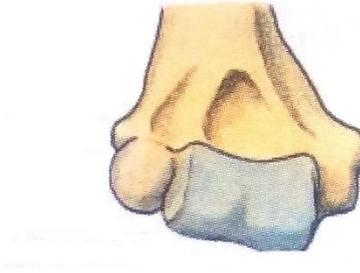


Figura 5 - Articulação móvel do tipo gínglimo (adotado de [7])

As articulações permitem conectar os componentes de uma estrutura e, adicionalmente, conferindo-lhes flexibilidade e movimento, funcionando como uma espécie de dobradiça. A função das articulações é apoiada pelos ligamentos. Os ligamentos são formados por tecido conjuntivo, situados entre os ossos, e auxiliam a estabilizar a articulação. Estas estruturas possuem características que garantem resistência e durabilidade, que permitem suportar cargas repetitivas [8].

Os ligamentos que constituem o tornozelo podem ser identificados através da face lateral externa e interna do pé. Na lateral externa inserem-se os ligamentos tibio-peroneal anterior e posterior, que interligam a tibia e o perônio, estabilizando a face maleolar da tibia e a face maleolar do perônio, os ligamentos perônio-astragaliano anterior e posterior, que conectam o perônio e o astrágalo, e o ligamento perônio-calcâneo, que articula o perônio e o calcâneo (figura 6).

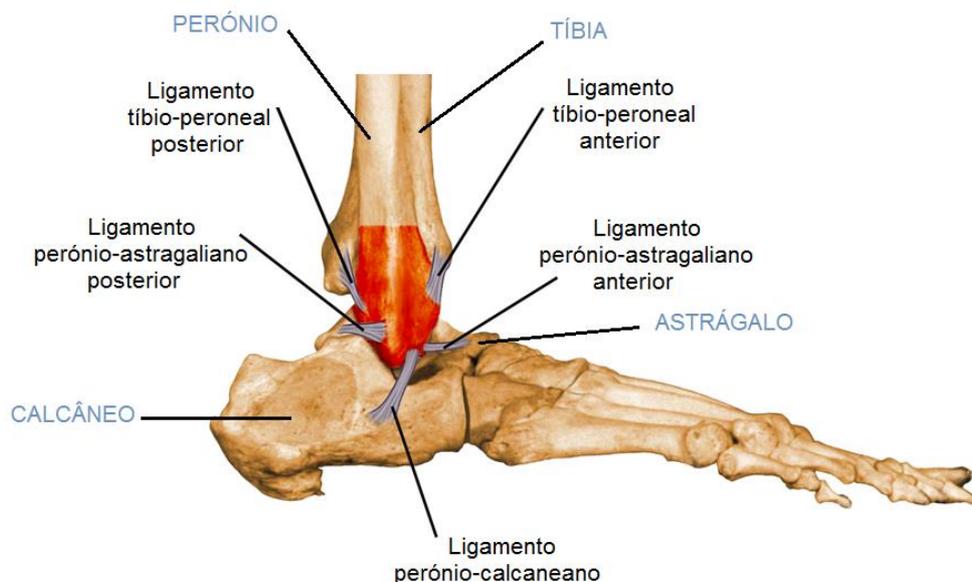


Figura 6 - Ligamentos que constituem a articulação tibiotársica, com vista pela face lateral. (adaptado de [9])

Na lateral interna do pé, é possível identificar o ligamento deltoide, assim designado por possuir uma forma de delta (figura 7). Este ligamento encaixa-se no maléolo medial e as suas terminações abrangem três zonas do astrágalo e uma do escafoide. Nesta face encontra-se, também, uma camada profunda que interliga o maléolo medial (tíbia) e o astrágalo [7].

O estudo das articulações do tornozelo permite descrever os seus movimentos possíveis entre a perna e o pé, e os graus de liberdade de cada movimento, tendo em conta os limites impostos pelos ligamentos.

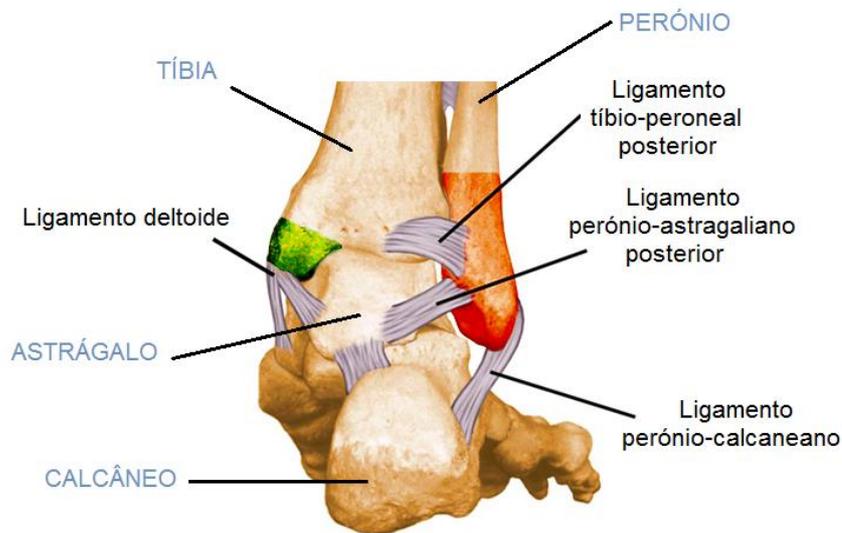


Figura 7 - Ligamentos que constituem a articulação tibiotalársica, com vista pela face posterior. (adaptado de [9])

2.1.4 Sistema muscular

A miologia é a área da anatomia que estuda os músculos do corpo humano. O músculo é um órgão com propriedade contrátil, isto é, possui a capacidade de alterar a sua forma conforme um estímulo, sem, no entanto, alterar o seu volume. A excitabilidade e a elasticidade são, ainda, propriedades que descrevem os músculos. Os músculos podem ser classificados como músculos involuntários de contração lenta, músculos involuntários de contração rápida, e músculos voluntários de contração rápida, ou seja, músculos que contraem por ação da vontade [7].

O movimento entre o pé e o tornozelo é produzido por 12 músculos que se originam na perna e se prolongam até ao pé. Estes músculos podem ser classificados como músculos anteriores, músculos posteriores e músculos laterais.

A porção anterior é constituída pelo músculo tibial anterior, o músculo extensor longo do hálux, o músculo extensor longo dos dedos, e o músculo peroneal terceiro (figura 8). O músculo tibial anterior vai desde a extremidade superior da tibia e as suas fibras terminam no cuneiforme medial e na extremidade posterior do 1º metatarsal. O músculo extensor longo do hálux situa-se lateralmente ao músculo tibial anterior, e insere-se a um terço da face do perónio e as suas fibras terminam na extremidade posterior da falange distal do hálux (dedo grande). O músculo extensor longo dos dedos situa-se lateralmente ao músculo extensor longo do hálux. Inicia-se na face lateral da tibia e as fibras, originando um tendão, dividem-se em quatro tendões secundários que terminam nos quatro últimos dedos do pé. O músculo peroneal terceiro encontra-se lateralmente ao músculo extensor longo dos dedos, no terço inferior do perónio. As suas fibras formam um tendão que se insere na extremidade posterior do 5º metatarsal [7, 10].



Figura 8 - Músculos que permitem o movimento entre o pé e a perna - Vista anterior (adaptado de [4])

A porção posterior é formada pelo músculo plantar, o músculo tibial posterior, o músculo flexor longo dos dedos, o músculo flexor longo do hálux, e o músculo gastrocnémio e solhar (figura 9). O músculo plantar é um músculo muito fino que se introduz na zona superior do fémur, e o seu tendão termina lateralmente com o tendão de Aquiles, incorporando-se na face posterior do calcâneo. O músculo gastrocnémio (gêmeos) inicia-se desde o fémur e divide-se em duas porções (porção medial e porção lateral), terminando no tendão de Aquiles que se introduz na face posterior do calcâneo. O músculo solhar encontra-se anteriormente ao músculo gastrocnémio, e encaixa-se na parte superior do perônio. Os seus tendões de terminação reúnem-se com os tendões do músculo gastrocnémio para, então, formar o tendão de Aquiles. O músculo flexor longo dos dedos origina-se medialmente na tibia, e as suas fibras constroem um tendão que passa posteriormente ao maléolo medial, dividindo-se, depois, em quatro tendões que se inserem nas falanges dos quatro últimos dedos. O músculo tibial posterior localiza-se entre o músculo flexor longo dos dedos e o músculo flexor longo do hálux. As suas fibras formam um tendão que contorna o maléolo medial e encaixa-se no escafoide. O músculo flexor longo do hálux inicia-se nos dois terços inferiores do perônio, e as suas fibras continuam com um tendão que passa pelo astrágalo e introduz-se na falange do hálux (dedo grande) [7, 10].

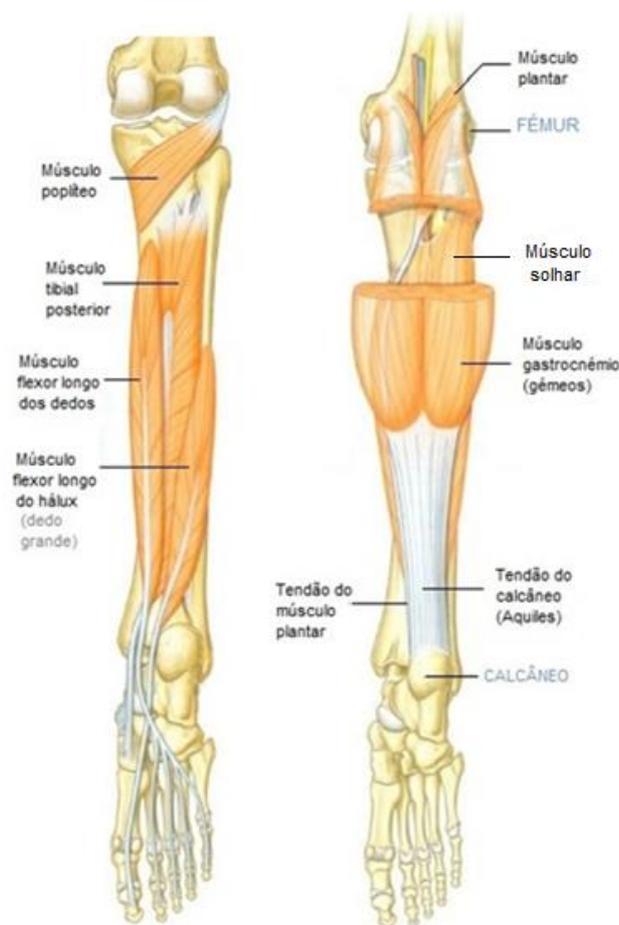


Figura 9 - Músculos que permitem o movimento entre o pé e a perna - Vista posterior (adaptado de [4])

A fração lateral é composta por dois músculos: o peroneal curto e o peroneal longo (figura 10). O músculo peroneal longo inicia-se na cabeça do perônio, e as suas fibras originam um tendão que passa pelo maléolo lateral e termina na extremidade do 1º metatarsal (dedo grande). O músculo peroneal curto encontra-se na parte inferior ao músculo peroneal longo, preenchendo apenas os dois terços inferiores do perônio. As suas fibras formam um tendão que passa pelo maléolo lateral e terminam na extremidade do 5º metatarsal (dedo pequeno) [7, 10].



Figura 10 - Músculos que permitem o movimento entre o pé e a perna - Vista lateral (adaptado de [4])

2.1.4 Movimentos do tornozelo

A posição de referência do tornozelo, ou posição neutra, encontra-se quando o pé está perpendicular ao eixo da perna. A partir dessa posição, a articulação do tornozelo executa movimentos de flexão e extensão (dorsiflexão e flexão plantar, respetivamente), de abdução e adução, e de rotação (inversão e eversão) (figura 11). Devido a fatores musculares, ósseos e ligamentares, os movimentos do tornozelo possuem limitações de amplitude. A gama de variação destas amplitudes está relacionada com as atividades diárias e desportivas, e género.

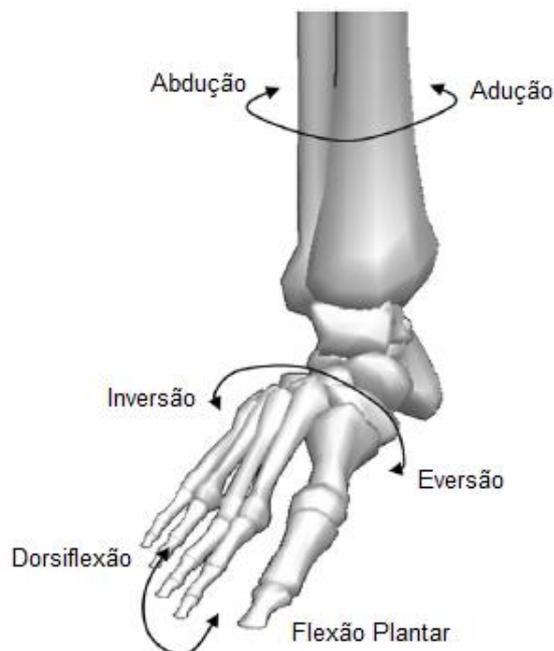


Figura 11 - Movimentos executados pela articulação do tornozelo (adaptado de [10])

O movimento de dorsiflexão e flexão plantar ocorrem segundo o plano sagital, tendo como eixo de rotação uma linha que passa pelo maléolo medial e lateral (figura 12). No exercício de dorsiflexão a ponta do pé desloca-se, da posição neutra, para cima, aproximando o dorso do pé à parte anterior da perna. Este movimento tem uma amplitude que varia dos 20.3° aos 29.8°, com uma média de 24.68°. Os músculos que intervêm na execução deste movimento são os músculos tibial anterior, peroneal terceiro, extensor longo dos dedos, e extensor longo do hálux [7, 10, 11].

Durante o movimento de flexão plantar a ponta do pé move-se da posição neutra para baixo, afastando o dorso do pé da face anterior da perna, e este movimento tem uma amplitude que varia dos 37.6° aos 45.8°, com uma média de 40.92°. O exercício de flexão plantar realiza-se pela ação dos músculos plantar, gastrocnémio, solhar, tibial posterior, flexor longo dos dedos, flexor longo do hálux, peroneal curto e peroneal longo [7, 10, 11].

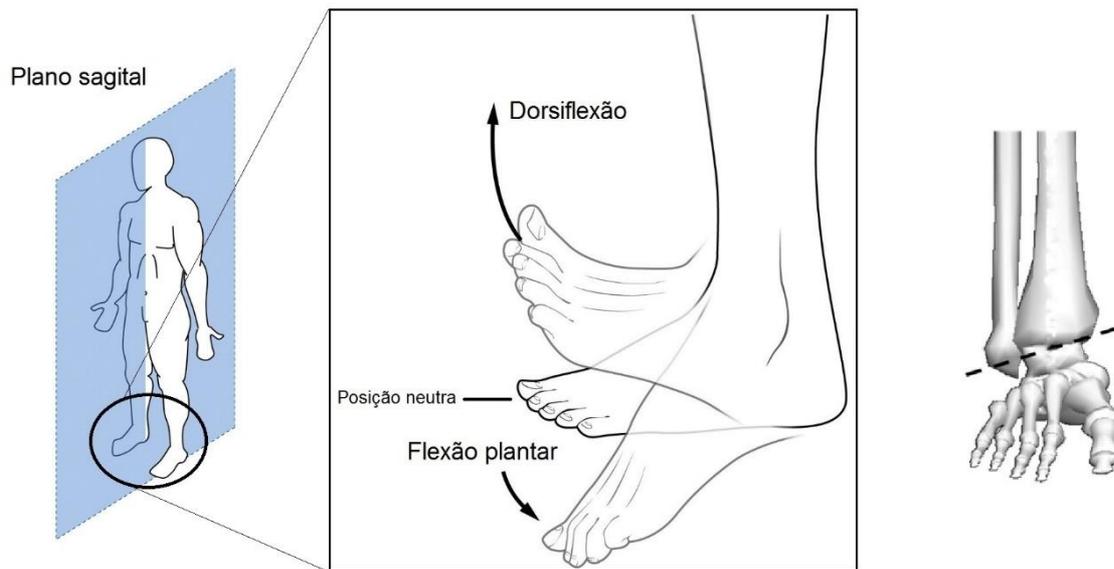


Figura 12 - Movimento de dorsiflexão e flexão plantar do pé segundo o plano sagital e segundo um eixo de rotação (adaptado de [10, 12, 13])

Os movimentos de adução e abdução acontecem segundo o plano axial, tendo como eixo de rotação vertical a tibia (figura 13). No exercício de abdução, a ponta do pé dirige-se para a lateral (para fora). Este movimento tem uma amplitude que varia de 15.4° a 25.9° , com uma média de 29.83° . Os músculos responsáveis pela realização do exercício de abdução são o músculo extensor longo dos dedos, o peroneal longo, e o peroneal terceiro.

No movimento de adução, o pé direciona-se para a medial (para dentro), e esta ação tem uma amplitude que varia de 22° a 36° , com uma média de 22.03° . Para a prática deste exercício entram em ação os músculos gastrocnêmio, solhar, e tibial anterior [7, 10, 11].

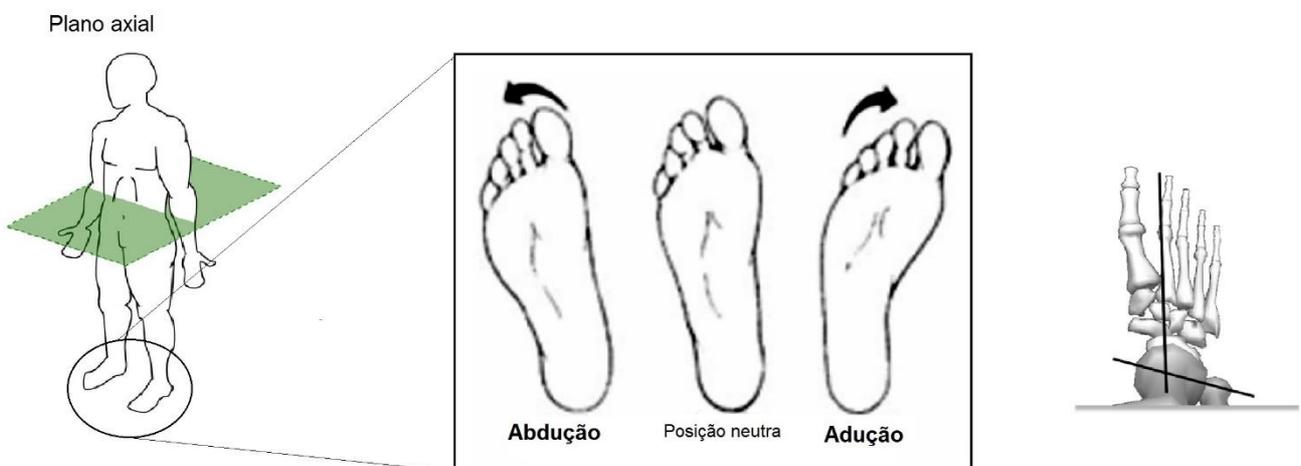


Figura 13 - Movimentos de adução e abdução do pé segundo o plano axial e o seu eixo de rotação (adaptado de [10, 12, 14])

Os movimentos de inversão e eversão sucedem no plano frontal, tendo como eixo de rotação a tibia (figura 14). O movimento de inversão é executado segundo um eixo oblíquo, que passa pela articulação do tornozelo, medialmente (para dentro). A amplitude deste movimento varia de 14.5° a 22° , com uma média de 16.29° . Os músculos tibial anterior, tibial posterior, flexor longo dos dedos, flexor longo do hálux e o músculo extensor longo do hálux possibilitam a execução deste exercício.

O exercício de eversão é realizado segundo um eixo oblíquo, que passa pela articulação do tornozelo, lateralmente (para fora). A amplitude deste movimento varia de 10° a 17° , com uma média de 15.87° . Os músculos responsáveis pelo movimento de eversão do pé são os músculos peroneal terceiro, peroneal curto e peroneal longo [7, 10, 15].

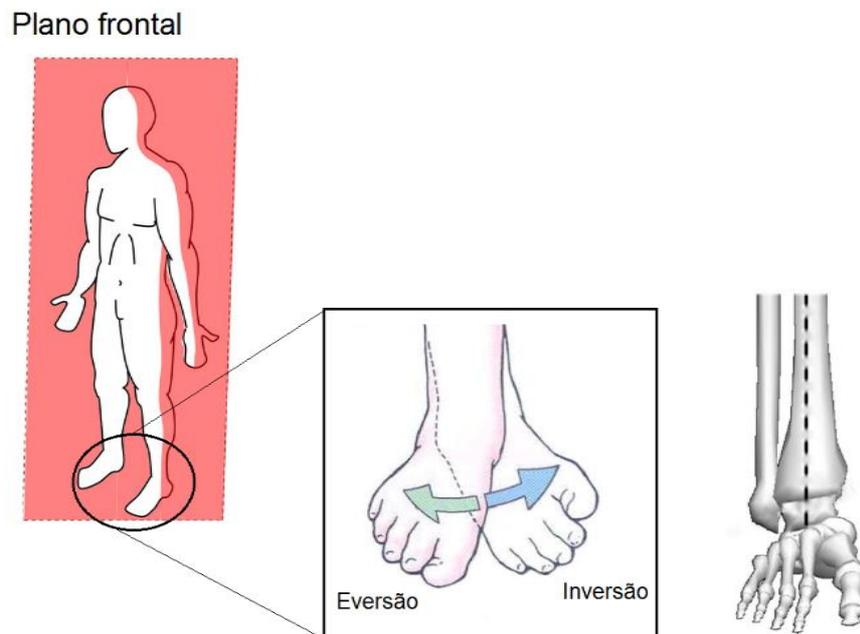


Figura 14 - Movimento de inversão e eversão do pé segundo o plano frontal e o seu eixo de rotação (adaptado de [10, 12, 16])

Por norma, as amplitudes de cada movimento diferem de acordo com o género do paciente, sendo que os indivíduos do sexo feminino atingem maiores amplitudes do que os indivíduos do sexo masculino. Da mesma forma, variam de acordo com a prática desportiva ou atividade diária de cada indivíduo. De qualquer forma, torna-se essencial adequar o tratamento e, nomeadamente, os movimentos de reabilitação de acordo com as capacidades de cada indivíduo, e tendo em conta o tipo de lesão. De um modo mais sumariado, a tabela 2 exhibe as amplitudes admitidas pelos vários movimentos do tornozelo.

Tabela 2 - Valores das amplitudes médias executadas pela articulação tibiotársica [7, 10, 11, 15].

Movimento	Amplitudes (º)
Dorsiflexão	20.3 – 29.8
Flexão Plantar	37.6 – 45.8
Abdução	15.4 – 25.9
Adução	22 – 36
Inversão	14.5 – 22
Eversão	10 – 17

2.2 Patologias e reabilitação do tornozelo

O movimento das articulações é dependente da flexibilidade dos músculos envolvidos, isto é, a capacidade do tecido muscular alongar admitindo uma amplitude de movimento. A flexibilidade é limitada, nas articulações, devido à estrutura óssea e muscular, tecidos moles, tecido conjuntivo (tendões, ligamentos), e pele. A flexibilidade no movimento auxilia nas atividades diárias, como caminhar, e nas práticas desportivas. Muitas vezes, os atletas transpõem os limites fisiológicos normais para obter um melhor desempenho, deixando-os mais vulneráveis a diferentes lesões [17].

Os traumatismos mais recorrentes na articulação do tornozelo são as entorses e as fraturas. Apesar de poderem ocorrer na vida diária, estas disfunções são mais frequentes na prática desportiva.

2.2.1 Entorse do tornozelo

Estima-se que as entorses do tornozelo são a lesão mais comum do esquelético, representando 15-25% das lesões. Os ligamentos permitem o movimento do tornozelo, nomeadamente atingir uma certa amplitude e retornar à sua posição inicial. No entanto, quando estes atingem o máximo da sua elasticidade e capacidade, podem ocorrer entorses do tornozelo, ou até mesmo roturas nas fibras elásticas dos ligamentos. As entorses podem ocorrer devido a alterações anatómicas como diferença no comprimento dos membros inferiores, movimentos impulsivos de torção, rotação, e desportos que envolvem impulso/salto e corrida. A maioria das entorses ocorrem

por inversão do pé. A entorse por eversão é menos comum, uma vez que é menos provável que o pé seja forçado para fora, e os ligamentos internos do pé são mais fortes (figura 15) [1, 18].



Figura 15 - Entorse do tornozelo (adaptado de [18])

Os sintomas da entorse passam pela dor aguda imediata, e edema, podendo formar-se hematoma. O traumatismo pode ser classificado em 3 tipos, em que no grau 1 ocorre apenas estiramento ligeiro do ligamento, no grau 2 ocorre rotura parcial do ligamento, e grau 3 ocorre rotura total do ligamento (figura 16). Quanto maior for o grau da entorse, mais acentuados serão os sintomas [1, 18].



Figura 16 - Tipos de entorse do tornozelo (adaptado de [18])

O tratamento da entorse dependerá da avaliação clínica e radiológica, mas poderá incluir elevação do pé lesado acima do nível do coração, e aplicação de gelo na área para reduzir inchaço e dor. Em casos do grau 2 e 3 devem ser utilizadas ligaduras de tornozelo, estabilizador ou imobilizador de tornozelo, ou até mesmo gesso, de

forma a imobilizar o pé enquanto ocorre o processo de restauração do ligamento (figura 17). Este processo pode demorar de 3 a 6 meses. Para o retorno total dos movimentos do tornozelo, como rotação, alongamentos e reforço muscular, devem ser realizados exercícios de fisioterapia [1, 18].



Figura 17 - Exemplos de imobilização do tornozelo (adotado de 19, 20))

Por vezes, quando os ligamentos foram severamente danificados, ou o processo de recuperação, não foi completo com sucesso, podem ocorrer novas lesões. Nestes casos é recomendada cirurgia para reparar o ligamento lesado e restabelecer as funções normais do tornozelo. É de notar, portanto, que o processo de reabilitação, nomeadamente a fisioterapia, deve ser completo e realizado até serem repostas as funções normais da articulação do tornozelo, de forma a prevenir novas incidências.

2.2.2 Fratura do tornozelo

As fraturas do tornozelo estão associadas à quebra de um ou mais ossos que constituem esta estrutura. As fraturas ocorrem quando a força aplicada é superior à resistência do osso, e os músculos não absorvem os choques gerados pelo impacto. Este tipo de traumatismo pode ocorrer na prática desportiva como basquetebol (associado a grandes saltos), ginástica, ténis, sendo estas algumas situações associadas a grandes impactos.

As fraturas do tornozelo dizem respeito à quebra de um ou mais ossos que fazem parte desta estrutura, isto é, tibia ou perónio (maleolares), astrágalo e calcâneo (figura 18).

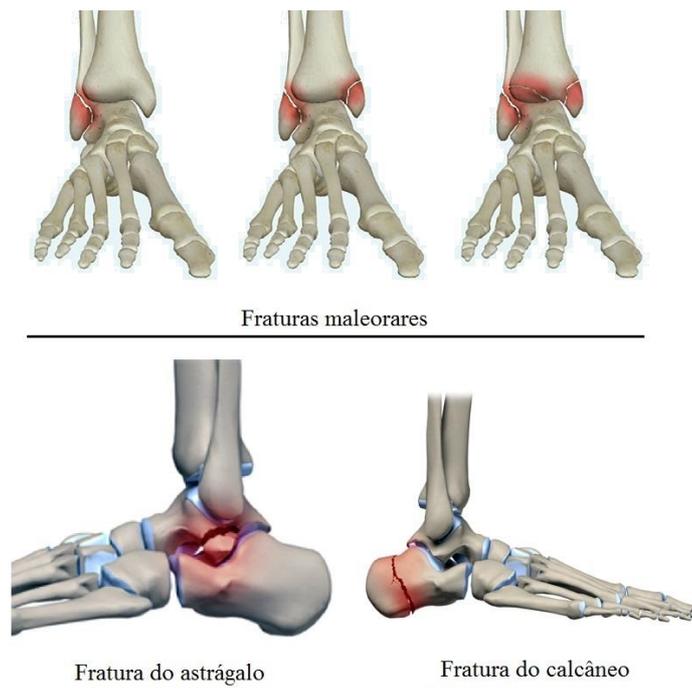


Figura 18 - Tipos de fraturas no tornozelo (adotado de [9, 21])

Os sintomas de uma fratura no tornozelo incluem dor aguda, dor à palpação, edema e hematoma, deformidade do pé, dificuldade em movimentar e apoiar o pé no chão.

O tratamento de uma fratura depende da sua localização e da sua gravidade. De qualquer forma é aconselhável o repouso, imobilizar a zona afetada e a aplicação de gelo. O pé deve ser elevado acima da linha do coração, e devem ser utilizadas muletas ou bengala no auxílio da marcha. Deve, também, ser utilizadas talas, estabilizador ou imobilizador de tornozelo, ou até mesmo gesso, de forma a permitir o tratamento e regeneração do osso fraturado.

Em casos mais graves, é necessária intervenção cirúrgica, com recurso a parafusos ou placas de fixação. Em todo o caso de fratura é indispensável a realização de fisioterapia, de modo a recuperar as funções fisiológicas e musculares do tornozelo [1].

2.2.3 Reabilitação da articulação tibiotársica

O processo de reabilitação do tornozelo tem como objetivos recuperar as amplitudes normais do movimento do pé, o reforço muscular, e restauração da coordenação sensorial motora. Este procedimento inclui duas fases

imprescindíveis a uma recuperação correta. Uma primeira fase de realização de exercícios de mobilização passiva, seguida de uma fase de exercícios de mobilização ativo-resistiva.

- Mobilização passiva

A recuperação da entorse ou fratura do tornozelo deve ser iniciada com movimentos passivos, isto é, são executados movimentos, com amplitude permitida, sem contração muscular. A força para este tipo de exercício é externa, podendo ser realizada por um dispositivo indicado ou um profissional de saúde, nomeadamente um fisioterapeuta (figura 19). A mobilização passiva tem como objetivo diminuir as complicações associadas à imobilização do paciente durante o processo de recuperação. Isto inclui manter a integridade da articulação e dos tecidos, minimizar a formação de contraturas, manter a elasticidade mecânica dos músculos, promover a circulação vascular, de modo a incentivar o processo de cicatrização, após lesão ou cirurgia [22].



Figura 19 - Mobilização passiva, realizado por um fisioterapeuta. (adotado de [23])

- Mobilização ativo-resistiva

A fase de mobilização ativo-resistiva inclui movimentos de amplitude, dentro de limites permitidos e controlados, produzidos por contração muscular. Este tipo de exercício é realizado através da aplicação de força por parte do paciente, promovendo a elasticidade dos músculos e recuperação das suas características fisiológicas, integração óssea e articular, aumento da circulação, e reforço muscular de forma a retornar as suas capacidades motoras para um regresso às atividades funcionais (figura 20) [22].



Figura 20 - Mobilização ativo resistiva - exercício realizado pelo próprio paciente. (Adotado de 24))

2.2.4 Métodos de reabilitação da articulação tibiotársica

Existem várias formas de execução dos exercícios de reabilitação do tornozelo, desde profissionais de saúde a equipamentos automatizados. De seguida serão apresentados alguns exemplos dos tratamentos mais utilizados.

- Fisioterapeuta

O fisioterapeuta tem como função auxiliar e orientar o paciente a executar movimentos que permitem recuperar as funções naturais do pé e tornozelo.

O fisioterapeuta trabalha com o paciente de modo a restabelecer as amplitudes dos movimentos que o tornozelo realiza (mobilização passiva), desenvolver o controlo neuromuscular dinâmico e produzir reforço muscular (mobilização ativo-resistiva).

Na figura 21 é possível observar alguns exercícios que permitem restabelecer as amplitudes do tornozelo, nomeadamente para o movimento de dorsiflexão.

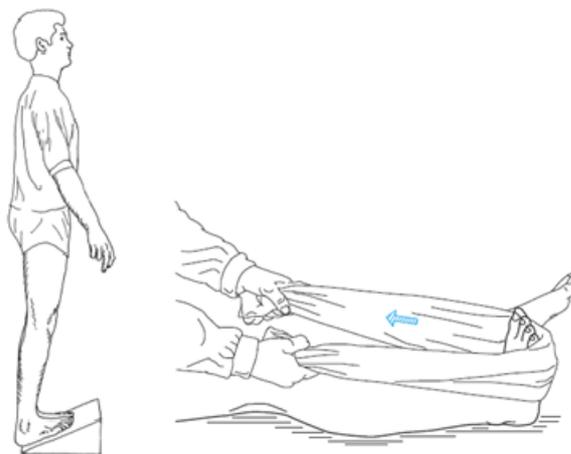


Figura 21 - Alongamento do pé, de forma a restaurar a amplitude de dorsiflexão (adotado de [25]).

A figura 22 demonstra a execução de movimentos resistivos que contribuem para o reforço muscular, nomeadamente movimentos de dorsiflexão e abdução.

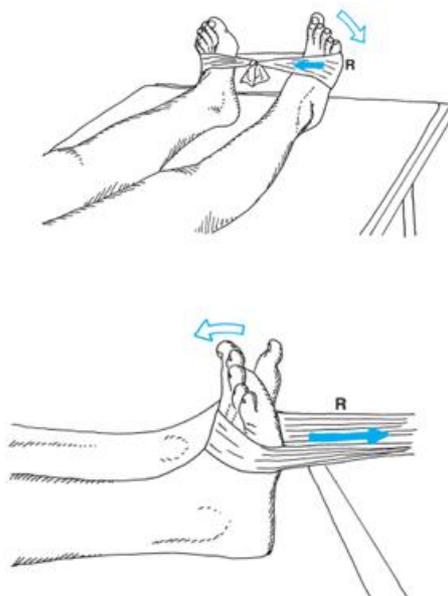


Figura 22 - Movimentos resistivos de abdução e dorsiflexão (adotado de [25]).

Na figura 23 são apresentados alguns exemplos de exercícios que permitem restabelecer as funções motoras neuro sensoriais e equilíbrio do paciente.

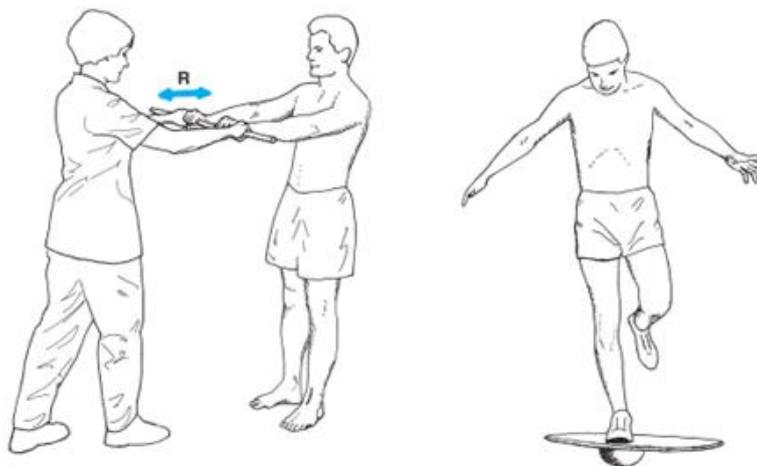


Figura 23 – Exemplos de exercícios de equilíbrio (adotado de [25]).

➤ *Vantagens de fisioterapia*

O fisioterapeuta acompanha e avalia a condição do paciente e vai ajustando, assim, os exercícios de reabilitação do tornozelo, conforme o seu desenvolvimento. Isto possibilita um tratamento personalizado e mais cuidado.

➤ *Desvantagens de fisioterapia*

Difícilmente a amplitude dos movimentos é regulada com precisão e a repetição dos exercícios não é rigorosa. Além disso, o paciente exige cuidado e orientação permanente, pelo que o fisioterapeuta está impossibilitado de realizar outras tarefas.

▪ Thera-bands®

Os *thera-bands®* são bandas elásticas, de látex, que oferecem resistência ao movimento, sendo utilizadas na recuperação dos movimentos naturais do tornozelo, permitindo o retorno da mobilidade e funções, e reforço muscular. Quanto maior for a resistência do *thera-band®*, maior será a dificuldade em realizar o movimento. A

resistência de cada *thera-band*® é identificada pelas cores que apresentam, sendo que os níveis mais avançados apresentam maior resistência (figura 24).

O preço dos *thera-bands*® varia conforme a resistência que possui, sendo que o custo do *thera-band*® pele ronda os 10 € e o *thera-band*® dourado ronda os 36 € [26].

➤ *Vantagens dos Thera-bands®*

Os *thera-bands*® podem ser facilmente adquiridos e transportados, e geralmente são recomendados pelo fisioterapeuta, onde este explica o modo de funcionamento. Podem ser utilizados em qualquer parte sem necessidade de auxílio de um profissional de saúde.



Figura 24 - Resistência que os *thera-bands*® apresentam, ordenadamente. (adaptado de [26])

Os *thera-bands*® apresentam um custo acessível. Estas bandas ajustam-se ao movimento a ser executado, e podem realizar todos os seis movimentos que permitem a reabilitação do tornozelo (figura 25).



Figura 25 - Movimentos executados com os Thera-bands® (adotado de [27])

➤ *Desvantagens dos Thera-bands®*

A principal desvantagem dos *thera-bands®* é o facto de estes não graduarem as amplitudes dos exercícios com rigor, isto é, a amplitude aplicada pelo utilizador pode não ser correta e a repetição dos exercícios é dificilmente precisa. Para melhorar a utilização dos *thera-bands®* seria necessário o paciente ser acompanhado por um profissional de saúde, nomeadamente um fisioterapeuta, no entanto essa opção poderá ser mais complicada na vida diária, sendo uma opção menos autónoma.

A durabilidade e resistência dos *thera-bands®* são duas características imprevisíveis sendo, também, uma desvantagem deste método de reabilitação. Isto é, a carga que estas bandas podem suportar antes de quebrar, assim como o tempo que o material que constitui a banda permanece funcional sem se desintegrar, são grandezas que não são quantificadas de forma exata.

- Dispositivo *Minitalus*

O dispositivo *Minitalus* (figura 26), produzido pela marca *easytech*, permite a execução repetitiva dos movimentos do pé, possibilitando reforço muscular e conduzindo a uma reabilitação do tornozelo. O seu funcionamento é realizado à base de trabalho elástico controlado, e admite movimentos de dorsiflexão, flexão plantar, eversão e inversão. O paciente pode estar sentado aquando da sua utilização, com os joelhos fletidos a 45° [28].



Figura 26 - Dispositivo Minitalus (adotado de [29])

Este dispositivo possui 45 cm de comprimento, 25 cm de largura e 55 cm de altura, e possui uma massa de 7 Kg. O equipamento apresenta um binário resistente ajustável durante a execução dos exercícios sendo que para os exercícios de dorsiflexão e flexão plantar este pode variar dos 10 aos 16 Nm, enquanto que para os exercícios de eversão e inversão pode ir dos 0,8 aos 2,4 Nm. As amplitudes que o equipamento possibilita para cada movimento não são especificadas pela marca. O custo deste ronda os 1400 € [28].

➤ *Vantagens do dispositivo Minitalus*

Este é um equipamento simples, leve, seguro e pode ser facilmente transportado e utilizado em casa, sem ajuda de profissionais de saúde. Permite a recuperação da mobilidade do tornozelo, da força muscular, e da coordenação dos movimentos do pé. A resistência elástica é ajustável, admitindo movimentos de acordo com a

fase de recuperação que o paciente se encontra, e prevenindo novas lesões. A estrutura oferece estabilidade e segurança durante a execução dos exercícios (figura 27).



Figura 27 - Equipamento Minitalus - paciente com posição sentada (adotado de [29])

➤ *Desvantagens do dispositivo Minitalus*

Este dispositivo apenas executa quatro dos seis movimentos que permitem a reabilitação total da articulação tibiotársica, isto é, não realiza os movimentos de adução e abdução (figura 28). Os movimentos são controlados elasticamente, no entanto o paciente não tem noção dos graus permitidos pela articulação tibiotársica, pelo que a utilização do equipamento teria de ser mediada por um profissional de saúde, de forma a prevenir lesões ao paciente.



Figura 28 - Movimentos permitidos pelo equipamento Minitalus (adotado de [29])

▪ Dispositivo *KINETEC 5190*

O equipamento *KINETEC 5190* é utilizado na reabilitação de entorses ou fraturas do tornozelo, e pode ser utilizado numa instituição de saúde ou em casa. Este possibilita a realização dos seis movimentos essenciais do pé, isto é, dorsiflexão e flexão plantar, abdução e adução, e inversão e eversão. Este dispositivo contém um suporte para o paciente colocar o tornozelo e executa os movimentos com amplitudes máximas de 30° e 40° para dorsiflexão e flexão plantar, respetivamente, e 25° para os movimentos de abdução, adução, inversão e eversão. O *KINETEC 5190* possui um controlador que permite controlar os parâmetros dos exercícios, e pode ser utilizado numa cadeira ou na cama (figura 29). O equipamento possui, também, dez velocidades na execução dos exercícios, assim como possibilita a aplicação de cinco gamas de força diferentes para cada conjunto de exercício, sendo a “força 1” quantificada como força mínima e “força 5” como força máxima. O controlador do equipamento permite criar um programa específico em que são discriminadas as amplitudes de cada exercício a realizar, assim como o número de ciclos e tempo [30].

➤ *Vantagens do dispositivo KINETEC 5190*

Este equipamento permite a estabilização e ajuste do tornozelo, durante a sua utilização. O próprio paciente, após conhecimento sobre o funcionamento do dispositivo, pode operá-lo, permitindo uma maior autonomia. O controlador permite graduar a amplitude dos movimentos, possibilitando uma evolução de tratamento progressivo.

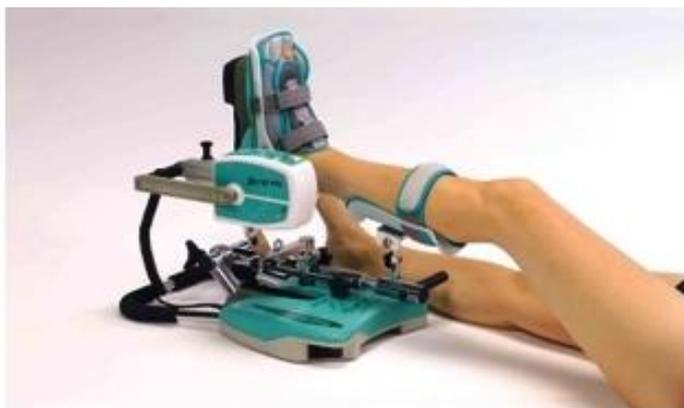


Figura 29 - Dispositivo KINETEC 5190 (adotado de [31])

▪ *Desvantagens do dispositivo KINETEC 5190*

A principal desvantagem deste dispositivo é o facto de apenas realizar mobilização passiva. Desta forma, o *KINETEC 5190* não permite um tratamento completo. Ainda, este equipamento possui um preço elevado, de aproximadamente 7000€ [31].

2.2.5 Outros dispositivos

Os tratamentos atuais são dispendiosos ou ainda possuem disfunções e desvantagens que não permitem uma reabilitação perfeita. Desta forma, existe uma constante procura de melhoria dos dispositivos já existentes e comercializados.

A tabela 3 exhibe os estudos realizados e patenteados de novos dispositivos de reabilitação da articulação tibiotársica. Estes equipamentos não se encontram atualmente no mercado.

Tabela 3 - Dispositivos estudados e patenteados.

Dispositivo	Designação	Descrição	Entidade
	<p><i>“Reconfigurable Ankle Rehabilitation Robot”</i></p>	<p>O dispositivo proposto é baseado num mecanismo com três eixos de rotação. É composto por uma plataforma fixa (5) e uma plataforma móvel (1) interligadas por uma barra (2), e três ramificações. Em cada ramo existe um atuador linear (6), uma haste de ligação (3), e uma haste (4) que liga a barra (3) à plataforma (5). A plataforma é movida pelos três ramos e executa os movimentos do pé em três eixos. A amplitude dos movimentos, segundo os três eixos, pode ser controlada e ajustada. Neste estudo, os autores mencionam que o dispositivo pode realizar mobilização passiva e ativa.</p>	<p>Shilong Zeng, Ligang Yao and Xiaoning Guo, et al. - Escola de Engenharia Mecânica e Automação, Universidade de Fuzhou, China [32]</p>

Tabela 3 - Dispositivos estudados e patenteados (continuação).

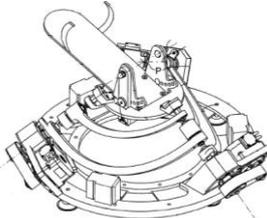
Dispositivo	Designação	Descrição	Entidade
	<p><i>“Robot for ankle rehabilitation”</i></p>	<p>Esta dissertação de mestrado teve como objetivo o projeto de um dispositivo robótico de reabilitação do tornozelo. Este inclui na sua constituição uma plataforma para colocação do pé (3), atuadores lineares (1), uma célula de carregamento (2), e uma haste de suporte (4). Para a adaptabilidade do robô aos movimentos do pé, foi desenvolvido um algoritmo configurado com o modelo e movimentos do pé. O equipamento permite exercícios de mobilização passiva e ativa.</p>	<p>Yun Ho Tsoi - Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Auckland, Nova Zelândia (2011) [33]</p>
	<p><i>“Device for the rehabilitation of movements of the foot”</i> (EP2793793 B1)</p>	<p>Este dispositivo de reabilitação do tornozelo possui uma plataforma móvel onde é colocado o pé, e três segmentos articulados que permitem formar três eixos de rotação que convergem para um só ponto (no centro). Este equipamento inclui um motor elétrico e um conjunto de atuadores lineares que permitem, com o auxílio de sensores de contacto mecânico, graduar as amplitudes permitidas pelo pé e controlando a mobilização passiva e ativa dos movimentos de dorsiflexão e flexão plantar, inversão e eversão. O programa de reabilitação pretendido pode ser transmitido a um dispositivo de armazenamento legível pela unidade de controlo (computador, processador e memória de armazenamento conectado com <i>drivers</i>), que coordena o motor elétrico.</p>	<p>Matteo Malosio, Simone Pio Negri, Nicola Pedrocchi, Marco Caimmi, Federico Vicentini, Lorenzo Tosatti Molinari – Roma, Itália (2012) [34]</p>

Tabela 3 - Dispositivos estudados e patenteados (continuação).

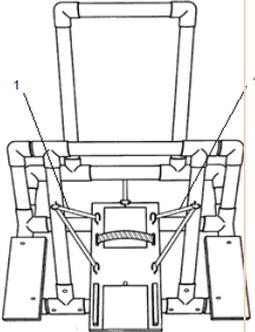
Dispositivo	Designação	Descrição	Entidade
	<p><i>“Ankle And Foot Exercise Apparatus”</i> (US9162106 B1)</p>	<p>Este dispositivo possui uma plataforma onde é colocado o pé e permite os seis movimentos do tornozelo, tendo como objetivo o reforço muscular. A esta plataforma estão ligadas várias bandas de resistência (1) que permitem que o paciente exerça esforço na execução do movimento e posterior reabilitação dos músculos. O equipamento é constituído por sensores magnéticos que detetam a posição final dos seis exercícios de reabilitação e transmitem a informação a um controlador Arduino programado que armazena a informação e, posteriormente, pode criar um programa de reabilitação adaptado ao utilizador.</p>	<p>Donald R. Scheiman – <i>ADAPTable Products, Inc.</i>, Califórnia, EUA (2012) [35]</p>
	<p><i>“Anklebot”</i></p>	<p>O <i>Anklebot</i> é constituído por dois motores sem escovas, dois atuadores lineares, dois conjuntos de sensores (<i>encoders</i> lineares e <i>encoders</i> rotativos) que informam a posição a um controlador de impedância programado com uma posição de referência. Este dispositivo controla e ajusta as amplitudes que permitem a execução dos seis movimentos do pé, e realiza mobilização passiva e ativa. Ainda, as medições realizadas por este dispositivo possibilitam um melhor entendimento sobre os movimentos do pé, nomeadamente pontos fortes e limitações do pé, e como funcionam os músculos responsáveis por cada movimento.</p>	<p>Hogan e Krebs – Departamento de Engenharia Mecânica, MIT, EUA (2013) [36]</p>

Tabela 3 - Dispositivos estudados e patenteados (continuação).

Dispositivo	Designação	Descrição	Entidade
	<i>"Therapheet"</i>	<p>Este dispositivo, posteriormente patentado, foi projetado no âmbito de uma Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecatrónica. Este equipamento realiza os seis movimentos que permitem a reabilitação do pé, e mobilização passiva e ativa. Engloba na sua estrutura uma cadeira que permite a estabilização do paciente, e o seu mecanismo está organizado em 3 níveis, em que cada nível permite a execução de um par de exercícios. O equipamento inclui um <i>software</i> dedicado que permite ao profissional de saúde controlar as amplitudes máximas, determinar o tipo de exercício e o respetivo tempo.</p>	<p>Carlos Manuel Ribeiro – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Minho, Portugal (2014) [37]</p>

CAPÍTULO 3. **DISPOSITIVO MECATRÔNICO**

***THERAPHEET* E DETERMINAÇÃO DE NOVAS**

SOLUÇÕES

No presente capítulo será apresentado, em pormenor, o dispositivo de reabilitação da articulação do tornozelo *Therapheet*.

Serão mencionados os seus componentes, assim como a forma como se relacionam, como também será avaliado o seu modo funcionamento, através de uma fase de testes preliminares. Serão apresentados resultados relativos a esta fase de testes efetuados ao equipamento, tal como vantagens e desvantagens do mesmo.

Neste capítulo será, ainda, aplicada, com rigor, a metodologia de projeto, de forma a obter um conjunto de soluções plausíveis, para os problemas identificados. Para isso, será feita análise das funções e objetivos, e serão estabelecidos os requisitos e especificações do equipamento, assim como a posterior análise das soluções obtidas.

Estudo e análise de um dispositivo de reabilitação da articulação tibiotársica

Dispositivo mecatrónico Therapheet e determinação de novas soluções

D - Diâmetro do êmbolo do cilindro [mm]

Aplicando a equação (1) e considerando uma pressão de 6 bar, um diâmetro de êmbolo do cilindro de 50 mm, obteve-se uma força de 1178 N.

Como se pode verificar a força máxima (de avanço do cilindro) aplicada sobre a haste de ligação dos cilindros é considerável, atendendo que é exercida sobre uma haste delgada, ou seja, a rigidez do material, assim como as suas dimensões não são as mais indicadas. Apesar de esta barra ser composta por um aço (ST37 da tabela 5), este é um aço com propriedades mecânicas reduzidas em comparação com outros aços (tabela 5). As suas dimensões foram seleccionadas de forma a não interferirem com o funcionamento e respeitando questões de atravancamento do sistema. Ou seja, a solução seria optar por outro tipo de material, isto é, um aço com propriedades mecânicas superiores ou aumentar a espessura desta haste, sem, no entanto, interferir com o funcionamento do dispositivo.

Para além destes fatores, esta posição desnivelada está, igualmente, associada à quantidade excessiva de material que compõe a estrutura do equipamento, que conduz a uma elevada massa do sistema.

Tabela 5 - Propriedades mecânicas de alguns aços.

Aço	ST37 [41]	F10 [42]	CK45 [43]
Propriedades			
Tensão de cedência (MPa)	235	350 - 550	350 - 550
Tensão de rotura (MPa)	350 - 480	650 - 880	650 - 880
Módulo de Young (GPa)	190 - 210	200	164 - 212
Alongamento (%)	25	8- 25	4- 18

De forma a ter uma noção mais clara sobre a flecha que é provocada na haste de ligação dos cilindros, foi realizada uma simulação utilizando o *software SolidWorks*.

No sentido de obter uma simulação o mais fidedigna possível é essencial ter em conta a massa do equipamento, que intervém fielmente durante o seu movimento. Esta haste de ligação dos cilindros encontra-se no nível 3, sendo este o nível que sofre com maior impacto a massa do equipamento. Assim, utilizando as ferramentas do *SolidWorks*, foi calculada a massa dos componentes dos níveis 1 e 2, tendo em conta a constituição do equipamento em liga de alumínio 6061 (figura 70).

É de notar que este é um cálculo aproximado realizado através das ferramentas do *software SolidWorks*.

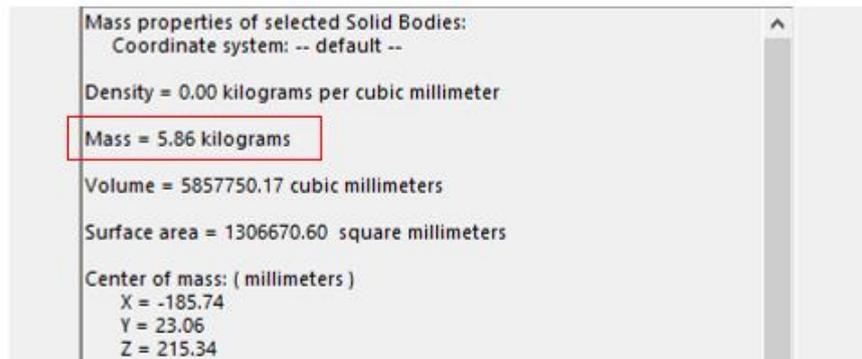


Figura 70 - Cálculo da massa do nível 1 e 2 do equipamento Therapheet.

Assim, a força a atuar sobre a haste de ligação dos cilindros do nível 3 é resultante da força dos cilindros durante o avanço destes e da massa dos níveis 1 e 2 (equação 2).

$$F_R = F + P \quad (2)$$

Sendo:

F - Força aplicada sobre haste dos cilindros [N]

P – Peso estrutural dos níveis 1 e 2 [N]

Aplicando a equação (2) e considerando o valor da força aplicada sobre a haste dos cilindros, calculado anteriormente, e o peso estrutural dos níveis 1 e 2, obteve-se uma força resultante de 1235 N.

A simulação não linear foi realizada considerando o diagrama de esforços apresentado na figura 68, ou seja, a haste apresentava-se fixa num dos seus encaixes dos cilindros e foi aplicada uma força de 1235 N a uma distância de 160 mm do seu apoio (figura 71). Toda a informação relativa a esta simulação, nomeadamente, material, força e malha aplicada, são discriminadas em maior detalhe no anexo II.

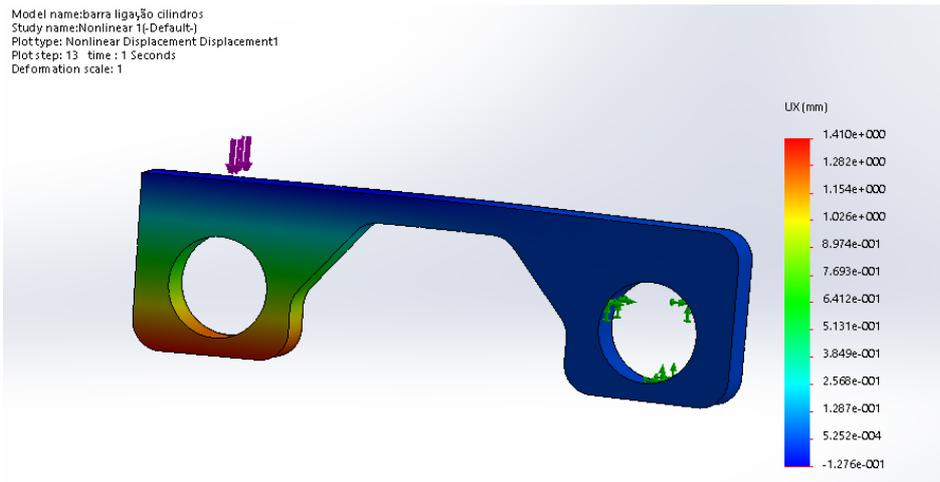


Figura 71 - Simulação não linear do deslocamento realizado pela haste de ligação dos cilindros do nível 3.

Mais ainda, de forma a determinar qual a deformação da peça, após esta ultrapassar o regime elástico, foi calculada a deformação para uma tensão de 241 MPa, utilizando a Lei de Hooke (equação 3).

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (3)$$

Sendo:

σ – Tensão [MPa]

ε – Deformação específica (mm)

E – Módulo de elasticidade (MPa)

Aplicando esta equação, foi determinado um valor de deformação de 1,26 mm. Este valor, embora não tenha qualquer interferência com o processo de reabilitação do pé, nem provocará qualquer dano ao pé, esta deformação poderá ser considerável na viabilidade do funcionamento do dispositivo.

Durante esta fase inicial de testes, foi ainda de notar os movimentos bruscos do equipamento, durante o seu funcionamento, provocados por uma grande inércia resultante da massa excessiva dos componentes do dispositivo *Therapheet* (figura 72). Este equipamento possui dimensões excessivas, nomeadamente placas com 20 mm de espessura, e outros componentes de ligação com espessuras elevadas, que, em contrapartida, está colocada sobre uma estrutura com espessura muito inferior, com cerca de 1,5 mm, conduzindo a um funcionamento com movimentos bruscos que poderá ser prejudicial para o seu utilizador.

Neste sentido, para a revisão do dispositivo *Therapheet*, serão estabelecidos objetivos que se pretendem alcançar, cumprindo um conjunto de requisitos e especificações. Finalmente, serão organizadas e analisadas, através de um mapa morfológico, as soluções executáveis, com o intuito de ser escolhida a solução mais viável, e assim alcançar-se um equipamento de reabilitação melhorado, funcional, e destacável no mercado.

3.7 Estabelecimento dos objetivos

Na fase inicial de projeto, o problema é por vezes mal definido e pouco explícito. Torna-se, por isso, importante estabelecer como primeira meta a criação de objetivos.

Quando é iniciado um projeto, o objetivo fundamental é a resolução de problemas. E à medida que é analisado o produto, vão sendo identificados os seus problemas e estabelecem-se novas soluções, e conforme o seguimento da análise, por consequência, surgem novos confrontos cujas soluções estabelecem novos objetivos.

É relevante, por isso, que os objetivos sejam organizados de forma clara, simples e explícita. O método da árvore de objetivos oferece um formato de leitura fácil e compreensível. Com este método é possível visualizar a forma como os objetivos se relacionam entre si, assim como a ordem hierárquica dos objetivos e sub-objetivos. São reunidas, assim, todas as intenções que se pretende que o produto tenha ou efetue, tendo em conta o “porquê?” de alcançar esse objetivo e “como?” se pretende alcançá-lo. Todos os objetivos serão, por fim, agrupados em objetivos principais [3].

Os principais objetivos estabelecidos para o dispositivo *Therapheet* focam-se na segurança, nas funcionalidades do equipamento, no seu modo de utilização, e no seu método de produção. A figura 73 ilustra a árvore de objetivos desenvolvida para este projeto.

Quando o paciente utiliza este equipamento de reabilitação do tornozelo, é de extrema importância a sua segurança. Deste modo, o dispositivo não pode interferir de modo prejudicial no processo de recuperação do paciente, e deve possuir uma posição confortável ao paciente durante a execução dos exercícios de reabilitação, assim como manter estabilidade durante a realização dos mesmos.

O objetivo principal do *Therapheet* é que este execute de forma correta e repetível os exercícios que permitem a reabilitação do tornozelo, sendo estes a adução e abdução, dorsiflexão e flexão plantar, e eversão e inversão. O equipamento deve incluir um sistema automático de utilização, que permita graduar cada um dos exercícios de acordo com o estado de reabilitação que o paciente se encontra.

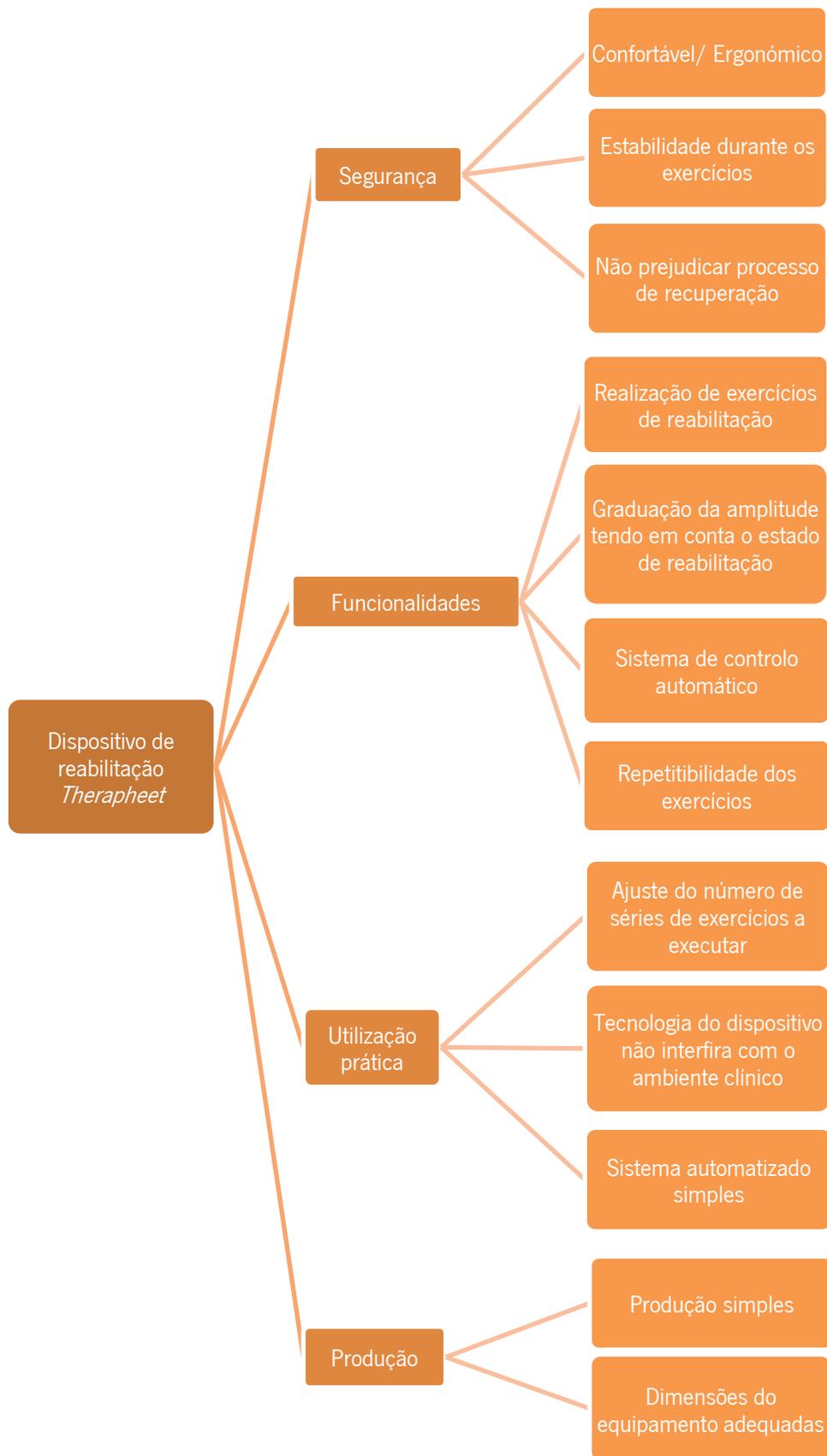


Figura 73 - Árvore de objetivos do projeto.

Relativamente à utilização prática do equipamento, este deve incorporar um programa que permita controlar o sistema de uma forma o mais automática possível, permitindo um controlo, por parte do profissional de saúde, simples e intuitivo, libertando-o para outras tarefas, enquanto o paciente utiliza o dispositivo. Este programa deverá permitir a seleção da amplitude e o número de ciclos dos movimentos para cada exercício. A tecnologia utilizada pelo equipamento deverá ser uma tecnologia que não interfira negativamente com o ambiente clínico.

No que diz respeito à produção do *Therapheet*, este deve possuir dimensões que sejam adequadas, de forma que o seu dimensionamento concilie o seu modo de funcionamento com proporções não excessivas. É pertinente, ainda, que o equipamento seja reprodutível de forma simples.

3.8 Estabelecimento das especificações

O estabelecimento de requisitos e especificações de um produto é uma etapa crucial da sua conceção, impondo limites bem definidos aos objetivos idealizados. Estes limites permitem restringir as múltiplas soluções de forma a selecionar a solução mais completa e eficaz de acordo com o que se pretende. As especificações surgem a partir da determinação dos objetivos, detalhando o que se pretende em concreto sobre cada um deles.

Com o objetivo de reabilitar a articulação do tornozelo, após este sofrer qualquer patologia, a tabela 6 apresenta as especificações que se pretende para o dispositivo de reabilitação *Therapheet*.

De maneira geral os requisitos determinam condições de segurança, funcionalidade e constituição do equipamento.

- 1. Permitir os exercícios de reabilitação da articulação tibiotársica de abdução, adução, dorsiflexão, flexão plantar, inversão e eversão:** é um requisito exigido, uma vez que o propósito de conceção de este dispositivo é, exatamente, a reabilitação do tornozelo, e esta só é alcançada após a execução repetitiva e controlada dos movimentos mencionados.
- 2. Graduação controlada das amplitudes de 0º a 45.8º, consentidos pela articulação:** é um requisito exigido, visto que as amplitudes permitidas pela articulação nunca devem ser ultrapassadas durante a sua reabilitação. Ainda, cada movimento possui o seu alcance específico para cada paciente, e este depende de fatores como o género e a fase de recuperação em que este se encontra.

Tabela 6 - Especificações para o dispositivo Therapheet

		Especificações		Página 1
		para dispositivo de reabilitação <i>Therapheet</i>		
Mudanças	Exigido (E) Desejado (D)	Requisitos	Responsabilidades	
	E	1. Permitir os exercícios de reabilitação da articulação tibiotársica abdução, adução, dorsiflexão, flexão plantar, inversão e eversão.		
	E	2. Graduação controlada das amplitudes de 0° a 45.8°, consentidos pela articulação		
	E	3. Garantia de posição confortável e estável ao paciente durante o seu funcionamento (regulação da posição da cadeira e do ponto de apoio do pé de acordo com as dimensões antropométricas)		
	E	4. Estabilidade durante o funcionamento.		
	E	5. Movimentos de reabilitação repetíveis		
	E	6. Segurança do equipamento para o paciente		
	D	7. Fluido de trabalho do equipamento não prejudicar condições de ambiente clínico		
	D	8. Ergonómico		
	D	9. Constituído por material resistente e produção simples		
	E	10. Utilização simples		
	D	11. Durabilidade		

- 3. Garantia de posição confortável e estável ao paciente durante o seu funcionamento:** é um requisito exigido. A cadeira incluída no equipamento deve permitir o ajuste do paciente, de forma a que a sua postura e distância ao dispositivo seja coerente com os exercícios a realizar. Ainda, através das fivelas incluídas na zona de apoio do pé, independente das dimensões antropométricas, o pé deve ficar seguro, fixo e estável durante a realização dos movimentos de reabilitação.

- 4. Estabilidade durante o funcionamento:** é um requisito exigido, posto que para segurança do paciente, o equipamento necessita de possuir condições para uma reabilitação segura e estável durante a execução de cada um dos seus movimentos.

- 5. Movimentos repetíveis:** é um requisito exigido, visto que o fundamento de uma reabilitação correta e eficaz jaz com a repetição invariável de cada um dos movimentos realizados pelo equipamento.

- 6. Segurança do equipamento para o paciente:** é um requisito exigido, posto que a segurança é imprescindível durante o funcionamento do equipamento. Este não pode causar qualquer tipo de dano ao paciente, nem intervir negativamente no seu processo de recuperação.

- 7. Fluído de trabalho do equipamento não prejudicar condições de ambiente clínico:** é um requisito desejado. A tecnologia de funcionamento do dispositivo deve ser compatível com o ambiente clínico, e, desta forma, não o contaminar.

- 8. Ergonómico:** é um requisito desejado. O equipamento deve ser ergonómico, tal como não repulsivo visualmente, de forma ao seu *design* conduzir a uma confiança por parte do paciente.

- 9. Produção simples e constituído por material resistente:** é um requisito desejado. Um equipamento concebido com material resistente, possibilita um equipamento mais robusto quando sujeito aos vários esforços por parte do paciente, ou do ambiente em que está inserido. Assim como a sua reprodução deve ser relativamente simples de forma a ser facilmente comercializado.

- 10. Utilização simples:** é um requisito exigido. O dispositivo deve possuir um sistema de controlo simplificado, de forma ao profissional de saúde não sentir qualquer tipo de dificuldade, e a manuseá-lo com destreza.

1.1. Durabilidade: é um requisito desejado. O equipamento deve possuir uma validade de longo-termo, uma vez que se trata de um equipamento complexo, e a sua manufatura envolve grandes custos.

3.9 Soluções alternativas

Com o intuito de otimizar o dispositivo *Therapheet*, foram reunidas e ponderadas várias soluções que podem resolver os problemas detetados durante a fase de testes preliminares.

Neste sentido, as soluções foram organizadas num mapa morfológico. O objetivo de um mapa morfológico é agrupar as várias opções ou soluções para cada função do dispositivo, de forma a permitir uma melhor visualização das soluções possíveis, assim como facilitar a escolha das soluções.

A tabela 7 apresenta o mapa morfológico inerente ao dispositivo *Therapheet*. O mapa morfológico é organizado em subfunções, já identificadas no ponto 4.2 do capítulo 4, e em outras funções que foram adicionadas devido ao facto de completarem a função principal do sistema, e por terem demonstrado disfunções na fase de testes. São também apresentadas no mapa possíveis soluções para cada uma das subfunções ou problemas.

A sombreado laranja encontram-se as sub-soluções selecionadas, uma para cada subfunção, cujo agrupamento constitui uma possível solução global para o equipamento. Esta nova solução global permitirá responder aos problemas identificados aquando da realização dos testes preliminares realizados ao equipamento.

Tabela 7 - Mapa morfológico das soluções para o equipamento *Therapheet*.

Sub-soluções Subfunções	1	2	3	4
Abdução/ Adução	Utilização de cilindros pneumáticos e motores de passo	Utilização de servomotores e fuso	Motores lineares	
Dorsiflexão/ Flexão plantar	Utilização de cilindros pneumáticos e motores de passo	Utilização de servomotores e fuso	Motores lineares	

Tabela 8 - Mapa morfológico das soluções para o equipamento Therapheet (continuação).

Sub-soluções Subfunções	1	2	3	4
Inversão/ Eversão	Utilização de cilindros pneumáticos e motores de passo	Utilização de servomotores e fuso	Motores lineares	
Fixação da posição neutra	Manualmente com a colocação de um pino de fixação	Automático, com um atuador linear	Melhor regulação do aperto do sistema	Aumento da rigidez do suporte base do equipamento
Movimentos suaves	Utilizando reguladores de caudal de ar nas condutas de alimentação dos cilindros	Utilizar cilindros com amortecimento regulável incluído	Incluindo amortecedores nos finais dos ciclos	

3.10 Análise das soluções

Relativamente às subfunções inerentes aos movimentos de reabilitação, o seu funcionamento atual tem sido através de cilindros pneumáticos e motores de passo. Esta opção funciona, no entanto a opção ideal seria a utilização de servomotores. Os servomotores permitiriam movimentos mais precisos e rigorosos, contudo estes apresentam um custo bastante elevado em comparação com o sistema pneumático adotado. Desta forma, manter-se-á, no momento, o sistema pneumático atual para efeitos de análise de conceito (sub-solução 1).

A fixação da posição neutra inicial, como referido durante os testes preliminares, possui anomalias, e, deste modo, esta não é uma posição estável. Neste sentido, surge a opção de assegurar esta posição manualmente, através de um suporte mecânico, como um pino de fixação. Porém, esta pode ser uma opção rudimentar, uma vez que exigiria a presença de um operador que teria de colocar o pino sempre que fosse necessária esta posição, sendo isto bastante inconveniente e não sendo, de todo, uma solução prática. Assim, uma das opções plausíveis

CAPÍTULO 4. PROJETO DE AUTOMAÇÃO E IMPLEMENTAÇÃO DO NOVO SISTEMA

Neste capítulo será realizado o projeto de automação, nomeadamente o controlo de funcionamento do dispositivo *Therapheet* através do desenvolvimento do GRAFCET, assim como da sua implementação e simulação no programa *Automation Studio*.

Serão, igualmente, analisados e revistos os circuitos pneumáticos e elétricos implementados no equipamento.

Mais, ainda neste capítulo, serão discriminadas as alterações efetuadas ao equipamento *Therapheet*, e estas modificações serão testadas, com o auxílio de alguns voluntários, sendo validado e observado o seu novo conceito.

A realização do projeto de automação teve como principal objetivo verificar a sua exequibilidade e promover a otimização do equipamento *Therapheet*. Isto, porque a sua realização permite uma análise mais repetível e mais fácil do modo de funcionamento de dispositivo médico, permitindo detetar falhas e estudar de forma mais clara e objetiva como opera. Desta forma, torna-se mais fácil entender o que pode ser mantido, e o que pode ser melhorado. Assim, será realizado uma análise ao sistema pneumático implementado, em termos da realização efetiva das sequências pretendidas. Será também apresentado e simulado o funcionamento do sistema pneumático do *Therapheet* especificado em GRAFCET.

4.1 GRAFCET

GRAphe Fonctionnel de Commande d'Étape-Transition (GRAFCET) é uma especificação de comando gráfica de apoio à conceção de sistemas automatizados que permite especificar, através de modelos gráficos de estados, o comportamento de sistemas sequenciais. A simulação do funcionamento de sistemas, em GRAFCET, facilita a deteção e eliminação de eventuais erros antes da sua fase de implementação, assim como, possibilita gerar um código de programação de forma automática ou manual, a partir do modelo. Esta especificação viabiliza a descrição do funcionamento de um sistema complexo, através de modelos gráficos que permitem estruturar a sua conceção [44].

O GRAFCET organiza as etapas e as transições de um sistema considerando as informações específicas de *input* e *output* requeridas (figura 75). As etapas representam um estado do sistema ou de uma parte do sistema. As ações estão associadas às etapas e reproduzem uma ordem enviada ao processo, quando a etapa associada se encontrar ativa. As transições representam evoluções possíveis entre um ou mais estados do sistema [44].

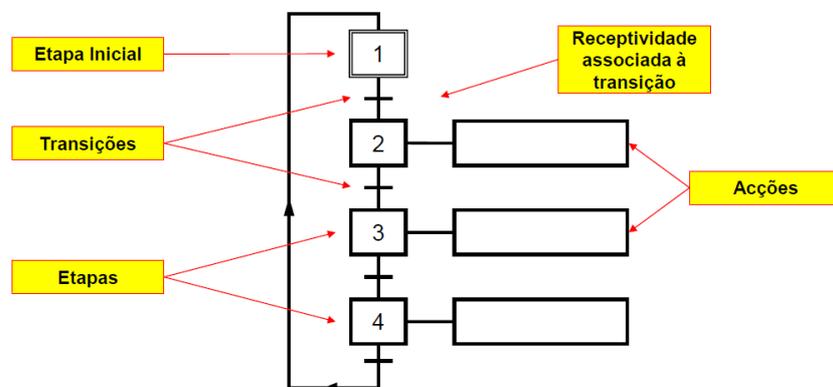


Figura 75 - Modelo de linguagem GRAFCET. (Adotado de [44])

De forma a realizar a especificação de comando em GRAFCET, para este caso específico de aplicação de tecnologia electropneumática, torna-se essencial estabelecer uma nomenclatura perceptível com o intuito de auxiliar a compreensão e a organização desta especificação.

Assim na tabela 8 encontra-se discriminada a nomenclatura utilizada para especificar o comando dos movimentos de reabilitação.

Tabela 9 - Nomenclatura utilizada nas especificações de comando em GRAFCET realizadas.

Descrição	Nomenclatura
Cilindros	A, B, C, D, E
Eletroválvulas	EVA, EVB, EVC, EVD, EVE
0	Posição recuada do cilindro
1	Posição avançada do cilindro
+	Movimento de avanço do cilindro
-	Movimento de recuo do cilindro
Fins de curso	a0, a1, b0, b1, c0, c1, d0, d1, e0, e1

De forma a elaborar a especificação completa em GRAFCET torna-se essencial estabelecer em primeiro lugar as sequências de funcionamento dos diversos cilindros, bem como estabelecer a tecnologia de comando empregue (tipos de eletroválvulas).

4.1.1 Sequência de funcionamento

A tabela 9 apresenta o estado inicial de funcionamento do equipamento, bem como, a sequência de movimentos dos cilindros, necessária, para realizar cada tipo de exercício de reabilitação, considerando a nomenclatura listada na tabela 8.

Conforme descrito em pormenor no ponto 4.1.4, o equipamento comporta 5 cilindros pneumáticos de duplo efeito (representados pelas letras A a E).

Tabela 10 - Sequência de movimentos dos cilindros para os vários tipos de exercícios no equipamento Therapheet.

Estado dos cilindros						
Estado inicial (posição neutra)	Sequência de movimentos de cilindros					
	Abdução	Adução	Dorsiflexão	Flexão plantar	Inversão	Eversão
B+; C-; D+; E-	A- ; A+	A+; A-	C+; C-	B-; B+	E+; E-	D+; D-
	Manter C- e D+		Manter D+	Manter C- e D+		

4.1.2 Inputs

Os *inputs* são as informações que devem chegar ao sistema, de forma a este atuar em conformidade as eletroválvulas que comandam os cilindros do equipamento, sendo, neste caso, os sensores e os seletores dos exercícios a executar. O equipamento incorpora ainda na sua constituição seis sensores mecânicos e dois sensores magnéticos. A título de exemplo, a figura 76 ilustra dois dos seis sensores de contato mecânico (identificados como S3 e S4), e um dos dois sensores óticos (identificado como S8), presentes no equipamento.

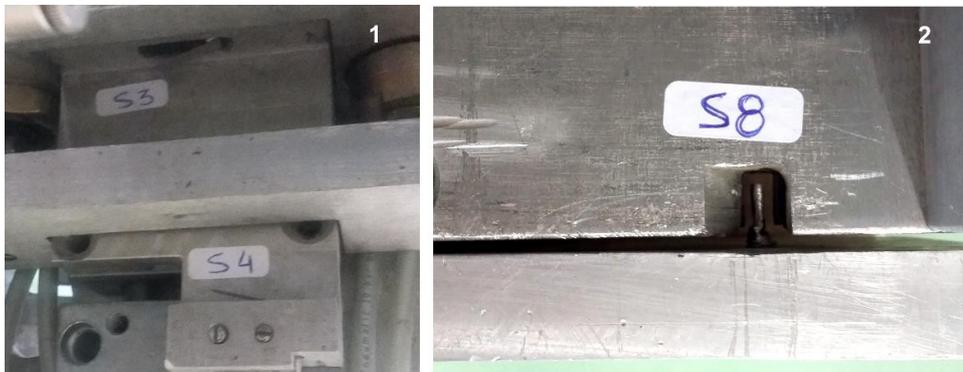


Figura 76 - Dois dos sensores mecânicos (1) e um dos sensores magnéticos (2) do equipamento Therapheet.

Tal como referido anteriormente, o equipamento *Therapheet* inclui na sua constituição oito sensores, dos quais têm como função, a deteção das diferentes posições possíveis do equipamento. Estas posições são referentes à posição inicial (neutra, não executado nenhum exercício), e às posições dos seis exercícios de reabilitação que o equipamento permite realizar.

Para que o sistema funcione com segurança e fiabilidade é necessário confirmar a posição recuada e avançada dos cilindros durante a realização de cada exercício. Para tal ser possível, é indispensável a colocação de sensores de curso nos cilindros que detetem o seu posicionamento. Deste modo, a tabela 10 apresenta a notação utilizada para identificar estes sensores no circuito pneumático, que baseia na nomenclatura previamente referida tabela 8, e também indica a correspondência da legenda dos 8 sensores presentes no equipamento. É de realçar que o equipamento de reabilitação não inclui fins de curso magnéticos nos seus 5 cilindros pneumáticos que permitam verificar as posições limite físicas dos cilindros (entre as duas tampas dos cilindros).

Tabela 11 - Identificação dos sensores que detetam a posição dos cilindros durante os diferentes exercícios.

Inputs	Legenda presente no equipamento	Significado
a0	S2	Deteção da posição recuada do cilindro A (Deteção do movimento de Abdução)
a1	S1	Deteção da posição avançada do cilindro A (Deteção do movimento de Adução)
b0	S3	Deteção da posição recuada do cilindro B (Deteção do movimento de Flexão Plantar)
b1	- *	Deteção da posição avançada do cilindro B
c0	- *	Deteção da posição recuada do cilindro C
c1	S4	Deteção da posição avançada do cilindro C (Deteção do movimento de Dorsiflexão)
d1	S5	Deteção da posição avançada do cilindro D (Deteção do movimento de Eversão)
e0	- *	Deteção da posição recuada do cilindro E
e1	S6	Deteção da posição avançada do cilindro E (Deteção do movimento de Inversão)
S7	S7	Deteção de posição neutra (nível 1 e 2)
S8	S8	Deteção de posição neutra (nível 2 e 3)

*Nota: Neste caso não existe correspondência uma vez que não existe verificação desta posição.

Para a escolha do(s) exercício(s) a executar, o sistema incluirá um seletor para a seleção de cada movimento que se pretende efetuar. Assim, a tabela 11 representa as possibilidades de movimentos de reabilitação simples, ou combinatórios que foram consideradas.

Tabela 12 - Possibilidade de exercícios executados pelo Therapheet.

Inputs (seletor)	Significado
sAB	Seleção do exercício de Abdução
sAD	Seleção do exercício de Adução
sD	Seleção do exercício de Dorsiflexão
sPL	Seleção do exercício de Flexão Plantar
sl	Seleção do exercício de Inversão
sE	Seleção do exercício de Eversão
cb1	Seleção do exercício combinatório de Abdução e Adução
cb2	Seleção do exercício combinatório de Dorsiflexão e Flexão Plantar
cb3	Seleção do exercício combinatório de Inversão e Eversão

4.1.3 Outputs

Os *outputs* do sistema correspondem à atuação das eletroválvulas que comandam os cilindros pneumáticos, que realizam o processo de reabilitação por parte do equipamento *Therapheet*.

Estes cilindros são comandados por 2 tipos distintos de eletroválvulas, sendo, os cilindros A, B e E por tecnologia biestável e os C e D monoestável. Sendo de referir, que a eletroválvula do cilindro C tem 3 posições ao invés de todas as outras utilizadas que têm apenas duas.

4.1.4 O Sistema eletropneumático

O projeto eletropneumático do sistema de funcionamento do equipamento está dividido nos circuitos pneumático e elétrico, e nos diagramas de comando na especificação GRAFCET. Estes são apresentados de seguida.

▪ Circuito Pneumático

A figura 77 apresenta o circuito pneumático do equipamento *Therapheet*, que foi elaborado com recurso ao *software Automation Studio*. Foi realizada a especificação de comando em GRAFCET deste circuito pneumático que permite realizar as seqüências dos movimentos apresentadas na tabela 9, considerando o tipo de electroválvulas empregues.

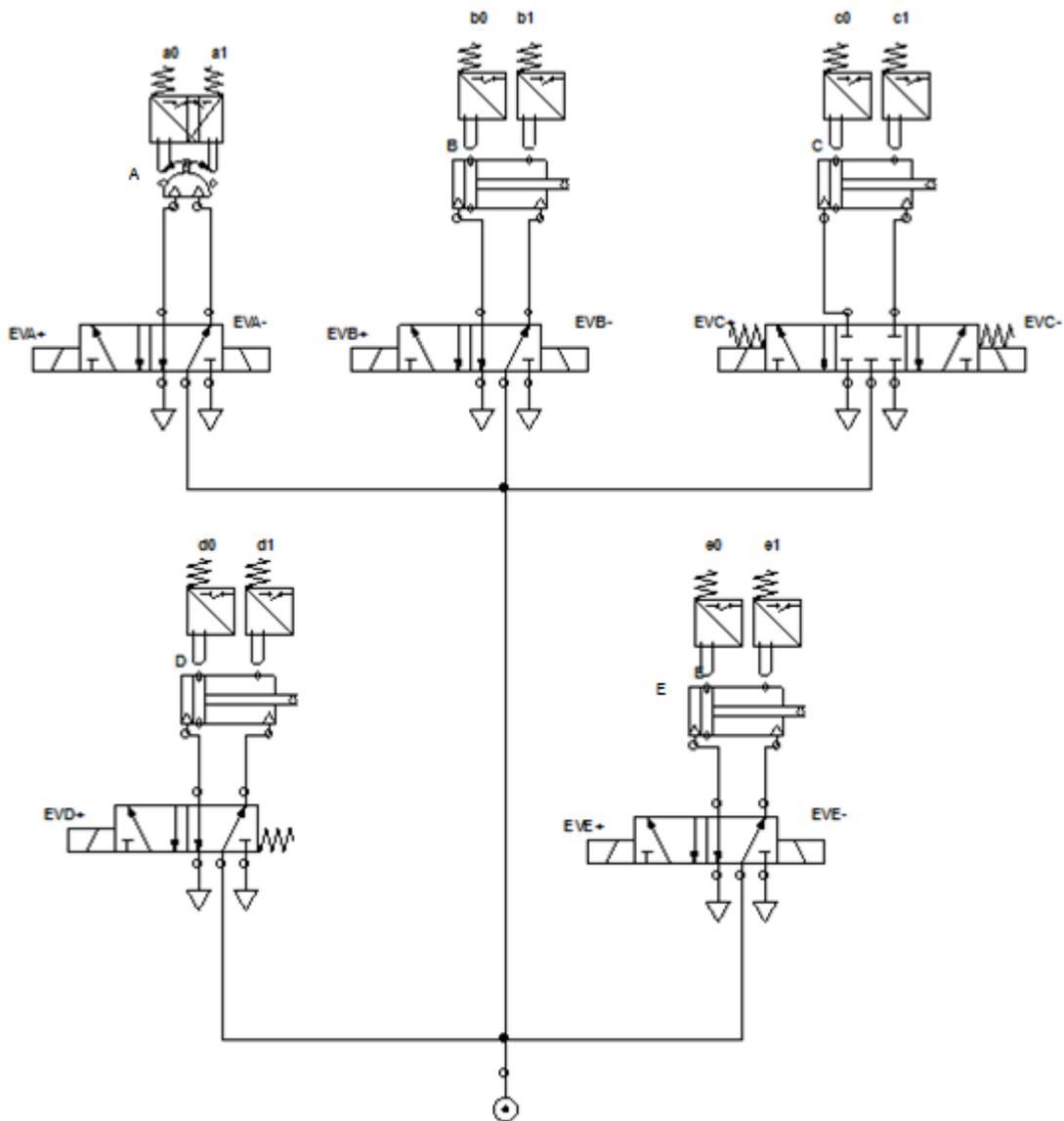


Figura 77 – Esboço do circuito pneumático do equipamento.

- Circuito elétrico

O comando do circuito pneumático será realizado através de um Controlador Lógico Programável ou autômato (PLC), numa lógica programada. Os autômatos são dispositivos programáveis que permitem controlar um sistema, através da análise permanente do estado das entradas. O programa, escrito no processador e armazenado na memória do PLC, faz o controlo posterior das saídas [45, 46].

Os PLCs possuem vantagens como robustez mecânica e elétrica, grande longevidade, não possui sistema operativo que possa parar ou ser interrompido, e, finalmente, é de programação simples, flexível e poderosa [46]. O autômato utilizado no equipamento possui saídas a relé. Os relés são interruptores elétricos que são acionados quando a corrente percorre a sua bobina de controlo, sendo responsáveis pela mudança de estado dos contactos elétricos. Neste caso, os relés são os solenoides das eletroválvulas. O modelo do PLC utilizado é o *Omron Sysmac CP1E* e as suas informações técnicas encontram-se descritas no anexo III.

As entradas relativas ao autômato a utilizar são os botões referentes a cada exercício de reabilitação, e os sensores de deteção da posição inicial neutra do equipamento. As saídas são representadas pelas eletroválvulas a atuar sobre os atuadores do dispositivo.

A figura 78 representa um esquema de funcionamento do sistema de comando elétrico do equipamento *Therapheet*, em PLC.

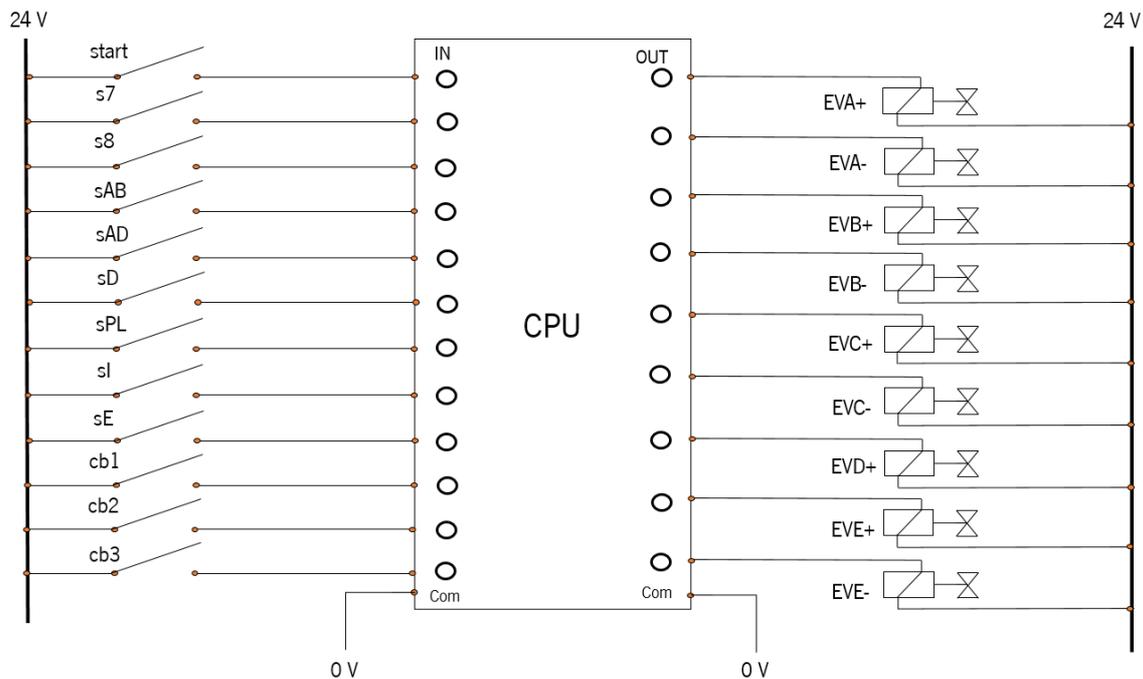


Figura 78 - Representação esquemática do circuito elétrico do equipamento, em PLC.

A programação em PLC deve conciliar ações de controlo e segurança do equipamento. Ou seja, a execução de cada exercício de reabilitação deve ser precisa e sempre segura para o utilizador.

A interação entre o PLC e o utilizador ou indivíduo que operar o equipamento é realizada através de uma consola HMI (*Human Machine Interface*) [38]. O HMI possui todas as informações de funcionamento do dispositivo e permite visualizar, compreender e agir segundo a informação disponível. O controlo do equipamento é, assim, muito mais fácil e intuitivo.

As informações técnicas do HMI utilizado encontram-se presentes no anexo III.

- GRAFCET

A partir da fase dos testes preliminares, apresentados e analisados no capítulo 4, foi possível formular os GRAFCET para cada movimento simples e três movimentos combinatórios, fazendo um total de nove GRAFCET. Estes diagramas são discriminados em pormenor no anexo IV.

4.1.5 Simulação do sistema pneumático desenvolvido

De forma a testar o funcionamento do sistema pneumático adotado e as sequências automáticas dos exercícios de reabilitação da articulação do tornozelo, utilizou-se o programa *Automation Studio*. Nesta simulação já se encontram instalados os reguladores de caudal implementados nas saídas de ar dos cilindros. Todas as sequências simuladas através deste *software* encontram-se presentes no anexo V.

Foram testados os diferentes exercícios, controlando as sequências através dos interruptores implementados no circuito. Para iniciar a simulação é necessário selecionar os interruptores START, s7, s8, e o interruptor relativo ao exercício de reabilitação que se pretende testar. A figura 79 ilustra o circuito pneumático implementado e os interruptores de controlo.

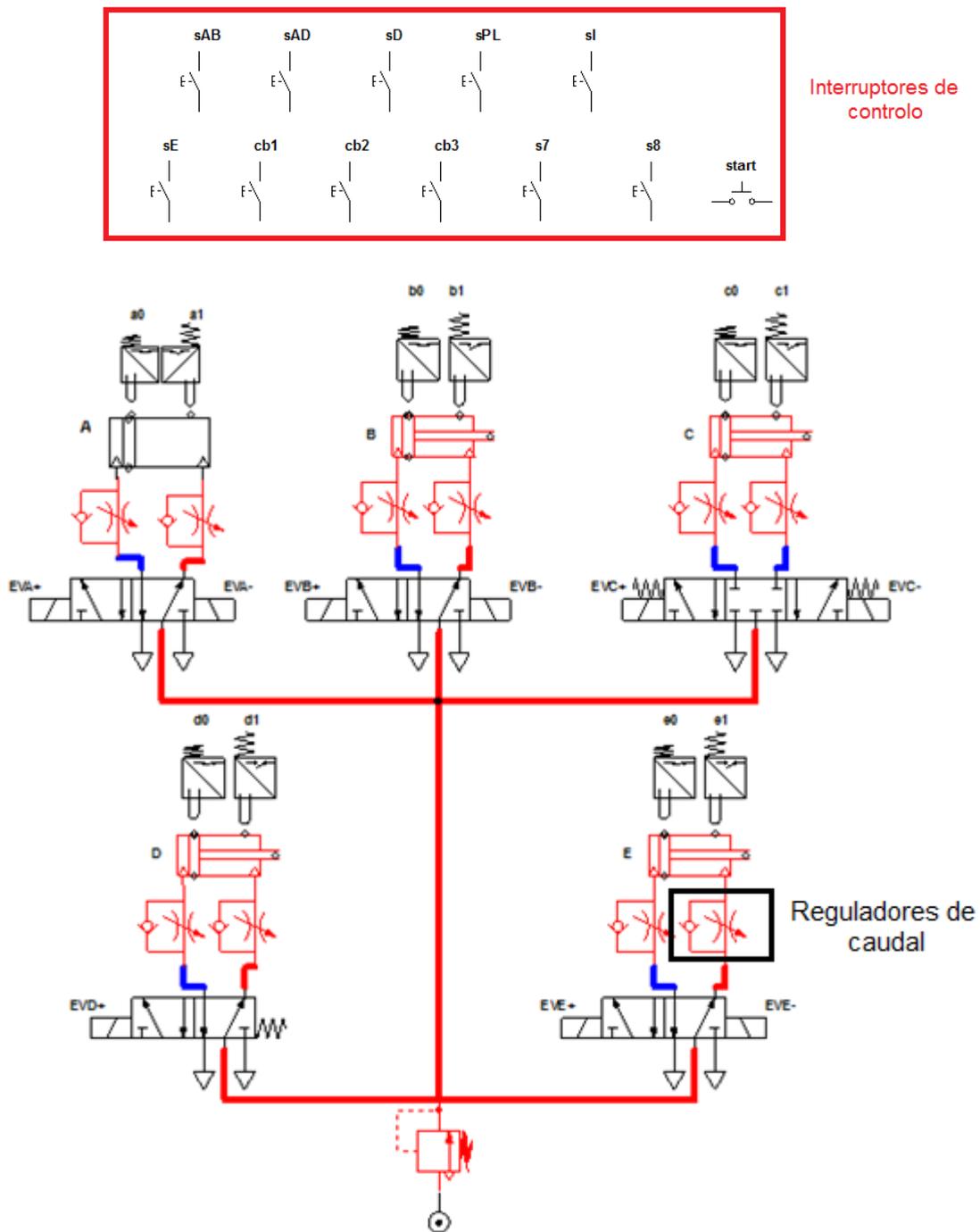


Figura 79 - Circuito pneumático implementado e interruptores de controle no software do Automation Studio.

Os GRAFCET executados no software *Automation Studio* permitem visualizar e testar a sequência de funcionamento do circuito implementado, assim como detetar erros antecipadamente. A figura 80 ilustra o programa que permite realizar a sequência relativa ao movimento de Adução.

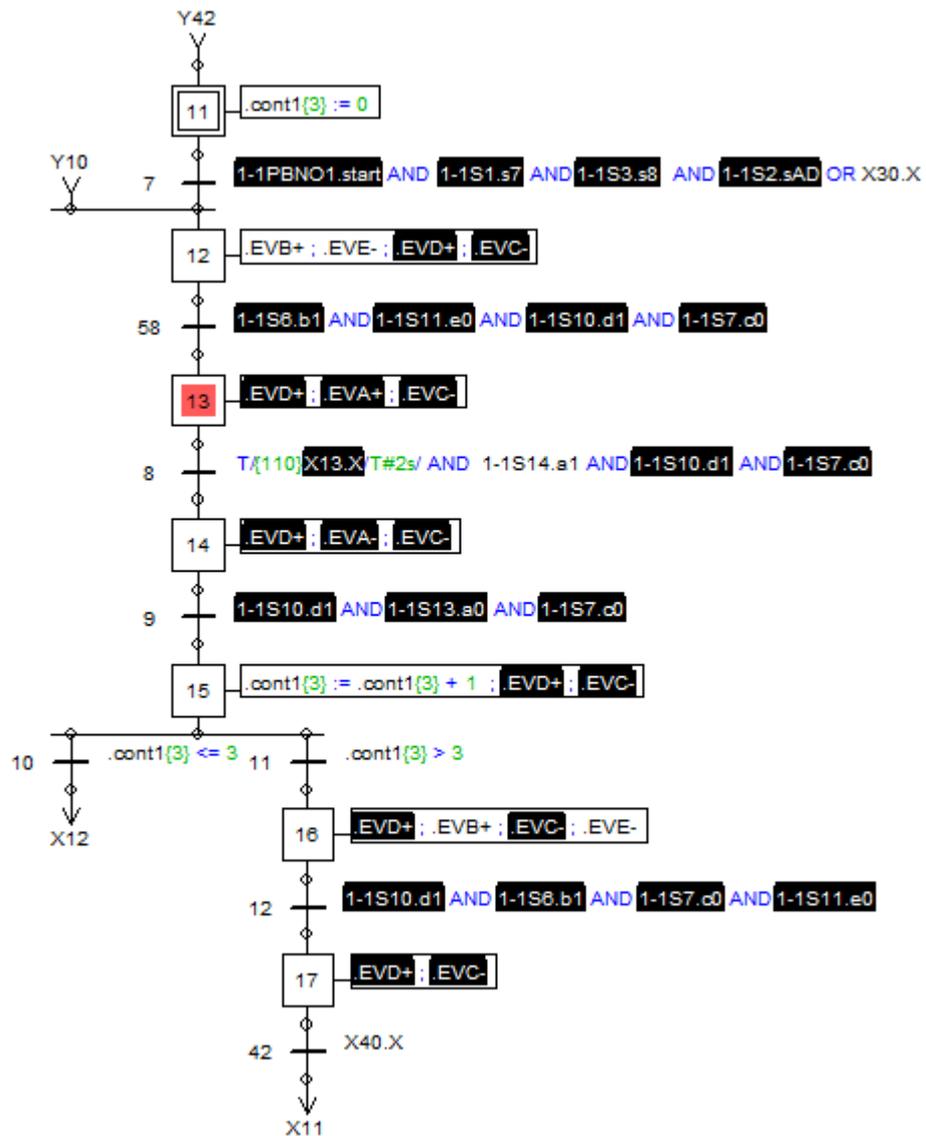


Figura 80 -Implementação e controle do exercício de Adução através de GRAFCET.

A figura 81 representa a sequência do exercício combinatório de Abdução e Adução.

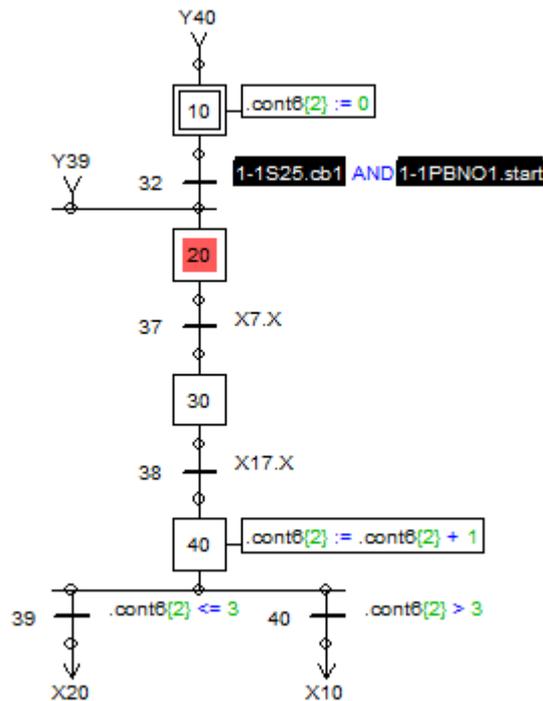


Figura 81 - GRAFCET relativo ao movimento combinatório de Abdução e Adução, implementado no software Automation Studio.

4.2 Implementação e teste do novo sistema

Após a implementação das novas soluções selecionadas no equipamento de reabilitação *Therapheet*, foi necessário efetuar novos testes, de forma a verificar se realmente com estas novas aplicações se obtém um dispositivo com um melhor desempenho.

Foi realizado um trabalho de investigação em paralelo com este projeto em que se realizou uma modelação tridimensional e aplicaram-se as alterações ao equipamento, utilizando reguladores do caudal de ar nas condutas de alimentação dos cilindros, de forma a suavizar os movimentos de reabilitação e promover uma posição neutra inicial mais estável. Mais ainda, foram implementadas as especificações de comando em GRAFCET no autómato, que permitem a realização automática dos movimentos combinatórios de reabilitação, e uma interface com o utilizador através da consola HMI [38].

Os reguladores do caudal de ar são um tipo de válvulas vulgarmente utilizadas nos sistemas pneumáticos, que permitem regular a quantidade e velocidade do fluxo do ar de saída. A figura 82 representa os orifícios de entrada e saída de um regulador de fluxo de ar.

de abdução e adução), movimento combinatório 2 (movimentos de dorsiflexão e flexão plantar), e movimento combinatório 3 (movimentos de inversão e eversão), respetivamente. Para iniciar o funcionamento do equipamento, colocando-o na posição neutra inicial, é necessário premir o botão *Start* (a azul). Posteriormente, para seleção do conjunto de exercícios que se pretende executar, é pressionado o botão *Start* (a amarelo) respetivo de cada movimento combinatório (figura 84).

Para a seleção do número de ciclos a executar, basta selecionar a função identificada como *main counter*, e digitar o número de ciclos pretendidos para cada movimento combinatório. Por defeito, a programação das sequências, tanto em GRAFCET como no autómato, foi efetuada com cada movimento combinatório realizar 3 ciclos de movimento para cada exercício de reabilitação. Desta forma, a função identificada como *sub counters*, tem valores de 3 atribuídos, no entanto, mais uma vez, este número de ciclos pode ser alterado como desejado pelo utilizador, ao pressionar esta função e digitar o número escolhido.



Figura 84 - Visualização e controlo das sequências dos exercícios de reabilitação através do HMI com o modelo omron NB5Q-TW00B (adaptado de [38]).

Na ocorrência de anomalias com as sequências combinatórias de exercícios, ou em caso de o utilizador necessitar de testar e validar o funcionamento individual de cada sequência, é possível, ainda, controlar o funcionamento do equipamento selecionando individualmente cada cilindro (figura 85).

4.3 Resultados e discussão (prova de conceito)

Com base nos testes e resultados foi necessário verificar se as modificações realizadas no equipamento foram apropriadas ou se é necessário fazer alterações, assim como verificar se o conceito é o mais adequado para cumprir os requisitos e especificações.

Neste sentido, o principal objetivo deste trabalho é obter um dispositivo funcional e que cumpra todos os requisitos de segurança. Ou seja, o equipamento deve realizar os seis exercícios de reabilitação do tornozelo de forma correta, nomeadamente os exercícios de abdução, adução, dorsiflexão, flexão plantar, inversão e eversão, de modo a alcançar uma recuperação completa e eficiente. A segurança é um requisito exigido, uma vez que a segurança e o processo de recuperação do paciente nunca podem ser colocados em causa durante o funcionamento do dispositivo.

Durante o desempenho do equipamento este deve realizar movimentos suaves e não bruscos, de forma a promover uma reabilitação segura e não prejudicial ao paciente. Do mesmo modo, o dispositivo deve ser eficiente, levando a uma recuperação integral.

O conforto do paciente é um fator que deve ser assegurado. Este deve sentir a maior segurança e proteção, durante as sessões de reabilitação, e, para tal, deve sentir conforto e confiança na utilização do dispositivo médico. Também o aspeto e a forma (suave) como o equipamento opera é um agente interveniente na disposição e humor do paciente. Da mesma forma, após a sessão de tratamento, o paciente deve sentir-se satisfeito com a fisioterapia, e seguro de que o seu processo de reabilitação evoluiu corretamente.

A avaliação de diferentes parâmetros, durante o funcionamento do equipamento, após implementação das alterações apresentadas e selecionadas anteriormente, por parte de voluntários, será apresentada numa escala de 1 (um) a 5 (cinco), e a sua descrição é apresentada de seguida na tabela 12.

Tabela 13 - Discriminação do formato de avaliação do dispositivo.

Avaliação	Descrição
1	Funcionamento péssimo, em que o equipamento não cumpre os requisitos
2	Funcionamento mau, em que o equipamento cumpre inadequadamente os requisitos
3	Funcionamento satisfatório, em que o equipamento cumpre os requisitos de forma razoável

Tabela 12 - Discriminação do formato de avaliação do dispositivo (continuação).

Avaliação	Descrição
4	Funcionamento bom, em que o equipamento cumpre os requisitos de forma adequada
5	Funcionamento excelente, em que o equipamento cumpre os requisitos de forma perfeita

O equipamento foi testado com o auxílio de cinco indivíduos saudáveis, três do sexo masculino e dois do sexo feminino, com idades compreendidas entre os 22 e os 31 anos.

Desta forma, e, tendo em conta este formato de avaliação, a tabela 13 apresenta os resultados obtidos com os questionários realizados aos utilizadores voluntários do equipamento (V1, V2, V3, V4 e V5), após terem sido realizadas as alterações, nesta fase de prova de conceito.

Tabela 14 - Avaliação de diferentes parâmetros após análise de funcionamento do dispositivo com as alterações efetuadas.

Parâmetros a avaliar	Avaliação					Média
	V1	V2	V3	V4	V5	
Segurança	4	4	5	5	4	4,4 ± 0,54772
Conforto	4	5	5	5	3	4,4 ± 0,89443
Dor durante funcionamento	Não	Não	Não	Não	Não	Não
Fixação correta do pé	4	5	3	5	2	3,8 ± 1,30384
Ruído/ Vibração	4	3	4	3	4	3,6 ± 0,54772
Satisfação do utilizador	4	3	4	3	3	3,4 ± 0,54772
Equipamento adequado	4	3	4	3	3	3,4 ± 0,54772
Recomenda a utilização do dispositivo em instituições de saúde	4	3	5	5	3	4 ± 1

Na questão relativa a sugestões de melhorias para o equipamento (questão 12 do questionário, presente no anexo VI), a principal sugestão por parte dos utilizadores foi melhorar o sistema de fixação do pé, assim como a alteração do ajuste da cadeira que, de momento, apresenta instabilidade durante a realização dos exercícios. Ainda, o ruído foi algo que afetou negativamente a experiência dos voluntários, pelo que foi sugerido correções

neste aspeto. Ademais, foi ainda sugerido a execução automática de exercícios com diferentes amplitudes como também com diferentes velocidades.

Considerando estas avaliações, foi possível verificar que o equipamento ainda se encontra aquém do ideal, apresentando ainda várias anomalias.

Uma das principais falhas detetadas foi a fixação do pé e a estabilidade do utilizador durante a execução dos movimentos de reabilitação, sendo que o pé, principalmente com os utilizadores de género feminino, não se encontrava completamente fixo, deslocando o calcanhar da posição de apoio do pé aquando a execução dos exercícios. Também, a cadeira instalada na estrutura do equipamento não é, de todo, a ideal, uma vez que viabiliza o movimento do corpo do utilizador aquando a execução dos exercícios, impossibilitando uma posição estável e correta para uma reabilitação adequada. Foi detetado ainda que a postura do utilizador do equipamento deve ser ajustada, de forma a que os membros inferiores do corpo não efetuem um ângulo de amplitude inferior ou igual a 90° (entre tibia e o fémur).

Relativamente à segurança do dispositivo durante o seu funcionamento, este pode ser considerado seguro, no entanto, e como este foi apenas testado em indivíduos saudáveis, o Therapheet apresentou uma certa instabilidade, tanto a nível de fixação da postura, como também ao nível dos movimentos realizados serem algo bruscos. Por isso, é premente realizar alterações no dispositivo de forma a obter-se uma utilização integralmente segura, a fim de este equipamento enquadrar-se nos perfis de dispositivo médico utilizável por pacientes com lesões no tornozelo.

O *Therapheet* apresenta, ainda, algum ruído que resulta de um somatório da componente mecânica e da componente pneumática do dispositivo. Ou seja, existe ruído que está associado à tecnologia pneumática, nomeadamente os escapes do ar nas válvulas, assim como algumas fugas nas condutas de ar e nas eletroválvulas do circuito pneumático, como ainda existe ruído mecânico resultante da constituição do mecanismo do dispositivo. Isto é, decorrente de imprecisões de maquinaria, e devido ao facto do dispositivo apresentar um funcionamento baseado numa deteção do movimento por choques de batentes mecânicos, o que origina ruído associado a estes grandes impactos, estando também associado à elevada massa dos componentes móveis do dispositivo. Estes ruídos aumentam conforme o nível em que atuam, isto é, por exemplo, a execução dos movimentos de inversão e eversão (mobilização do nível 3) envolve a movimentação de uma maior massa que inclui os níveis 1 e 2, sendo que o impacto associado à deteção final de cada exercício é maior e mais ruidoso. Estes fatores influenciaram, assim, a experiência, o conforto e o grau de satisfação do utilizador durante o funcionamento deste.

A utilização dos reguladores de caudal apresenta imprecisões uma vez que a sua aplicação deve ser considerada com carga ou sem carga aplicada. Mais ainda, esta deve ser conciliada com a pressão de trabalho do equipamento, sendo que quando o pé é colocado na plataforma de reabilitação deverá existir uma pressão de

trabalho superior àquela quando não existe carregamento sob a plataforma de maneira a contrariar a força exercida pelo pé, mesmo em movimentação passiva. Ou seja, o equipamento perde binário motor em relação à força exercida pelo pé do utilizador, exigindo, por isso, uma pressão de trabalho de no mínimo de 6 bar.

Apesar dos problemas detetados, em termos de execução dos exercícios de reabilitação o equipamento mostrou-se eficiente, efetuando corretamente os seis exercícios de reabilitação do tornozelo com uma maior suavidade do que no estado inicial deste projeto, e com diferentes amplitudes, sendo estas, no entanto, para já, apenas reguladas manualmente.

Tendo em conta os resultados obtidos por parte dos utilizadores voluntários e considerando toda a análise realizada ao longo deste projeto, pode admitir-se que o equipamento não possui fiabilidade, derivado do sistema pneumático que não é, de todo, o sistema ideal para ser implementado num dispositivo desta categoria. O sistema pneumático não mantém nem controla com precisão a velocidade dos movimentos, sobretudo em condições de carga variável, como é o caso, pelo fato do ar ser muito compressível. Esta tecnologia não se mostra efetiva, uma vez que funciona por sistema de “*on/off*”, não controlando de forma contínua o funcionamento do equipamento, assim como apresenta vibrações resultantes das elevadas amplitudes dos movimentos, associadas à elevada inércia e aos problemas de toleranciamento de maquinaria que o dispositivo possui. Ainda, os atuadores pneumáticos implementados não têm força suficiente para realizar movimentos de mobilização ativa, pelo que devem ser substituídos por cilindros com maior diâmetro. Contudo, este redimensionamento, assim como o redimensionamento de outros componentes, implica o redimensionamento de toda a estrutura do dispositivo.

O sistema pneumático foi escolhido, originalmente, com o intuito de realizar mobilização ativa e passiva, e por se tratar de uma tecnologia mais económica que a tecnologia elétrica. Contudo, este sistema adotado permitiu a análise e estudo de um conceito. No entanto, por mais soluções que se tentem encontrar para solucionar os problemas do sistema pneumático, haverá permanentemente limitações associadas ao dimensionamento do sistema de atuação pneumático empregue e devido ao impactos que ocorrem. Desta forma, o ideal seria a implementação de um sistema elétrico, de forma a obter um comando contínuo com um ajuste e controlo mais preciso dos movimentos assim como da força, velocidade e posição, utilizando, por exemplo, motores lineares ou servomotores.

Contudo, em termos de engenharia, este equipamento apresenta soluções de engenharia de valor considerável, e como análise de conceito, o equipamento funciona realizando os seis exercícios de reabilitação do tornozelo.

CAPÍTULO 5. **CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS**

Neste capítulo serão apresentadas as considerações finais do projeto, nomeadamente o que se conclui com a realização deste.

Serão também mencionados aspetos que ainda podem e devem ser alcançados como trabalhos futuros.

5.1 Conclusões

Ao longo deste projeto de dissertação foi realizado um estudo e uma análise de conceito a um equipamento de reabilitação do tornozelo, o *Therapheet*. Seguindo as etapas desta metodologia de projeto é possível facilitar o processo de resolução de problemas de um dispositivo ou produto, detetando facilmente o que deve e pode ser melhorado.

Portanto, a partir do estudo dos componentes que constituem o dispositivo, assim como a sua tecnologia, foi possível realizar uma árvore de objetivos e um mapa morfológico com as soluções mais apropriadas, que respeitassem um conjunto de requisitos e especificações técnicas.

A partir da análise das funções e subfunções, do dispositivo, que permitem os seis movimentos de reabilitação, e de uma fase de testes preliminares, foi possível detetar que existiam algumas anomalias que necessitavam de ser resolvidas. Destas irregularidades destacam-se os movimentos bruscos do *Therapheet*, associado à elevada inércia do sistema, provocada pelo peso elevado dos constituintes do dispositivo, assim como, devido ao inexistente controlo do caudal de ar nas condutas de alimentação dos cilindros. Ainda foi detetado que a posição neutra inicial do equipamento não era estável nem alinhada.

Desta forma, foram aplicadas alterações ao dispositivo *Therapheet*, nomeadamente, incorporação de reguladores de caudal de ar nas condutas de alimentação dos cilindros, e as sequências dos movimentos de reabilitação foram especificadas em GRAFCET de modo a automatizar o funcionamento do equipamento. Com base nestas sequências, e em paralelo com um trabalho de investigação, foi criado, numa lógica programada, através de um autómato programável (PLC), o comando do circuito eletropneumático. Consequentemente, foram realizados novos testes ao equipamento, utilizando voluntários, conduzindo a uma nova avaliação e análise de conceito.

O equipamento demonstrou ser funcional, a nível de execução dos movimentos de reabilitação do tornozelo, no entanto, ainda manifesta algumas falhas ao nível da estabilidade do utilizador, movimentos bruscos, e sobretudo disfunções provenientes de excesso de massa que compõe a sua estrutura e de limitações da tecnologia pneumática adotada.

O trabalho realizado no âmbito desta dissertação fundamenta-se numa análise e prova de conceito deste dispositivo de reabilitação do tornozelo. Neste sentido, o objetivo principal era a compreensão do funcionamento deste dispositivo, da sua constituição, assim como estudar as suas limitações, vantagens e desvantagens, e

analisar de forma crítica de que forma as melhorias poderiam ser implementadas. Desta forma, crê-se que este objetivo foi alcançado.

5.2 Trabalhos futuros

Apesar de esta dissertação abordar um estudo e otimização do dispositivo *Therapheet*, este ainda possui aspetos que devem ser alterados e, acima de tudo, ser melhorado.

O problema principal deste dispositivo é o seu *design* mecânico, isto é, este é constituído por componentes não otimizados em termos de espessura e dimensões gerais, provocando os problemas mecânicos relatados, como movimentos bruscos, associados à elevada inércia que prejudica o seu funcionamento suave, e posição neutra instável. Desta forma, é de cariz fundamental a realização de um novo redesenho e dimensionamento dos componentes que compõem a estrutura do equipamento, de modo a obter-se um dispositivo com menor atravancamento e o mais estético possível, uma vez que o *design* e o aspeto visual do equipamento são importantes e contribuem para a funcionalidade do equipamento, assim como auxiliam uma melhor adaptação por parte do seu utilizador. Ou seja, esta intervenção, para além de permitir a execução de movimentos mais suaves e controlados, possibilitará uma melhor ergonomia e maior facilidade de transporte do equipamento, assim como influenciará o nível de conforto e confiança do seu utilizador, e posteriormente, economizando custos de produção.

No sentido de melhorar o sistema pneumático do equipamento, poderão ser implementadas algumas medidas que permitem melhorar a utilização desta tecnologia, como o redimensionamento de alguns componentes, como é o caso dos cilindros utilizados. Isto é, estes necessitam de ter um diâmetro superior ao atual, de forma a terem mais força, e, por consequência, produzir movimentos mais seguros e precisos, assim como realizar mobilização ativa. Além do mais, é aconselhável a substituição de alguns componentes do sistema pneumático, nomeadamente de alguns tubos, assim como de algumas eletroválvulas, que possuem fugas do caudal de ar, de forma a reduzir o ruído associado a essas.

Ainda, no estado atual o controlo da amplitude dos ângulos característicos dos movimentos do pé ainda é feito manualmente, pelo que seria significativa a implementação de um sistema automatizado que possibilitasse o controlo da graduação da amplitude, de acordo com a fase de reabilitação do paciente. Este controlo poderia ser realizado automaticamente, através da ativação dos motores de passo (que atualmente se encontram

desconectados da sequência programada). Outra opção seria a implementação de uma nova tecnologia, como a inserção de servomotores.

Neste momento o equipamento apenas realiza movimentos de reabilitação passivos, isto é, o utilizador coloca o seu pé na plataforma de reabilitação e o equipamento executa os movimentos do tornozelo, sem necessidade de aplicação de esforço muscular por parte do utilizador. Contudo, como trabalho futuro seria relevante a realização de movimentos resistivos, em que o paciente exerceria força sobre a plataforma de colocação e de apoio do pé, movimentando-o, de forma a conduzir a uma recuperação completa que inclui as duas fases de tratamento, ou seja, uma terapia que incluía movimentos passivos e resistivos.

É, de igual forma recomendável, ainda, que a plataforma de colocação do pé seja ajustada de forma a permitir uma fixação do pé mais estável e adaptável a cada utilizador. Assim, uma opção plausível seria uma plataforma que aumentasse e diminuísse o seu tamanho conforme o tamanho do pé do utilizador. Ademais, seria essencial dotar o equipamento de um sistema eficaz e adequado de ajuste da cadeira em função do utilizador, uma vez que a cadeira utilizada atualmente revelou instabilidade, promovendo movimentos indesejáveis durante o funcionamento do equipamento.

Finalmente, tendo em conta a discussão realizada no capítulo anterior e por mais melhorias que se tentem implementar na tecnologia pneumática, é aconselhável a substituição desta tecnologia por tecnologia elétrica, assim como este dispositivo deve ser sujeito a uma nova fase de testes sucessivos, com pacientes em fase de recuperação, de forma a obter resultados rigorosos e precisos, e de forma a melhorar continuamente o dispositivo, permitindo a obtenção de um produto final mais funcional, fiável, robusto e seguro.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] CUF – “Lesões do pé e tornozelo”. [online]. Portugal. [última consulta 21 Jan. 2017] Disponível em WWW:<URL: <https://www.saudecuf.pt/desporto/lesoes/lesoes-do-pe-e-tornozelo/entorse-do-tornozelo> >.

[2] Science Buddies – “The Engineering Design Process”. [Online]. EUA. [última consulta 16 Fev. 2017] Disponível em: WWW:<URL: <http://www.sciencebuddies.org/engineering-design-process/engineering-design-process-steps.shtml#theengineeringdesignprocess> >.

[3] Silva, L. F. - “A Engenharia de Projeto.”, UC de Projeto de Dispositivos Médicos e Reabilitação, Publicação interna do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade do Minho, 2016.

[4] Drake, R., Vogl, W., & Mitchell, A. - “Gray’s Anatomia para Estudantes”, (2004). 1549.

[5] Barroso, M. P., Arezes, P. M., Costa, L. G., Miguel, A. S. – “Anthropometric study of Portuguese workers” (2005) International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 35, no. 5, pp. 401–410.

[6] Anatomia: Uma viagem pelo corpo humano – “Nomenclatura Anatómica” [online] [última consulta 19 Set. 2017] Disponível em WWW:<URL: <http://anatomiaumaviagempelocorpohumano.blogspot.pt/2011/03/> >.

[7] Esperança Pina, J. A. – “*Anatomia Humana da Locomoção*” (4ª Edição). LIDEL, 2010. ISBN 978-972-757-653-1.

[8] MEDI – “Saúde, O corpo” [online]. Lisboa, Portugal. [última consulta 12 Jan. 2017] Disponível em WWW:<URL: <https://www.medi.pt/saude/corpo/tendoes-ligamentos/> >.

[9] Clínica e cirurgia do pé e do tornozelo, Dr. Silvio Maffi – “Fraturas do tornozelo”. [online]. Porto Alegre, Brasil. [última consulta 12 Jan. 2017] Disponível em WWW:<URL: <http://clinicaecirurgiadope.com.br/artigos/24> >.

[10] Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). “Biomechanics of the ankle”. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232–238.

[11] A.I.Kapandji – “Fisiologia Articular, Membro Inferior” (5ª Edição). Editorial Médica Panamericana S.A., 2000- ISBN 85-303-0044-0.

[12] ProForce, Sports Performance – “Are you stuck in the sagittal plane?” (2014) [online] Ohio, EUA. [última consulta 10 Fev. 2017] Disponível em WWW:< URL: <http://www.proforcesp.com/coaches-corner/2014/11/4/are-you-stuck-in-the-sagittal-plane> >.

[13] Wikipédia, A enciclopédia livre – “Dorsiflexão” (2017) [online] [última consulta 10 Fev. 2017] Disponível em WWW:< URL: <https://pt.wikipedia.org/wiki/Dorsiflex%C3%A3o> >.

[14] Parracho, Sara – “Anatomia do pé” (2012) [online] Aveiro, Portugal. [última consulta 10 Fev. 2017] Disponível em WWW:< URL: <http://omeusapato.blogspot.pt/2010/03/anatomia-do-pe.html> >.

[15] American Academy of Orthopedic Surgeons – “Average Ranges of Motion”. [online]. EUA. [última consulta 10 Fev. 2017] Disponível em WWW:< URL: <https://www.fgc.edu/wp-content/uploads/2011/12/averages-of-rom.pdf>>.

[16] Central da Fisioterapia – “Entorse do tornozelo” [online] Brasil [última consulta 10 Fev. 2017] Disponível em WWW:< URL: <http://www.centraldafisioterapia.com.br/dicas-de-saude/entorse-de-tornozelo-dicas-de-saude> >.

[17] Nolasco, C. S., Reis, F. a., Figueiredo, a. M. & Laraia, E. M. S. – “Confiabilidade e aplicabilidade de dois métodos de avaliação da amplitude de movimento de dorsiflexão do tornozelo”. *Conscientiae Saúde* **10**, 83–92 (2011).

[18] Dr. Alice Wang, Evergreen Foot and Ankle Specialist – “Ankle Sprains”. [online]. Canada. [última consulta 21 Jan. 2017] Disponível em WWW:< URL: <http://evergreenfootankle.com/foot-problems/common-problems/ankle-sprains/> >.

[19] DonJoy Performance – “Pod Ankle Brace”. (2017) [online]. Califórnia, EUA. [última consulta 21 Jan. 2017] Disponível em WWW:< URL: <https://www.donjoyperformance.com/pod-ankle-brace> >.

[20] Physioroom – “Ankle Supports and Braces. (2017) [online]. Inglaterra, Reino Unido. [última consulta 21 Jan. 2017] Disponível em WWW:< URL: http://www.physioroom.com/catalog/Ankle_Supports_Braces/2030.html >.

[21] Vidal – “Fratura do Tornozelo”. (2016) [online]. Rio de Janeiro, Brasil. [última consulta 23 Set. 2017] Disponível em WWW:< URL: <http://www.vidalsaude.com.br/patologias/tornozelo/fratura-tornozelo/> >.

[22] Polyanna Oliveira – “Mobilização passiva e ativa” [online]. Brasil. [última consulta 2 Fev. 2017] Disponível em WWW:< URL: <http://fisioterapiaartedereabilitarr.blogspot.pt/2013/06/mobilizacao-passiva-e-ativa.html>>.

[23] Faça Fisioterapia – “Indicações da mobilização passiva na fisioterapia”. (2016) [online]. Brasil. [última consulta 23 Set. 2017] Disponível em WWW:< URL: <http://www.facafisioterapia.net/2016/03/indicacoes-da-mobilizacao-passiva-na.html> >.

- [24] Blog Maisfísio – “Objetivos da fisioterapia na dor lombar”. (2015) [online] Brasil. [última consulta 23 Set. 2017] Disponível em WWW:< URL: http://maisfisiocursos.blogspot.pt/2015_05_01_archive.html >.
- [25] Kisner, C., & Colby, L. A. – “Exercícios Terapêuticos - Fundamentos e Técnicas” (5ª edição). Editora Manole. (2009). ISBN: 9788520427262.
- [26] THERABAND – “Exercise instructions”. [online]. EUA. [última consulta 10 Fev. 2017] Disponível em WWW:< URL: <http://www.thera-band.com/instructions.php> >.
- [27] Vaz, Rosana – “Guia para entorse de tornozelo – dia 3”. (2015) [online]. Brasil. [última consulta 23 Set. 2017] Disponível em WWW:< URL: <http://zanavaz.blogspot.pt/2011/04/guia-para-entorse-de-tornozelo-dia-3.html> >.
- [28] EasyTech – “Minitalus”. [Online]. Itália. [última consulta 10 Fev. 2017] Disponível em WWW:< URL: http://easytech-website-prod.s3.amazonaws.com/2014/12/11/13/47/57/35/Minitalus_scheda_2009_ITA_ENG_02.pdf >.
- [29] Antonio Senatore Elettromedicali – “Minitalus”. [Online] Itália. [última consulta 10 Fev. 2017] Disponível em WWW:< URL: <http://www.antoniosenatore.it/prodotti/sixtus/linea-elettromedicali/elastodinamica/minitalus-detail> >.
- [30] Smith & Nephew Kinetic S.A – “Kinetic 5190 Ankle CPM, User Manual”. [online]. França. [última consulta 19 Fev. 2017] Disponível em WWW:< URL: <https://www.medcomgroup.com/content/Kinetec%205190%20Ankle%20CPM%20Operations%20Manual.pdf> >.
- [31] MedSource USA – “Kinetic 5190 Ankle CPM.” (2015) [online]. EUA. [última consulta 19 Fev. 2017] Disponível em WWW:< URL: <https://www.medsorceusa.com/unknown/4036-kinetic-5190-ankle-cpm> >.
- [32] Flores, P. *et al.* – “Kinematics Analysis and Verification on the Novel Reconfigurable Ankle Rehabilitation Robot Based on Parallel Mechanism”. *New Trends Mech. Mach. Sci.* **24**, 195–202.
- [33] Tsoi, Y. H. - “Modelling and adaptive interaction control of a parallel robot for ankle rehabilitation!”. **1994**, (2011).
- [34] European Patent Specification – “EP2793793B1, Device for the Rehabilitation of movements of the foot”. Roma, Itália. 29 Out. 2014.
- [35] United States Patent, Scheiman – “US 9162106B1, Ankle And Foot Exercise Apparatus”. California, EUA. 20 Out. 2015.
- [36] MIT News – “‘Anklebot’ helps determinate ankle stiffness”. [online]. EUA. [última consulta 20 Fev. 2017] Disponível em WWW:< URL: <http://news.mit.edu/2013/anklebot-helps-determine-ankle-stiffness-1024> >.

[37] Ribeiro, O. Manuel, C. – “Dispositivo Mecatrónico de Apoio à Fisioterapia”. Dissertação de Mestrado no âmbito de dissertação em engenharia mecatrónica. Publicação interna do departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade do Minho. Braga, Portugal (2014).

[38] Shirdast, M. – “Physiotherapist Machine” UC de Sistemas Pneumáticos, Publicação interna do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade do Minho, 2018.

[39] Calvo Vilanueva, Elisa – “Simple Machine and Mechanisms” [online] [última consulta 22 Nov. 2017] Disponível em WWW:< URL: http://www.iespando.com/tecnologia/index.php?option=com_content&view=article&id=96%3Amechanisms&catid=49%3AAbilinguee&Itemid=83 >.

[40] Seabra, E. – “Automação Industrial”, Publicação interna do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade do Minho, Guimarães, 2016.

[41] RolMetais, Aços finos e metais, S.A. - “Aços de construção ao carbono ST37” [online] [última consulta 13 Dez. 2017] Disponível em WWW:< URL: http://rolmetais.com/ficheiros/fichas_tecnicas/FT_05_ficha_tecnica_ST_37_Site.docx.pdf >.

[42] China steel suppliers – “F10” [online] [última consulta 13 Dez. 2017] Disponível em WWW:< URL: <http://www.steelgr.com/Steel-Grades/High-Alloy/f10.html> >.

[43] China steel suppliers – “SK45” [online] [última consulta 13 Dez. 2017] Disponível em WWW:< URL: <http://www.steelgr.com/Steel-Grades/Carbon-Steel/ck45.html> >.

[44] Coelho, L. P. – “Introdução aos sistemas de automação, IEC61131: GRAFCET”. UC de Automação e Controlo, publicação interna da Escola Superior de Estudos Industriais e Gestão do Politécnico do Porto, 2014.

[45] Borges, F. – “O que é um PLC (autómato)?”. Centro de Formação da *Schneider Electric* Portugal, Automação Industrial, Diálogo Homem-Máquina, comunicação e eletrónica. (2008).

[46] Coelho, L. P. – “Elementos de sistemas automatizados”. UC de Automação e Controlo, publicação interna da Escola Superior de Estudos Industriais e Gestão do Politécnico do Porto, 2014.

[47] Célula, Ensino à distância – “Sistemas pneumáticos, pressurização, de ar condicionado e de oxigénio”. AeroTD, Escola de Aviação Civil. [online]. Brasil. [última consulta 14 Dez. 2017] Disponível em WWW:< URL: <http://www.aerotd.com.br/decoleseufuturo/wp-content/uploads/2015/05/SISTEMAS-PNEUMATICOS-DE-PRESSURIZACAO-DE-AR-CONDICIONADO-E-DE-OXIGENIO-CELULA.pdf> >

ANEXOS

Anexo I – Eletroválvulas utilizadas no equipamento

Anexo II – Simulação de esforços em *SolidWorks*

Anexo III – PLC e HMI utilizados

Anexo IV – Especificações de comando GRAFCET dos exercícios de reabilitação

Anexo V - Simulação do circuito pneumático no *software Automation Studio*

Anexo VI – Inquérito realizado

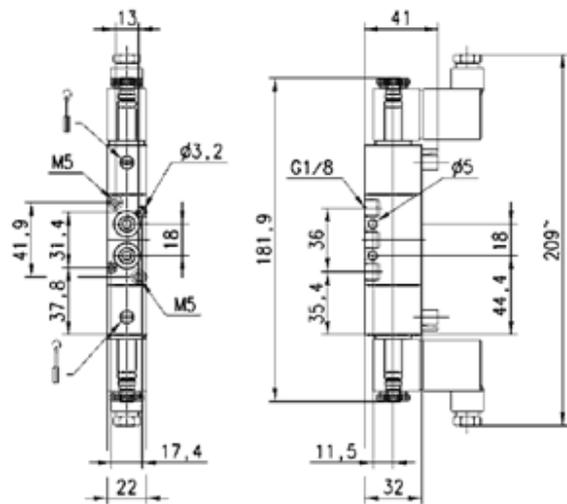
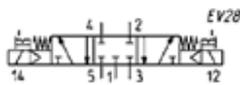
Anexo I – Eletroválvulas utilizadas no equipamento

Solenoid Valves Series 3



5/3-way solenoid valve, G1/8, - Mod. 368.

CC = Centres Closed



Mod.	Function	Flow rate (NI/min)	Operating pressure (bar)	Pilot pressure (bar)	Symbol
368-011-02	5/3 CC	700	2 ÷ 10	-	EV28

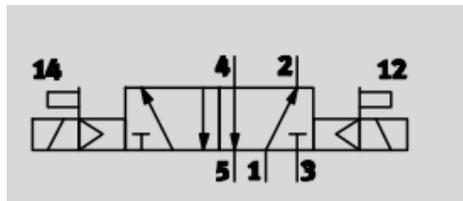
GENERAL DATA

Construction	spool - type
Valve group	2x3/2 - 3/2 - 5/2 - 5/3 way CC CO CP
Materials	AL body, stainless steel spool, NBR seals
Ports	G1/8 - G1/4
Installation	in any position
Operating temperature	0 ÷ 60°C (with dry air at -20°C)
Operating pressure	see tables
Fluid	filtered air, without lubrication. If lubricated air is used, it is recommended to use ISOVG32 oil. Once applied the lubrication should never be interrupted.

Solenoid valves VSNC



Technical data – 5/2-way valve, double solenoid



Voltage 24 VDC

Operating pressure 1.5 ... 10 bar

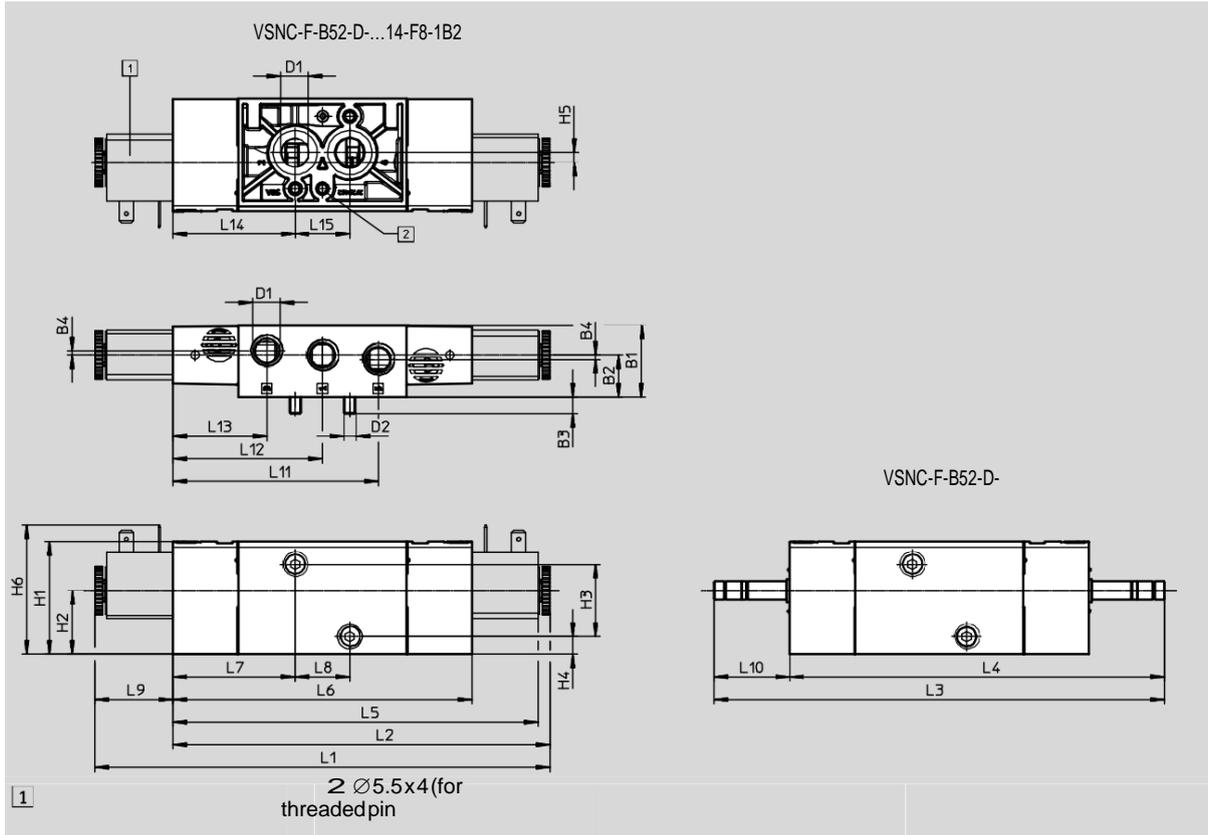
Temperature range -20 ... +60 °C

General technical data		VSNC-F-B52-D-G14-F8 VSNC-F-B52-D-N14-F8	VSNC-F-B52-D-G14-F8-1B2
Valve function		5/2-way, double solenoid	
Width	[mm]	32	
Nominal size DN	[mm]	7.2	
Design		Piston spool	
Sealing principle		Soft	
Type of actuation		Electrical	
Type of reset		-	
Type of actuation		Piloted	
Manual override		Detenting, non-detenting	
Type of mounting		With through-hole	
Mounting position		Any	
Max. tightening torque of valve mounting	[Nm]	3.2	
Non-overlapping		Yes	
Standard nominal 1 > 2 flow rate	[l/min]	1200	
b value		0.4	
C value	[l/sbar]	5.6	
Pneumatic connection	1, 3, 5 2, 4	G1/4, NPT1/4-18 Port pattern to NAMUR	
Conforms to standard		VDI/VDE 3845 (NAMUR)	
Product weight	[g]	345	455

Operating and environmental conditions		VSNC-F-B52-D-G14-F8 VSNC-F-B52-D-N14-F8	VSNC-F-B52-D-G14-F8-1B2
Operating medium		Compressed air to ISO 8573-1:2010 [7:4:4]	
Note on operating/pilot medium		Lubricated operation possible (in which case lubricated operation will always be required)	
Operating pressure	[bar]	1.5 ... 10	
Ambient temperature	[°C]	-20 ... +60	
Temperature of medium	[°C]	-20 ... +60	
Corrosion resistance class CRC ¹⁾		2	
Maritime certification		See certificate	

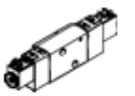
Electrical data		VSNC-F-B52-D-G14-F8 VSNC-F-B52-D-N14-F8	VSNC-F-B52-D-G14-F8-1B2
Electrical connection		–	3-pin push-in connector, to industry standard (11 mm), type B
Coil characteristics, 24 VDC	[W]	See solenoid coil, to be ordered separately	3.3
Permissible voltage fluctuations	[%]	–	±10
Degree of protection		–	IP65, IP67
Switching time on	[ms]	11	

Dimensions.



Type	B1	B2	B3	B4	D1	D2	H1	H2	H3	H4	H5	H6	L1	L2
VSNC-F-B52-D-G14-F8	31.8	18.6	7.3	1.9	G1/4	M5	49.9	28.2	32	7.8	4.4	–	–	–
VSNC-F-B52-D-N14-F8					NPT1/4-18									
VSNC-F-B52-D-G14-F8-1B2					G1/4									

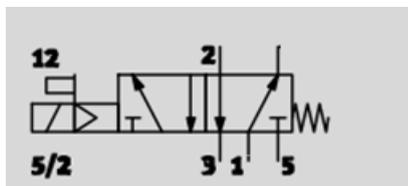
Type	L3	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10	L11	L12	L13	L14	L15
VSNC-F-B52-D-G14-F8	198.2	164.9	–	131.6	53.8	24	–	33.3	90.3	65.8	41.3	53.8	24
VSNC-F-B52-D-N14-F8			–										
VSNC-F-B52-D-G14-F8-1B2			160.6										

Ordering data – Valves			
Directional control valve without solenoid coil		Directional control valve with solenoid coil	
PartNo.	Type	PartNo.	Type
	577258 VSNC-F-B52-D-G14-F8		577296 VSNC-F-B52-D-G14-F8-1B2
	577263 VSNC-F-B52-D-N14-F8		

Solenoid valves VSNC

Technical data – 5/2-way valve, convertible, single solenoid

FESTO



Voltage 24 VDC

Operating pressure
2.5 ... 10 bar

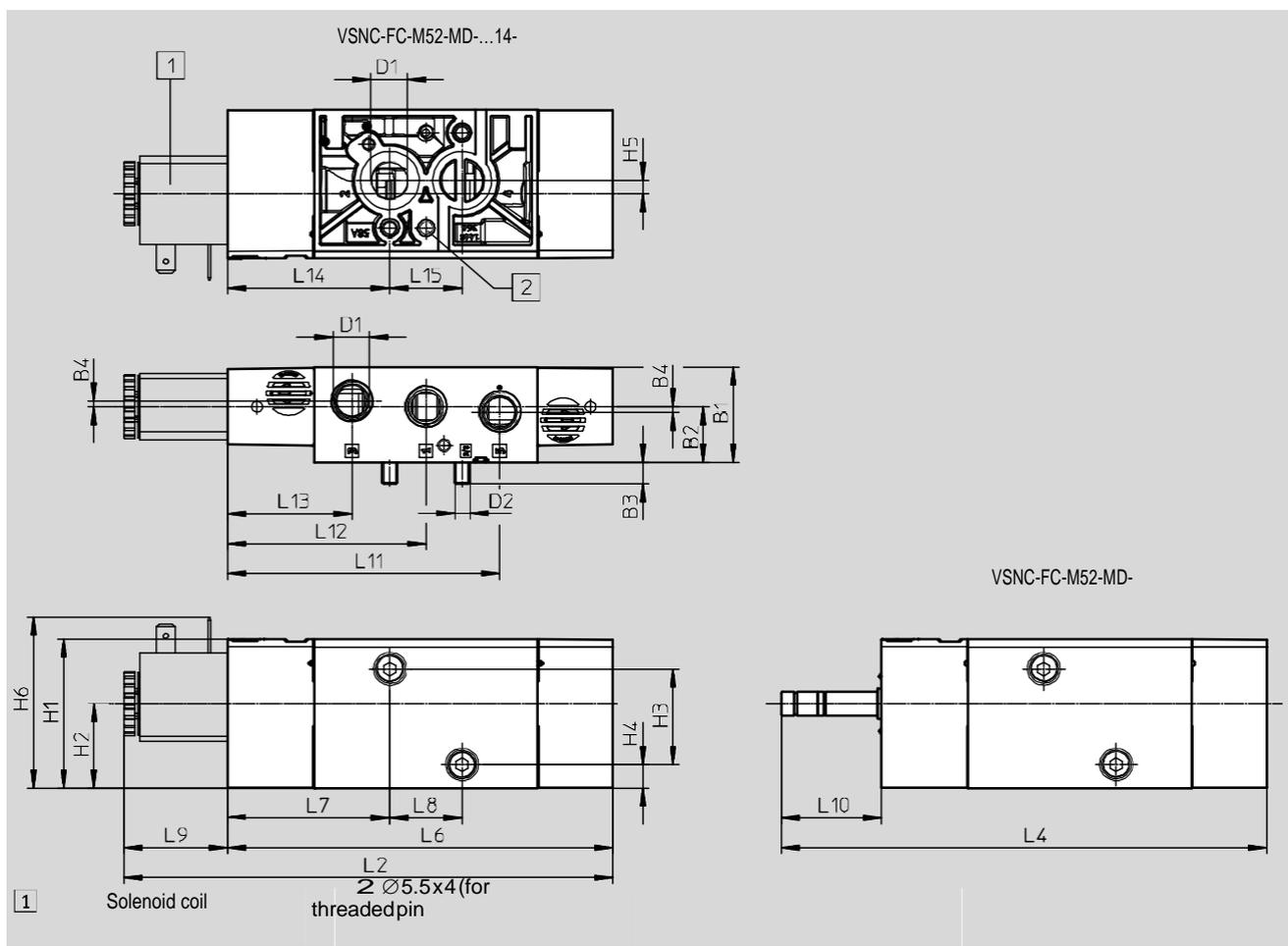
Temperature range
–20 ... +60 °C

General technical data		
	VSNC-FC-M52-MD-G14-F8 VSNC-FC-M52-MD-N14-F8	VSNC-FC-M52-MD-G14-F8-1B2
Valve function	3/2-way or 5/2-way, convertible	
Width [mm]	32	
Design	Piston spool	
Sealing principle	Soft	
Type of pilot	Electrical	
Reset method	Mechanical spring	
Type of control	Piloted	
Manual override	Detenting, non-detenting	
Type of mounting	With through-hole	
Mounting position	Any	
Max. tightening torque of valve mounting [Nm]	3.2	
Non-overlapping	Yes	
Switching status display	–	Yes, with socket
Standard nominal 1 > 2 flow rate [l/min]	1200	
b value	0.4	
C value [l/sbar]	5.2	
Pneumatic connection 1, 3, 5 2, 4	G1/4, NPT1/4-18 Port pattern to NAMUR	
Conforms to standard	VDI/VDE 3845 NAMUR	
Product weight [g]	333	387

Operating and environmental conditions		
	VSNC-FC-M52-MD-G14-F8 VSNC-FC-M52-MD-N14-F8	VSNC-FC-M52-MD-G14-F8-1B2
Operating medium	Compressed air to ISO 8573-1:2010 [7:4:4]	
Note on operating/pilot medium	Lubricated operation possible (in which case lubricated operation will always be required)	
Operating pressure [bar]	2.5 ... 10	
Ambient temperature [°C]	–20 ... +60	
Temperature of medium [°C]	–20 ... +60	
Corrosion resistance class CRC ¹⁾	2	

Electrical data		VSNC-FC-M52-MD-G14-F8 VSNC-FC-M52-MD-N14-F8	VSNC-FC-M52-MD-G14-F8-1B2
Electrical connection		-	3-pin push-in connector, type B to industry standard (11 mm)
DC	Coil characteristics, 24 V [W]	See solenoid coil, to be ordered separately	3.3
	Permissible voltage fluctuations [%]	-	±10
	Duty cycle [%]	-	100
	Degree of protection	-	IP65, IP67
	Switching time on [ms]	11	11
	Switching time off [ms]	38	48

Dimensions



Type	B1	B2	B3	B4	D1	D2	H1	H2	H3	H4	H5	H6
VSNC-FC-M52-MD-G14-F8	31.8	18.6	7.3	1.9	G1/4	M5	49.9	28.2	32	7.8	4.4	-
VSNC-FC-M52-MD-N14-F8					NPT1/4-18							57.2
VSNC-FC-M52-MD-G14-F8-1B2					G1/4							

Type	L2	L4	L6	L7	L8	L9	L10	L11	L12	L13	L14	L15
VSNC-FC-M52-MD-G14-F8	162.2	161.1	127.8	53.8	24	34.4	33.3	90.3	65.8	41.3	53.8	24
VSNC-FC-M52-MD-N14-F8												
VSNC-FC-M52-MD-G14-F8-1B2												

Anexo II – Simulação de esforços em *SolidWorks*

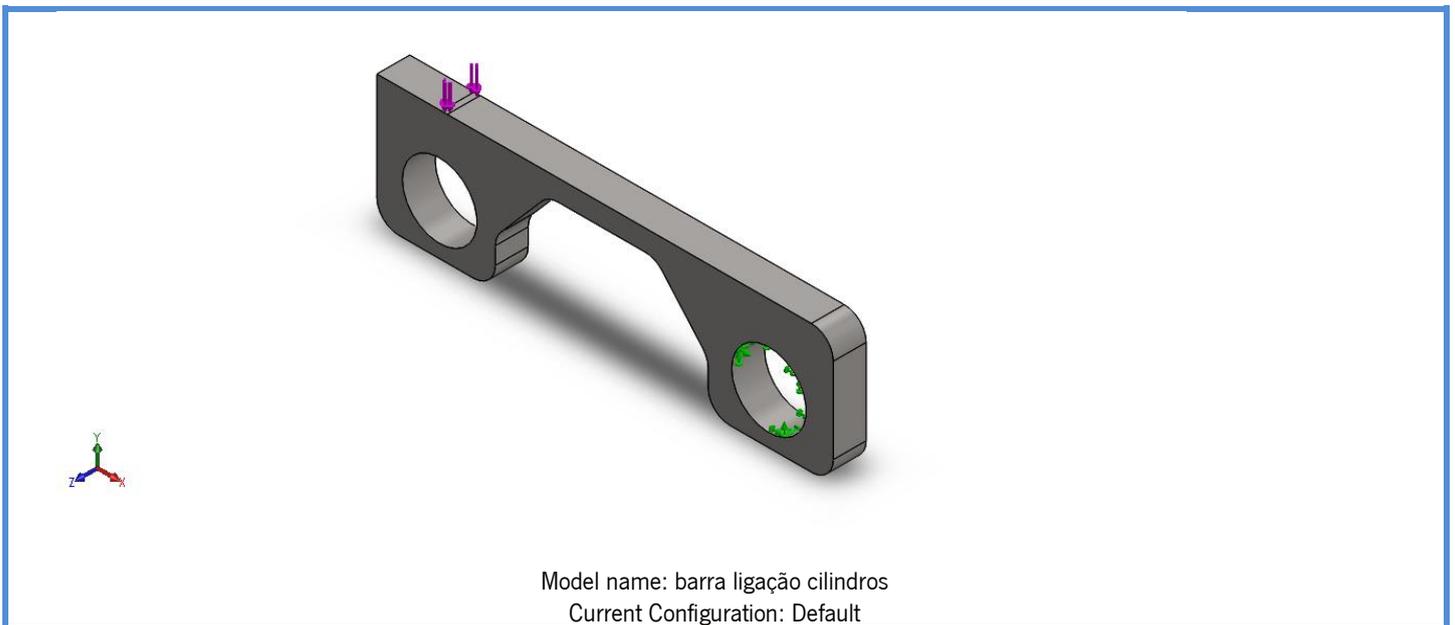
Simulation of barra ligação cilindros

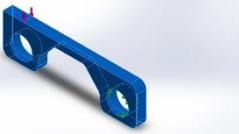
Designer: Solidworks

Study name: Nonlinear 1

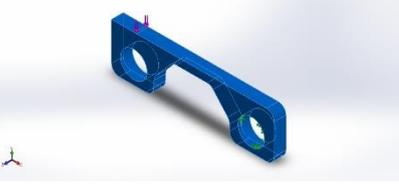
Analysis type: Nonlinear - Static

MODEL INFORMATION

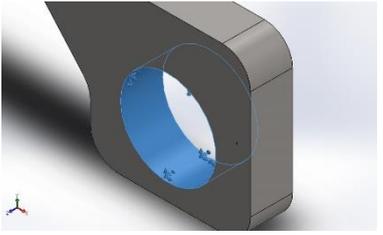


Solid Bodies			
Document Name and Reference	Treated As	Volumetric Properties	Document Path/Date Modified
Split Line4 	Solid Body	Mass:0.682791 kg Volume:9.3533e-005 m ³ Density:7300 kg/m ³ Weight:6.69135 N	C:\Users\Teresa\Desktop\Disserta ção\barra ligação cilindros.SLDPRT Mar 06 15:09:59 2018

Material Properties

Model Reference	Properties	Components
	Name: Cast Alloy Steel Model type: Linear Elastic Isotropic Default failure criterion: Max von Mises Stress Yield strength: 2.41275e+008 N/m² Tensile strength: 4.48083e+008 N/m² Elastic modulus: 1.9e+011 N/m² Poisson's ratio: 0.26 Mass density: 7300 kg/m³ Shear modulus: 7.8e+010 N/m² Thermal expansion coefficient: 1.5e-005 /Kelvin	SolidBody 1(Split Line4)(barra ligação cilindros)
Curve Data:N/A		

LOADS AND FIXTURES

Fixture name	Fixture Image	Fixture Details		
Fixed-1		Entities: 1 face(s) Type: Fixed Geometry		
Resultant Forces				
Components	X	Y	Z	Resultant
Reaction force(N)	1.47223e-005	12.35	1.63913e-007	12.35
Reaction Moment(N.m)	0	0	0	0

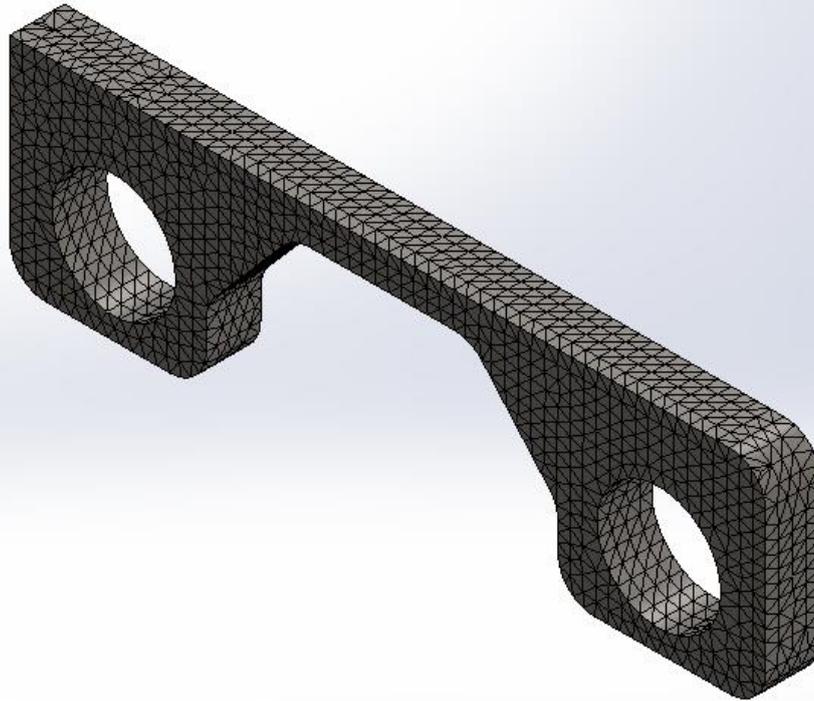
MESH INFORMATION

Mesh type	Solid Mesh
Mesher Used:	Standard mesh
Automatic Transition:	Off
Include Mesh Auto Loops:	Off
Jacobian points	4 Points
Element Size	3.63256 mm
Tolerance	0.181628 mm
Mesh Quality	High

Mesh information - Details

Total Nodes	23346
Total Elements	14525
Maximum Aspect Ratio	47.426
% of elements with Aspect Ratio < 3	99.8
% of elements with Aspect Ratio > 10	0.0275
% of distorted elements(Jacobian)	0
Time to complete mesh(hh:mm:ss):	00:00:08
Computer name:	TERESACRUZ

Model name: barra ligação cilindros
 Study name: Nonlinear 1(-Default-)
 Mesh type: Solid Mesh



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

RESULTANT FORCES

Reaction forces

Selection set	Units	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultant
Entire Model	N	1.47223e-005	12.35	1.63913e-007	12.35

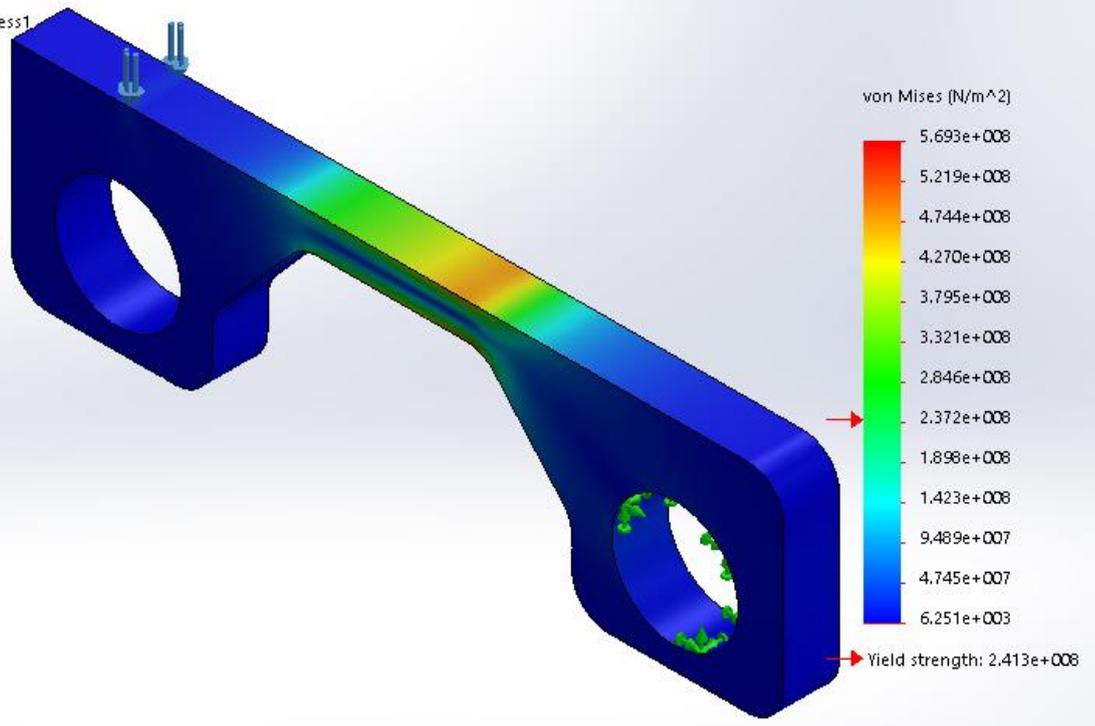
Reaction Moments

Selection set	Units	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultant
Entire Model	N.m	0	0	0	0

STUDY RESULTS

Name	Type	Min	Max
Stress1	VON: von Mises Stress at Step No: 13(1 Seconds)	6251.3 N/m ² Node: 21736	5.69292e+008 N/m ² Node: 12452

Model name: barra ligação cilindros
 Study name: Nonlinear 1(-Default-)
 Plot type: Nonlinear nodal stress Stress1
 Plot step: 13 time : 1 Seconds

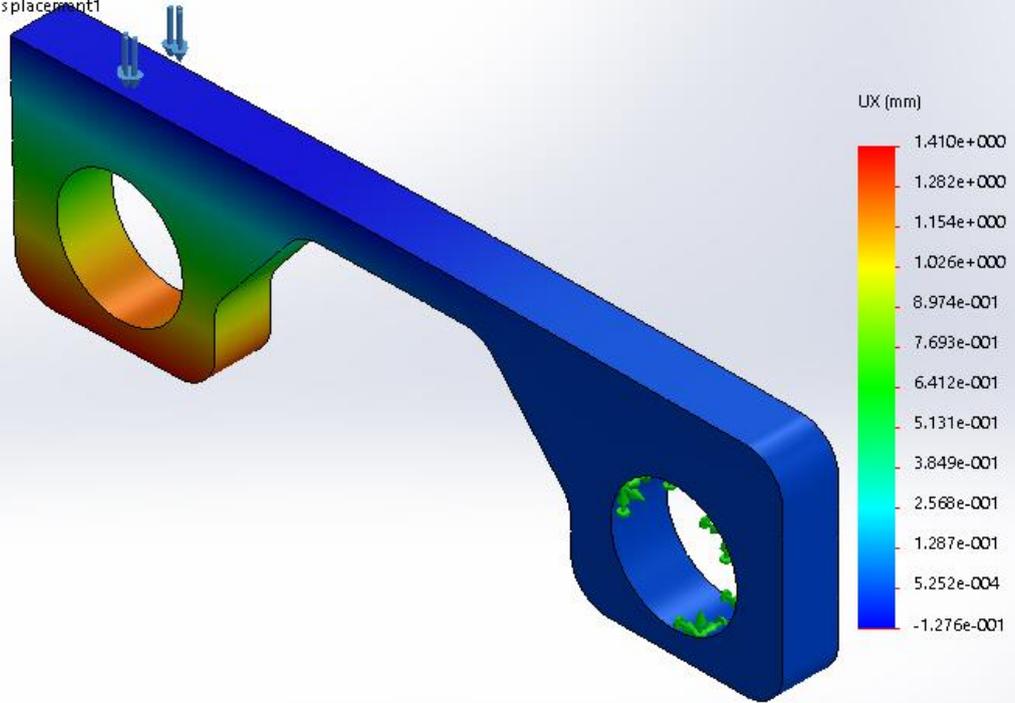


SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

barra ligação cilindros-Nonlinear 1-Stress-Stress1

Name	Type	Min	Max
Displacement1	UX: X Displacement at Step No: 13(1 Seconds)	-0.127607 mm Node: 20118	1.40997 mm Node: 1126

Model name: barra ligação cilindros
 Study name: Nonlinear 1(-Default-)
 Plot type: Nonlinear Displacement Displacement1
 Plot step: 13 time : 1 Seconds
 Deformation scale: 1

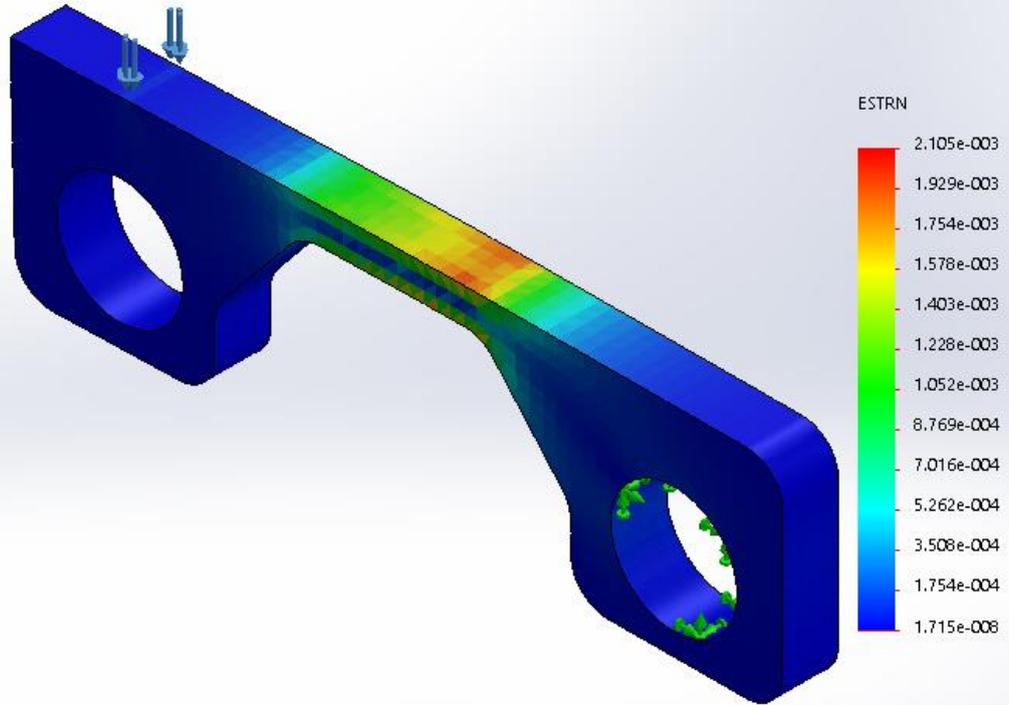


SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

barra ligação cilindros-Nonlinear 1-Displacement-Displacement1

Name	Type	Min	Max
Strain1	ESTRN: Equivalent Strain at Step No: 13(1 Seconds)	1.71492e-008 Element: 5665	0.00210462 Element: 4985

Model name: barra ligação cilindros
Study name: Nonlinear 1(-Default-)
Plot type: Total Strain Strain1
Plot step: 13 time : 1 Seconds
Deformation scale: 1



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

barra ligação cilindros-Nonlinear 1-Strain-Strain1

Anexo III – PLC e HMI utilizados



Omron New NB-series Programmable Terminals — model NB5Q-TW00B

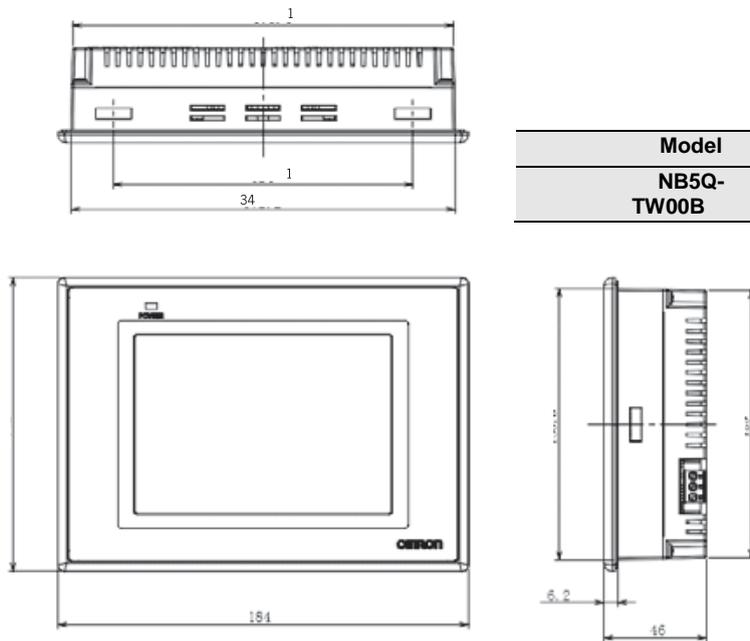


Specifications

Item	Specifications		
	NB5Q-TW00B	NB7W-TW00B	
Rated Power supply	24 VDC		
Operating voltage range	20.4 to 27.6 VDC (24 VDC -15 to 15%)		
Power consumption	6 W	7 W	
Ambient operating temperature	0 to 50 °C		
Ambient storage temperature	-20 to 60 °C		
Ambient operating humidity	10% to 90% RH (without condensation)		
Ambient storage humidity	10% to 90% RH (without condensation)		
Operating environment	No corrosive gases.		
Noise immunity	2,000 Vp-p with IEC61000-4-4 (power supply terminals)		
Vibration resistance	10 to 57 Hz with 0.075 mm-single amplitude, 57 to 150 Hz with 9.8 m/s ² for 30 minutes each in X, Y, and Z directions		
Shock resistance	147 m/s ² for 3 times each in X, Y, and Z directions with each time lasting for 11 ms		
Dimensions	184(W)×142(H)×46(D) mm	202(W)×148(H)×46(D) mm	
Panel Cutout Dimensions	172.4(W)×131.0(H) mm Applicable panel thickness: 1.6 to 4.8 mm	191.0(W)×137.0(H) mm Applicable panel thickness: 1.6 to 4.8 mm	
Weight	620 g max.	710 g max.	
Resistance to environment	IP65 (at initial state) Dust proof and drip proof only from the front of the panel		
Battery life expectancy	Battery life expectancy: 5 years (at 25 °C)		
Applicable standards	EC Directives, KC		
Host Link communication	COM Port	COM1: RS-232C, Transmission distance: 15 m Max., Connector: D-Sub 9-pin	
		COM2: RS-232C/422A/485 (not isolated), Transmission distance: 15m Max. (RS-232C), 500m Max. (RS-422A/485), Connector: D-Sub 9-pin	
Support Software communications	Tool Port	COM1: RS-232C	
	USB Port	USB 2.0 full speed device, type B, Transmission distance: 5m	
Display	Display device	5.6" TFT LCD	7" TFT LCD
	Number of dots	320×234 (H×V)	800×480 (H×V)
	Display color	65,536	
	Effective area	113×85 mm (5.6") (H×V)	154×86 mm (7") (H×V)
Backlight	Service Life	50,000 hours of operating time at the normal temperature (25 °C)*	
Front-side LED	ON: power connected, OFF: power disconnected		
Touch switches	Analog resistance membrane, resolution 1024×1024, life: 1 million touch operations		

*This is the estimated time when the luminous intensity is decreased by 50% per LED at room temperature and humidity. It is a typical value.

Dimensions (Units: mm)



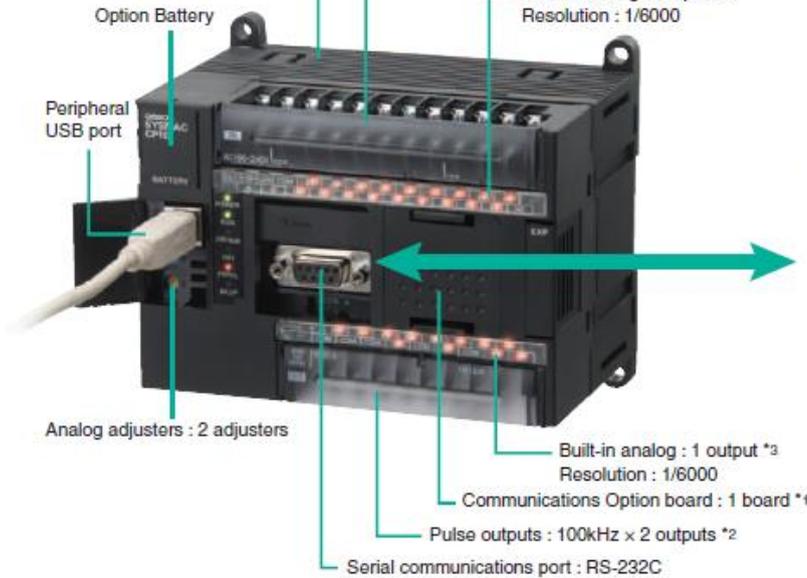
Model	Panel cutout (H×V mm)
NB5Q-TW00B	172.4 (+0.5/-0) × 131.0 (+0.5/-0)

Compatible with Programmable Controller CP1E

Program capacity : 8 Ksteps
DM Area capacity : 8 Kwords
Timers/Counters : 256 each

High-speed counters : 100 kHz × 2 inputs and
10 kHz × 4 inputs

Built-in analog : 2 inputs *3
Resolution : 1/6000



NB Series



- *1. N-type CPU Units (30, 40, or 60 points)
NA-type CPU Units (20 points)
- *2. Models with transistor outputs.
- *3. NA-type CPU Units (20 points)

SYSMAC CP-series CP1E CPU



CP1E-N60DR-A

Features



CP1E-N60DR-A

- Programming, setting, and monitoring with CX-Programmer.
- Easy connection with computers using commercially available USB cables
- With E30/40, N30/40/60 or NA20 CPU Units, Add I/O by Connecting Expansion I/O Units.
- With E30/40, N30/40/60 or NA20 CPU Units, Add Analog I/O or Temperature Inputs by Connecting Expansion Units.
- Quick-response inputs
- Input interrupts
- Complete High-speed Counter Functionality.
- Versatile pulse control for Transistor Output for N14/20/30/40/60 or NA20 CPU Units.
- PWM Outputs for Transistor Output for N14/20/30/40/60 or NA20 CPU Units.
- Built-in RS-232C Port for N/NA-type CPU Units.
- Mounting Serial Option Boards or Ethernet Option Board to N30/40/60 or NA20 CPU Units.
- Built-in analog I/O, two inputs and one output, for NA-type CPU Units.

Product name	Specifications						External power supply (24 VDC) (A)	Current consumption (A)		Model	Standards
	Power Supply	Inputs	Outputs	Output type	Program capacity	Data memory capacity		5 V	24 V		
N-type CPU Units with 60 I/O Points 	100 to 240 VAC	36	24	Relay	2K steps	2K words	0.30	0.21	0.13	CP1E-E60DR-A	UC1, N, L, CE

External Interfaces

N-type/NA-type

Built-in RS-232C communications status indicator

Battery cover

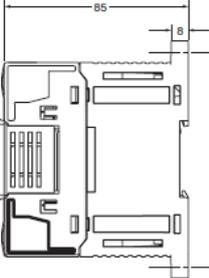
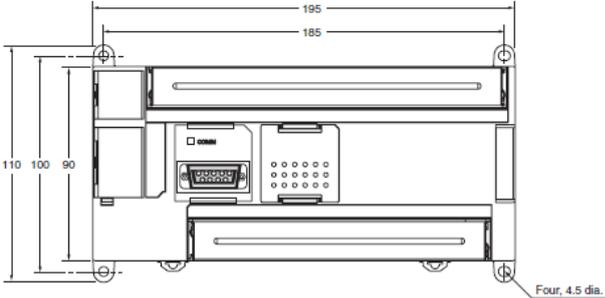
Analog input terminal (NA-type only)

Analog output terminals (NA-type only)

Built-in RS-232C port

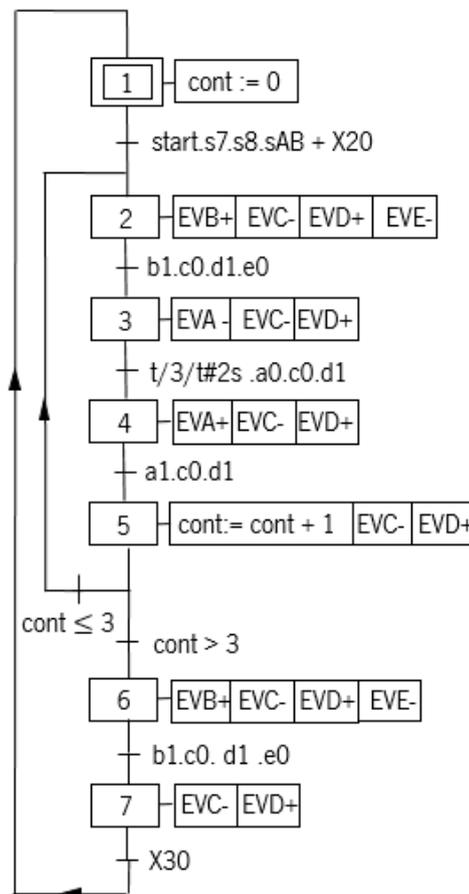
Serial Option Board slot

Dimensions (Unit: mm)



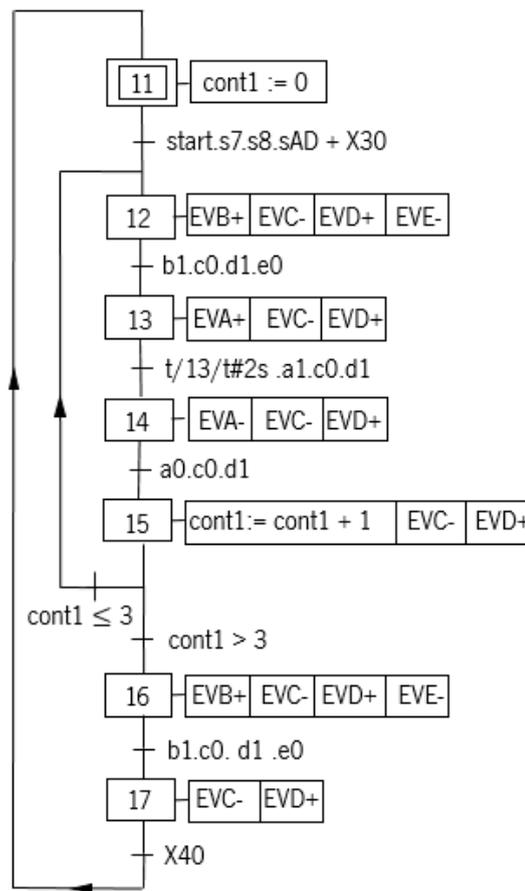
**Anexo IV – Especificações de comando em GRAFCET dos exercícios de
reabilitação**

A figura seguinte apresenta a especificação de comando para a automatização do movimento de abdução. Na fase inicial, o contador do números de ciclos a realizar deste exercício encontra-se a zero (cont:=0), e os cilindros B e D encontram-se avançados e os cilindros C e E encontram-se recuados, para o dispositivo estar na posição inicial neutra. Os sensores s7 e s8, e ainda os sensores de posição dos cilindros (b1, c0, d1, e0), confirmam a posição neutra, e selecionando o botão START e o seletor relativo ao exercício (sAB), o equipamento está pronto para avançar. Os cilindros C e D mantendo a sua posição (EVC- e EVD+), o cilindro A recua, movendo, desta forma, o dispositivo, efetuando o movimento de reabilitação de abdução, durante dois segundos. O cilindro A avança, permitindo o equipamento voltar novamente à sua posição neutra, e o contador faz a contagem de um exercício (cont:= cont+1). Até o número de ciclos contabilizar o número de exercícios pretendidos, o processo vai repetir-se de igual forma. Como exemplo, no GRAFCET apresentado considerou-se 3 ciclos para este exercício.



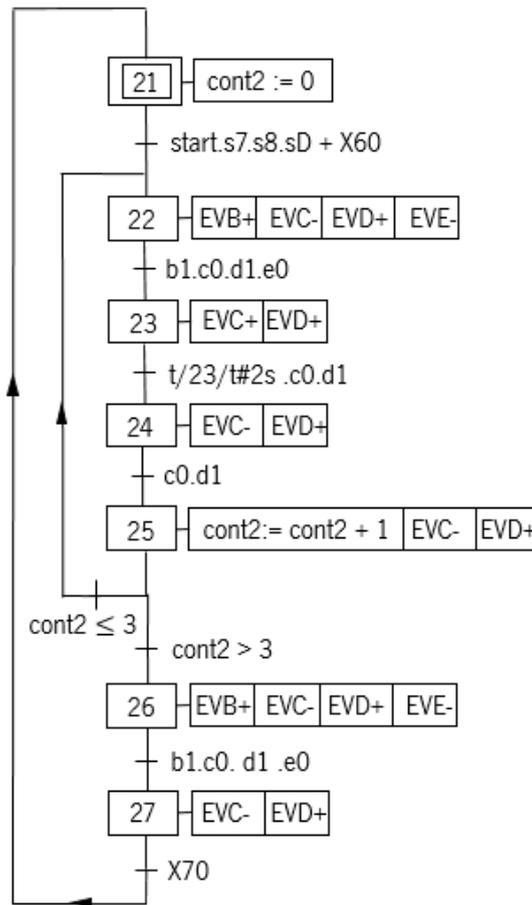
A seguinte figura apresenta especificação de comando para a automatização do movimento de reabilitação de adução. Na fase inicial, o contador do números de ciclos a realizar deste exercício encontra-se a zero (cont1:=0), e, novamente, os cilindros B e D encontram-se avançados e os cilindros C e E encontram-se recuados, para o dispositivo se manter na posição neutra inicial. Os sensores s7 e s8, e ainda

os sensores de posição dos cilindros (b1, c0, d1, e0), confirmam a posição neutra, e selecionando o botão START e o seletor relativo ao exercício (sAD), o equipamento está pronto para avançar. Os cilindros C e D mantendo a sua posição (EVC- e EVD+), o cilindro A avança, movendo, desta forma, o dispositivo, efetuando o movimento de adução, durante dois segundos. O cilindro A recua, fazendo com que o dispositivo retorne à sua posição neutra, e o contador faz a contagem de um exercício (cont1:= cont1+1). Até o número de ciclos contabilizar o número de exercícios pretendidos, o processo vai repetir-se de igual forma. Mais uma vez, foram considerados 3 ciclos para este exercício.

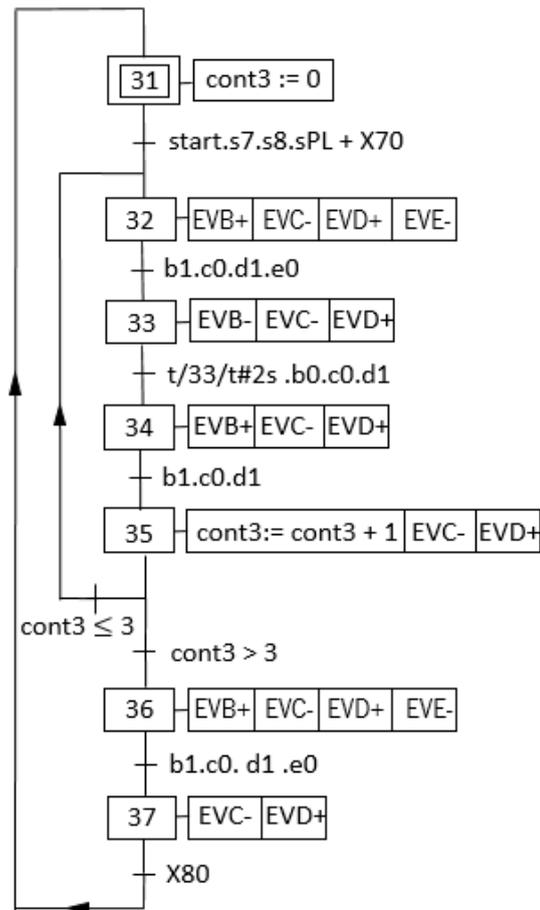


A figura que se segue apresenta a especificação de comando para a automatização do exercício de dorsiflexão. A fase inicial especificada anteriormente é repetível de forma ao dispositivo se encontrar numa posição neutra, e o contador do números de ciclos a executar deste exercício encontra-se a zero (cont2:=0). Selecionando o botão START e o seletor referente ao exercício (sD), o equipamento está pronto para prosseguir. O cilindro D mantém a sua posição (EVD+), e o cilindro C avança, movendo o dispositivo, efetuando o movimento de dorsiflexão, durante dois segundos. O cilindro C recua, fazendo com que o

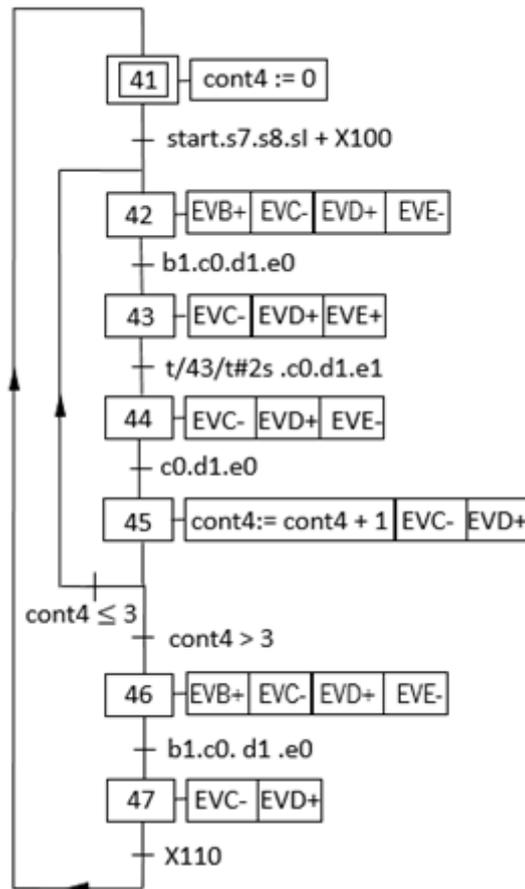
dispositivo retorne à sua posição neutra, e o contador faz a contagem de um exercício ($cont2 := cont2 + 1$). Até o número de ciclos contabilizar o número de exercícios pretendidos, o processo vai repetir-se de igual forma. Igualmente, foram considerados 3 ciclos para este exercício.



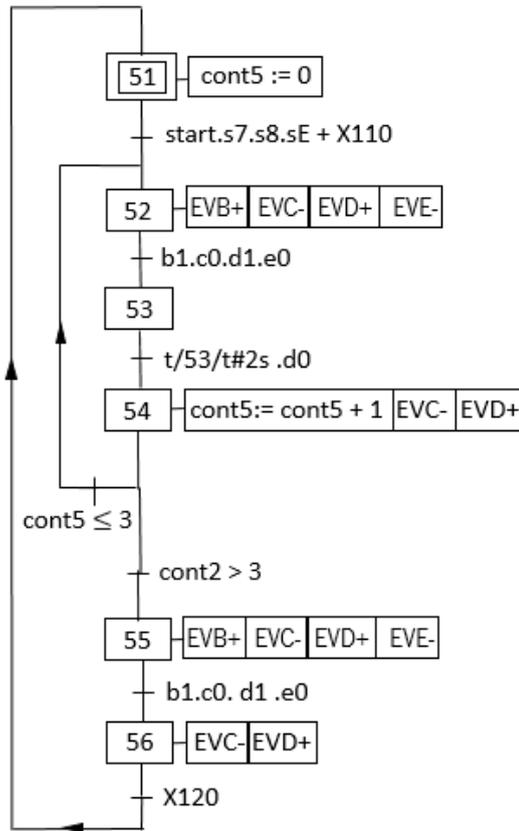
A próxima figura apresenta a especificação de comando para a automatização do movimento de flexão plantar. Novamente, a fase inicial descrita é repetível de forma impelir a posição neutra do equipamento. O contador do número de ciclos a efetuar deste exercício encontra-se a zero ($cont3:=0$). Ao pressionar o botão START e o seletor relativo ao exercício (sPL), o equipamento encontra-se pronto para avançar. Os cilindros C e D mantêm a sua posição (EVC - e EVD+), e o cilindro B recua, impulsionando o dispositivo a realizar o movimento de reabilitação de flexão plantar, durante dois segundos. O cilindro B avança, e o equipamento move-se para a posição inicial, e o contador faz a contagem de um exercício ($cont3:= cont3+1$). Até o contador contabilizar o número de exercícios pretendidos, o processo vai repetir-se de igual forma. Também, foram previstos 3 ciclos para este exercício.



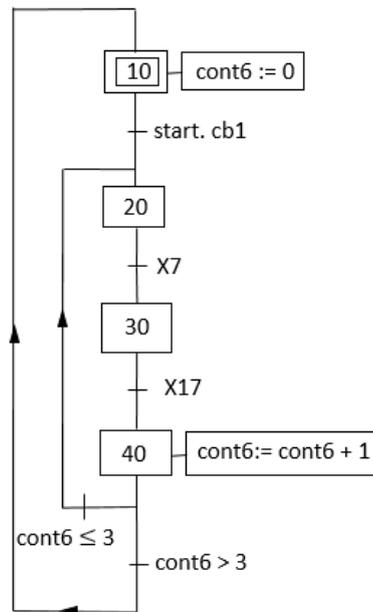
De seguida é apresentada a especificação de comando para a automatização do movimento de inversão. Mais uma vez, a fase inicial descrita nos ciclos anteriores é repetível de forma a manter a posição neutra do equipamento. O contador do número de ciclos a efetuar deste exercício começa a zero (cont4:=0), e ao selecionar o botão START e o seletor relativo ao exercício (sl), o equipamento encontra-se apto a avançar. Os cilindros C e D mantem a sua posição (EVC - e EVD+), e o cilindro E avança, e o equipamento desloca-se executando o exercício de Inversão, durante dois segundos. O cilindro E recua, e o equipamento move-se para a posição inicial, e o contador faz a contagem de um exercício (cont4:= cont4+1). Até o contador contabilizar o número de exercícios pretendidos, neste caso representado como 3, o processo vai repetir-se de forma idêntica.



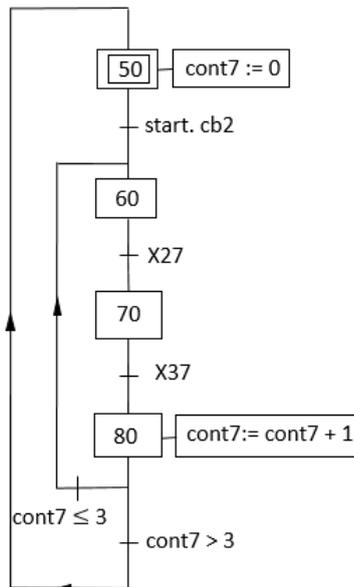
A figura seguinte ilustra a especificação de comando para a automatização do movimento de eversão. De novo, a fase inicial descrita nos ciclos anteriores é iterada, também, neste movimento de forma a inicial o seu funcionamento com uma posição neutra. O contador do número de ciclos a efetuar deste exercício começa a zero ($cont5:=0$), e ao selecionar o botão START e o seletor relativo ao exercício (sE), o equipamento encontra-se ativo para iniciar o movimento. O cilindro D recua (EVD-), e o dispositivo desloca-se executando o exercício de Eversão, durante dois segundos. Posteriormente, o cilindro D volta a avançar (EVD+) e o cilindro C mantém a sua posição recuada (EVC-), por ser monoestável, e para que desta forma o equipamento retorne à posição inicial. O contador faz a contagem de um exercício ($cont5:= cont5+1$), até contabilizar o número de exercícios pretendidos, neste caso representado como 3, e o processo repete-se de igual modo.



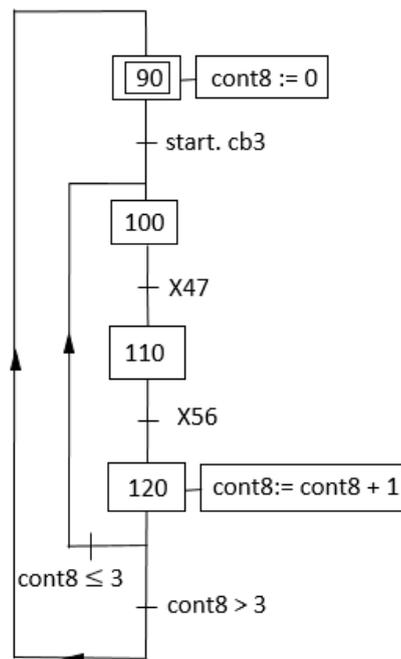
A próxima figura apresenta a especificação de comando para a automatização do exercício combinado de abdução e adução. Este processo inicia-se selecionando o seletor cb1 e pressionando o botão START. O programa remete o ciclo para o GRAFCET do exercício de abdução (X7) e quando terminar este movimento, o programa remete para o segundo movimento de adução (X17). A execução dos dois movimentos é seguida, dando origem a um movimento completo no mesmo eixo de rotação. O processo inclui um contador que contabiliza cada movimento combinado (cont6:=cont6+1).



A seguinte figura demonstra a especificação de comando para a automatização dos movimentos combinados de dorsiflexão e flexão plantar. Selecionando o seletor cb2 e pressionando o botão START, dá início ao processo. O programa remete o ciclo de funcionamento para o diagrama do exercício de dorsiflexão (X27) e quando terminar este movimento, o dispositivo inicia o movimento de flexão plantar (X37). A execução dos dois movimentos é em sequência, dando origem a um movimento completo de flexão e extensão. O processo é contabilizado no final dos dois movimentos (cont7:=cont7+1).



O GRAFCET apresentado nesta última figura reproduz a especificação de comando para a automatização dos movimentos combinados de eversão e inversão. Ao selecionar o seletor cb3 e pressionar o botão START, o processo dá início. O programa remete o ciclo de funcionamento para o GRAFCET do exercício de inversão (X47) e quando termina movimento, o dispositivo começa a executar o movimento de eversão (X56). A realização dos dois movimentos é em sequência, e dá origem a um movimento completo de rotação. O processo é contabilizado no final dos dois movimentos ($cont8:=cont8+1$).

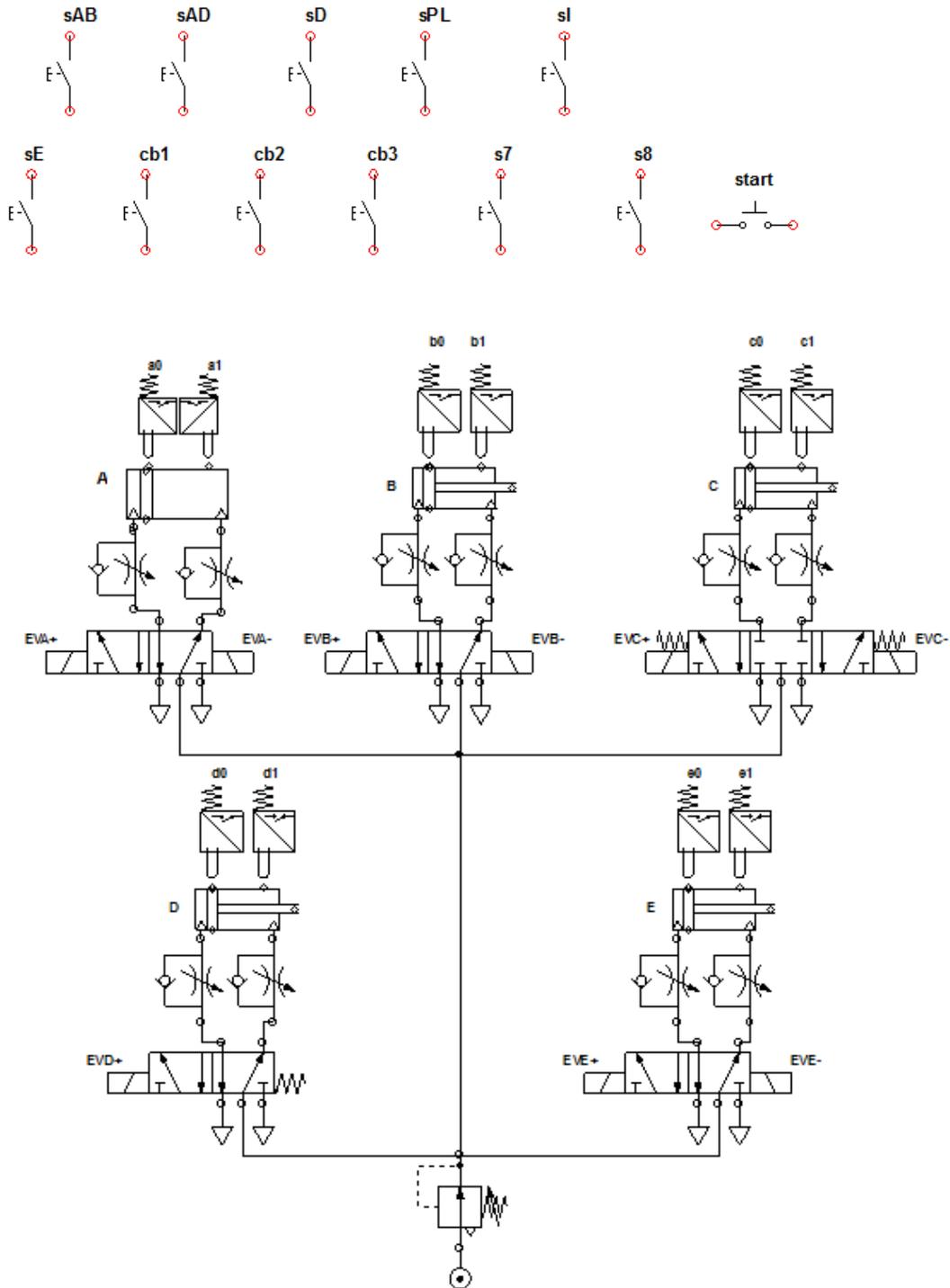


Para a ilustração dos diagramas de movimentos combinatórios foram, como exemplo, selecionados três ciclos de cada processo.

Anexo V – Simulação do circuito pneumático no *software Automation Studio*

No sentido de simular as seqüências desenhadas em GRAFCET, foi utilizado o *software Automation Studio*, a fim da sua validação. Assim, em seguida são apresentadas todas as seqüências GRAFCET, e o seu respectivo circuito pneumático, bem como os interruptores necessários ao seu funcionamento.

Interruptores de acionamento e seleção do exercício pretendido, e circuito pneumático implementado



Simulação da sequência do movimento de reabilitação de abdução

Automation Studio

File Edit View Insert Layout Simulation Tools Window ?

64%

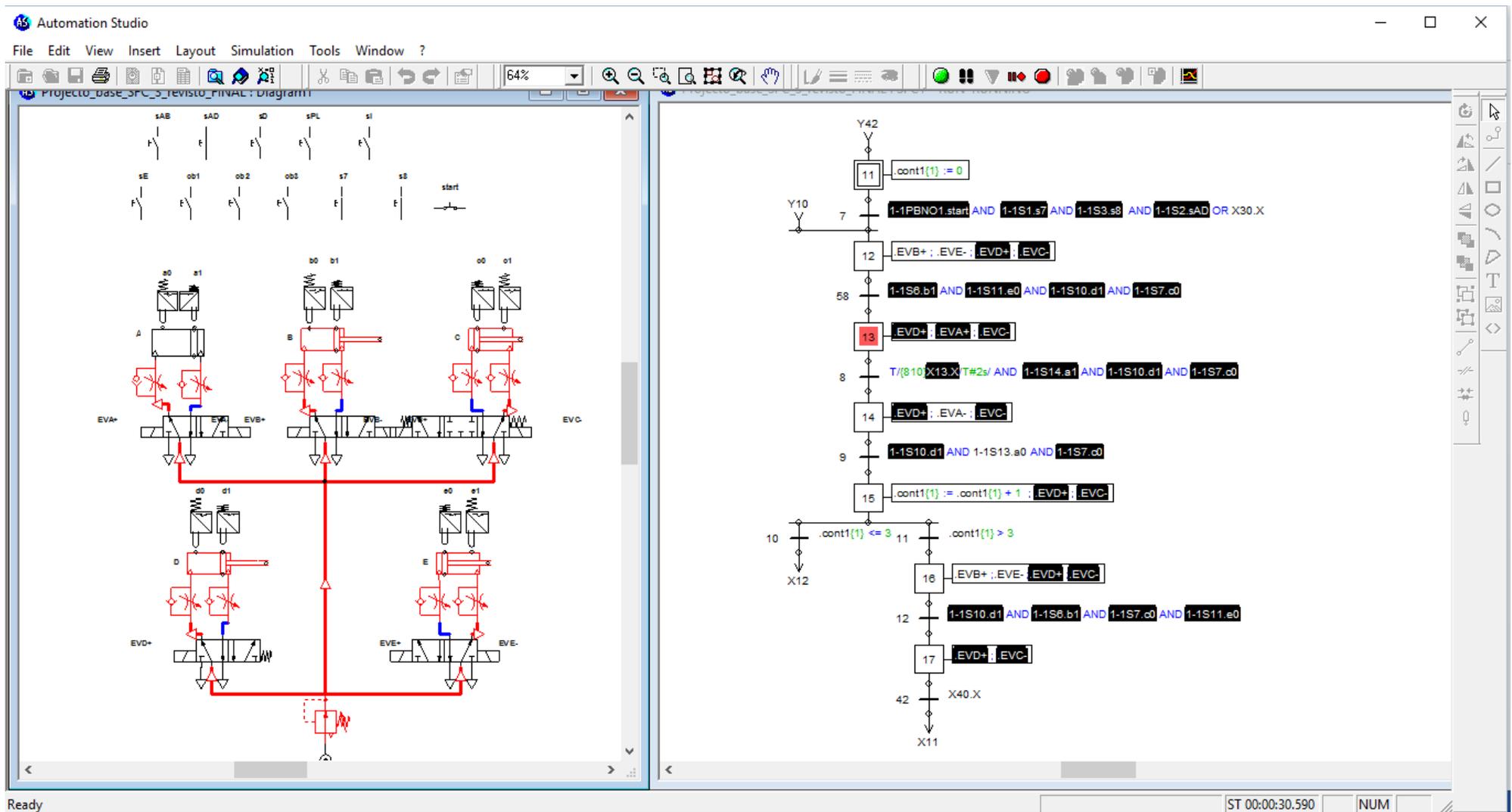
Projecto_base_SFC_3_revisto_FINAL : Diagram1

The image displays the Automation Studio interface with two main windows:

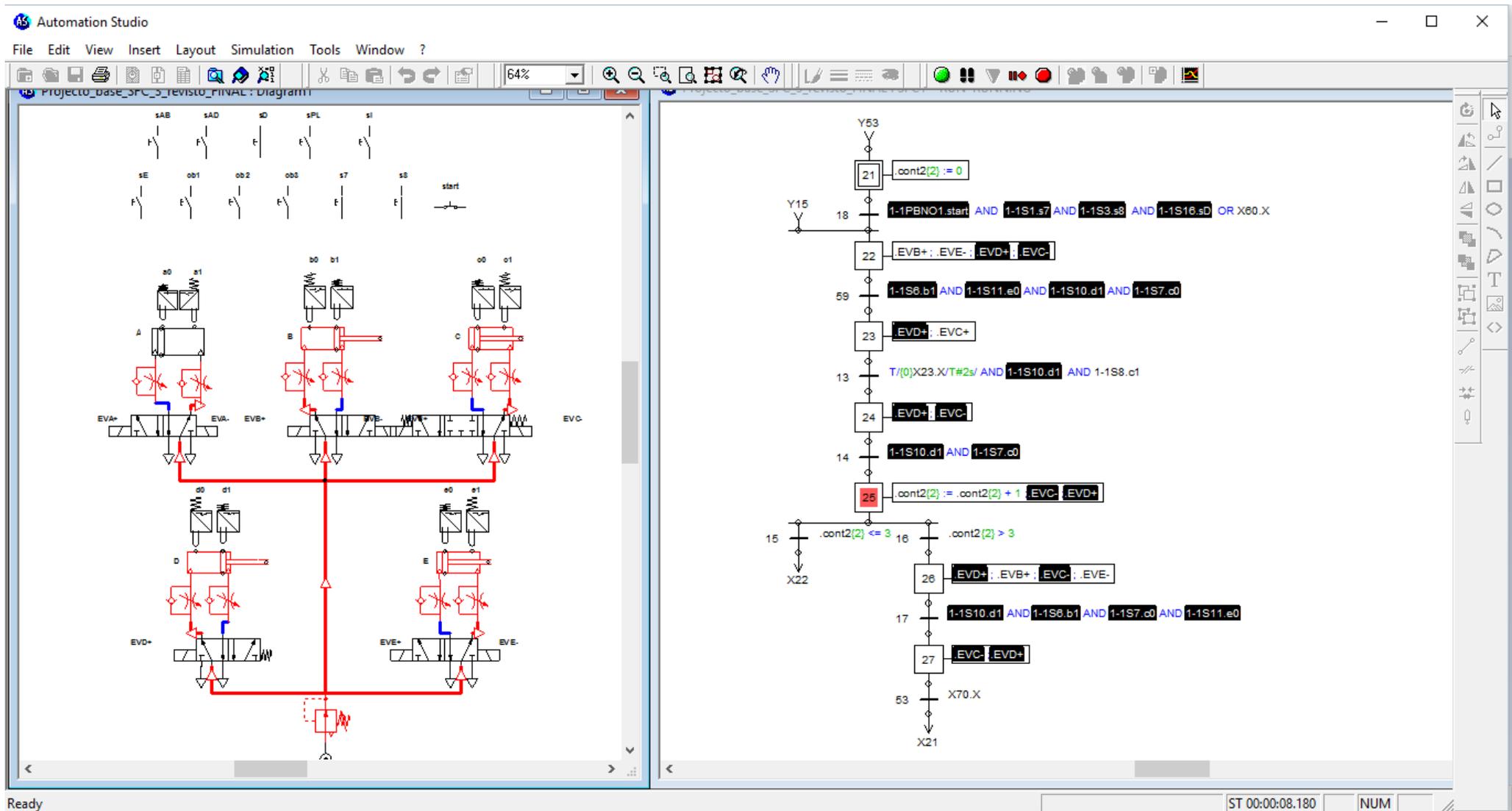
- Left Window (Hydraulic Schematic):** Shows a complex hydraulic circuit with five main sections labeled A, B, C, D, and E. Each section contains solenoid valves (sAB, sAD, sD, sPL, sI) and actuators (a0, a1, b0, b1, c0, c1, d0, d1, e0, e1). The circuit is controlled by signals sE, ob1, ob2, ob3, s7, s8, and a start button. Red lines indicate the flow of hydraulic fluid through the system.
- Right Window (SFC Ladder Logic):** Shows a Sequence Function Chart (SFC) with seven steps:
 - Step 1: Initialization `.cont[2] := 0`.
 - Step 2: Start condition `1-1PBNO1.start AND 1-1S1.s7 AND 1-1S3.s8 AND 1-1S15.sAB OR X20.X`. Action: `EVB+; .EVE-; EVD+; .EVC-`.
 - Step 3: Transition condition `1-1S6.b1 AND 1-1S11.e0 AND 1-1S10.d1 AND 1-1S11.e0`. Action: `EVD+; .EVA-; .EVC-`.
 - Step 4: Transition condition `T/(0)X3.X/T#2s/ AND 1-1S13.a0 AND 1-1S10.d1 AND 1-1S7.c0`. Action: `EVD+; .EVA+; .EVC-`.
 - Step 5: Transition condition `1-1S10.d1 AND 1-1S14.a1 AND 1-1S7.c0`. Action: `.cont[2] := .cont[2] + 1; .EVD+; .EVC-`.
 - Step 6: Transition condition `.cont[2] <= 3`. Action: `.EVD+; .EVB+; .EVC-; .EVE-`.
 - Step 7: Transition condition `1-1S10.d1 AND 1-1S6.b1 AND 1-1S7.c0 AND 1-1S11.e0`. Action: `EVD+; .EVC-`.

Ready ST 00:00:11.630 NUM

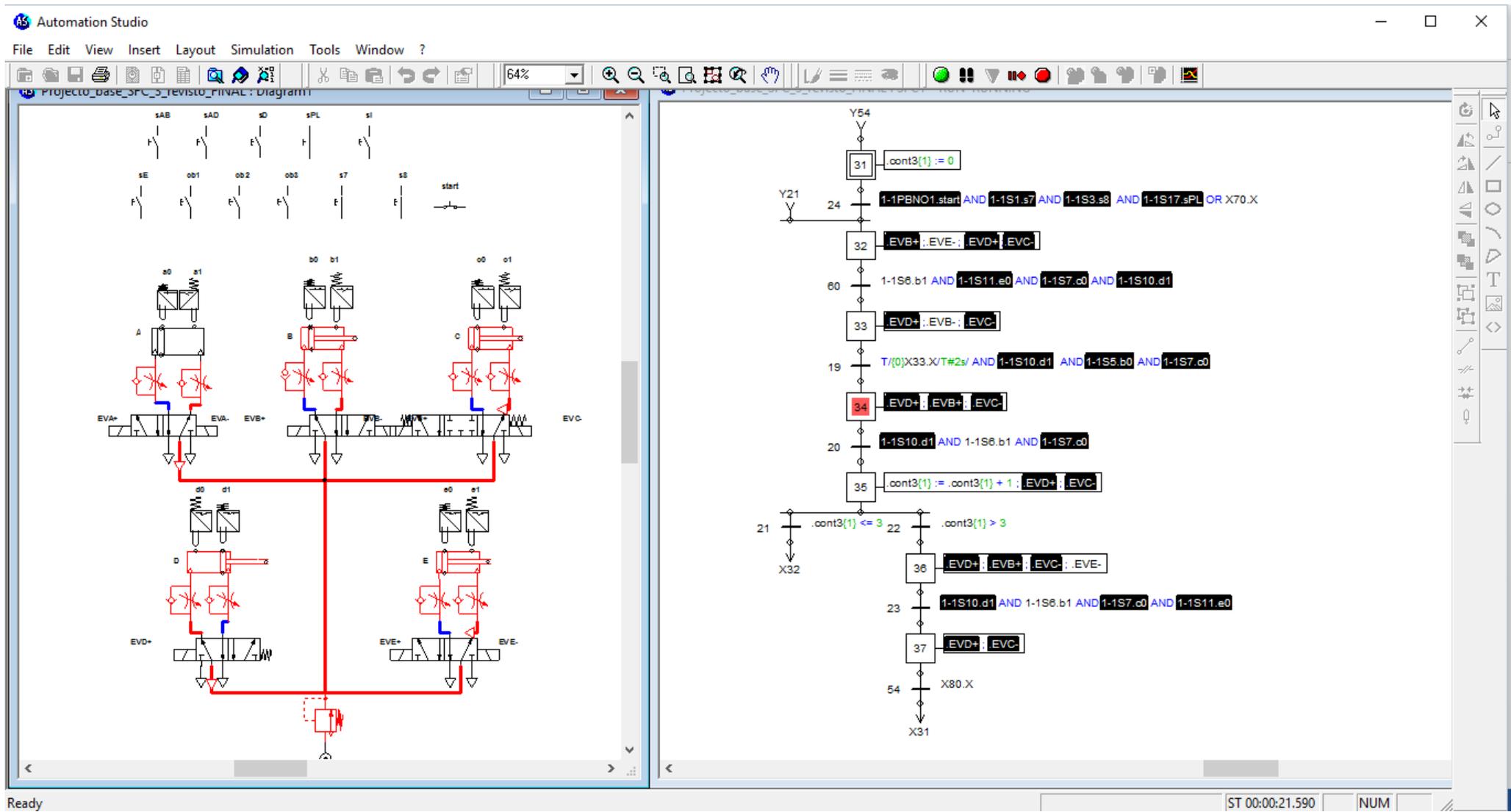
Simulação da sequência do movimento de reabilitação de adução



Simulação da sequência do movimento de reabilitação de dorsiflexão



Simulação da sequência do movimento de reabilitação de Flexão plantar



Simulação da sequência do movimento de reabilitação de Inversão

Automation Studio

File Edit View Insert Layout Simulation Tools Window ?

63%

Projecto_base_SFC_3_revisto_FINAL : Diagram1

The image displays the Automation Studio interface with two main windows:

- Left Window (Hydraulic Schematic):** Shows a hydraulic circuit with five solenoid valves labeled A, B, C, D, and E. Each valve is controlled by a solenoid coil. The circuit includes various hydraulic components like pumps, tanks, and pipes. The solenoid coils are labeled with signals: EVA+, EVB+, EVC+, EVD+, and EVC-.
- Right Window (SFC Ladder Logic):** Shows a Sequence Function Chart (SFC) with the following steps and transitions:
 - Step 41: Initialization $\text{cont4[2]} := 0$.
 - Transition 30: $1-1PBNO1.start \text{ AND } 1-1S1.s7 \text{ AND } 1-1S3.s8 \text{ AND } 1-1S18.sl \text{ OR } X100.X$
 - Step 42: $\text{EVB+ ; .EVE- ; EVD+ ; .EVC-}$
 - Transition 61: $1-1S6.b1 \text{ AND } 1-1S11.e0 \text{ AND } 1-1S10.d1 \text{ AND } 1-1S7.c0$
 - Step 43: $\text{EVD+ ; .EVE+ ; EVC-}$
 - Transition 25: $T/[810.X43.X]T\#2s/ \text{ AND } 1-1S10.d1 \text{ AND } 1-1S7.c0 \text{ AND } 1-1S12.e1$
 - Step 44: $\text{EVD+ ; .EVE- ; EVC-}$
 - Transition 26: $1-1S10.d1 \text{ AND } 1-1S11.e0 \text{ AND } 1-1S7.c0$
 - Step 45: $\text{cont4[2] := cont4[2] + 1 ; EVD+ ; EVC-}$
 - Transitions 27 and 28: $\text{cont4[2]} \leq 3$ and $\text{cont4[2]} > 3$
 - Step 46: $\text{EVD+ ; .EVB+ ; EVC- ; .EVE-}$
 - Transition 29: $1-1S10.d1 \text{ AND } 1-1S6.b1 \text{ AND } 1-1S7.c0 \text{ AND } 1-1S11.e0$
 - Step 47: EVD+ ; EVC-
 - Transition 55: $X110.X$

Ready ST 00:00:09.040 NUM

Simulação da sequência do movimento de reabilitação de Eversão

Automation Studio

File Edit View Insert Layout Simulation Tools Window ?

64%

Projecto_base_SFC_3_revisto_FINAL : Diagram1

The image displays the Automation Studio software interface, split into two main panels. The left panel shows a hydraulic schematic diagram with five solenoid valves labeled A, B, C, D, and E. Each valve has two solenoid coils (e.g., A0, A1 for valve A) and is connected to a central hydraulic line. The right panel shows a ladder logic diagram with rungs 51 through 56. Rung 51 is a timer reset (cont5[1] := 0). Rung 52 is a set coil (EVb+; .EVE-; .EVD+; .EVC-) triggered by a complex logic involving interlocks (1-1PBNO1.start AND 1-1S1.s7 AND 1-1S3.s8 AND 1-1S19.sE OR X110.X). Rung 53 is a set coil (1-1S6.b1 AND 1-1S11.e0 AND 1-1S10.d1 AND 1-1S7.c0). Rung 54 is a timer increment (T/(410X53.XT#2s/ AND 1-1S9.d0) and cont5[1] := cont5[1] + 1; .EVD+; .EVC-). Rung 55 is a set coil (EVD+; .EVb+; .EVC-; .EVE-) triggered by a timer condition (.cont5[1] > 3). Rung 56 is a set coil (EVD+; .EVC-) triggered by a complex logic (1-1S10.d1 AND 1-1S6.b1 AND 1-1S7.c0 AND 1-1S11.e0). The status bar at the bottom shows 'Ready' and 'ST 00:00:06.630 CAP NUM'.

Ready

ST 00:00:06.630 CAP NUM

Simulação da sequência do movimento combinatório 1 de abdução e adução

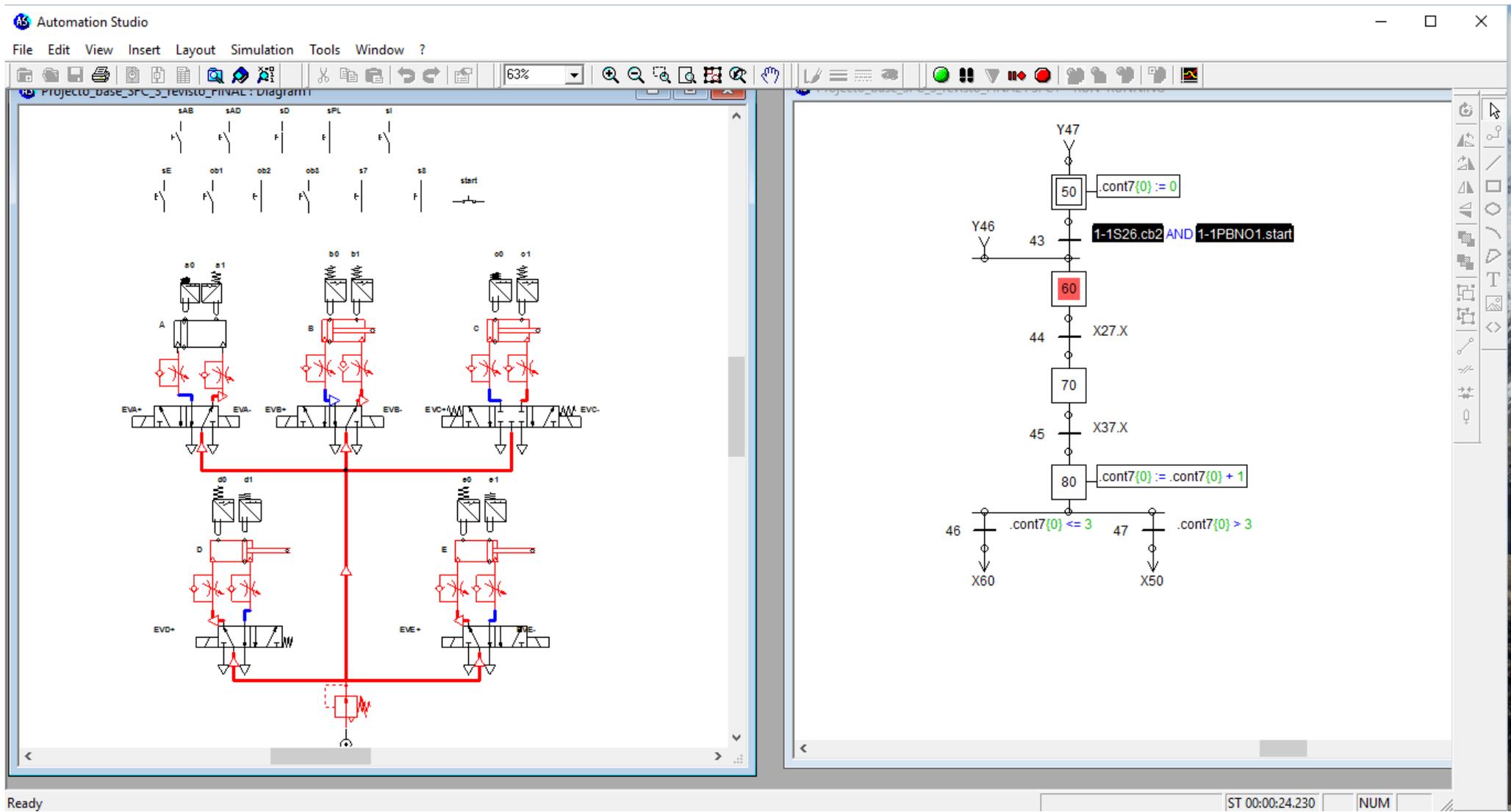
The screenshot displays the Automation Studio interface, showing a ladder logic diagram on the left and a control sequence diagram on the right.

Ladder Logic Diagram (Left): This diagram illustrates the electrical control circuit for a hydraulic system. It features several interlocking relays and contactors labeled A, B, C, D, and E. The circuit is divided into sections for EVB+, EVB-, EVC+, and EVC-. The top part of the diagram shows logic involving relays SAB, SAD, SD, SPL, SI, SE, and start. The bottom part shows logic involving relays DO, D1, DO, D1, and DO, D1. The diagram is annotated with red and blue lines, likely representing different phases or states of the system.

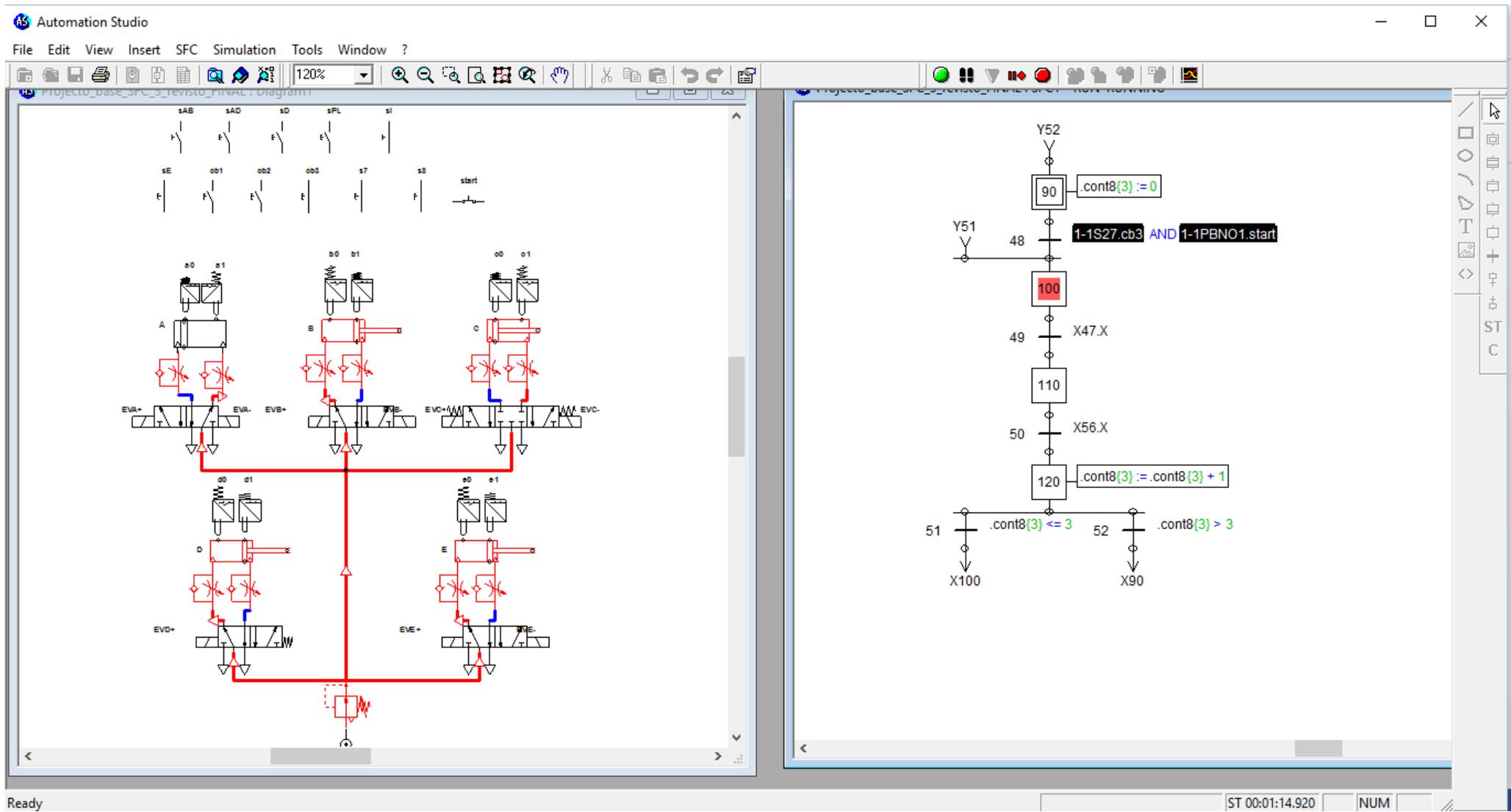
Control Sequence Diagram (Right): This diagram shows a sequence of steps for a control process. The steps are numbered 10, 20, 30, and 40. The sequence starts at step 10, where a timer is set to 10 seconds (cont6{1} := 0). Step 20 is reached after a transition labeled 1-1S25.cb1 AND 1-1PBNO1.start. Step 30 is reached after a transition labeled X7.X. Step 40 is reached after a transition labeled X17.X. At step 40, a timer is incremented by 1 (cont6{1} := .cont6{1} + 1). The sequence ends at step 39, where a transition labeled .cont6{1} <= 3 is shown, and at step 40, where a transition labeled .cont6{1} > 3 is shown. The diagram also includes outputs Y39, Y40, X20, and X10.

The status bar at the bottom of the window shows "Ready", "ST 00:00:57.300", and "NUM".

Simulação da sequência do movimento combinatório 2 de dorsiflexão e flexão plantar



Simulação da sequência do movimento combinatório 2 de inversão e eversão



Anexo VI – Inquérito realizado

INQUÉRITO – Teste preliminar do equipamento de reabilitação *Therapheet*

Após a utilização do dispositivo de reabilitação do tornozelo Therapheet, é pedido que o utilizador responda a breves perguntas relativas à experiência de utilizar este equipamento.

1. Refira o seu género

Marcar apenas uma oval

Feminino

Masculino

2. Indique a sua idade

3. Possui neste momento ou anteriormente alguma lesão no tornozelo?

Marcar apenas uma oval

Sim

Não

4. Durante a utilização deste equipamento de reabilitação sentiu-se seguro, sem riscos de lesar o seu tornozelo?

Marcar apenas uma oval

	1	2	3	4	5	
Nada seguro	<input type="radio"/>	Muito seguro				

5. Sentiu-se confortável durante a execução dos exercícios de reabilitação, com os diferentes ângulos?

Marcar apenas uma oval

	1	2	3	4	5	
Nada confortável	<input type="radio"/>	Muito confortável				

6. Sentiu dor na execução das amplitudes máximas de algum exercício de reabilitação?

Marcar apenas uma oval

- Sim, qual? _____
- Não

7. O sistema de fixação do pé foi adequado?

Marcar apenas uma oval

	1	2	3	4	5	
Nada adequado, pé solto	<input type="radio"/>	Adequado, pé estável				

8. O equipamento, durante o seu funcionamento apresentou ruído e/ou vibração consistente?

Marcar apenas uma oval

	1	2	3	4	5	
Pouco ruído/ vibração	<input type="radio"/>	Muito ruído/ vibração, desconfortável				

9. Qual o seu grau de satisfação após a sua experiência de utilização deste equipamento?

Marcar apenas uma oval

	1	2	3	4	5	
Pouco satisfeito	<input type="radio"/>	Muito satisfeito				

10. Considera este equipamento adequado e funcional para a reabilitação de lesões do tornozelo?

Marcar apenas uma oval

	1	2	3	4	5	
Pouco adequado	<input type="radio"/>	Muito adequado				

11. Recomenda que este equipamento seja utilizado futuramente, em instituições de saúde, para tratamento de pacientes com lesões no tornozelo?

Marcar apenas uma oval

	1	2	3	4	5	
Não recomendo	<input type="radio"/>	Recomendo fortemente				

12. Tem alguma sugestão de melhorias para este dispositivo?
