



Manuela da Conceição Lobo Marinho

Desenvolvimento e otimização de um novo  
conceito para uma ortótese para membros  
inferiores

Universidade do Minho  
Escola de Engenharia







Universidade do Minho  
Escola de Engenharia

Manuela da Conceição Lobo Marinho

Desenvolvimento e otimização de um novo  
conceito para uma ortótese para membros  
inferiores

Tese de Mestrado  
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao  
Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Trabalho efetuado sob a orientação do  
Professor Doutor Eurico Augusto Rodrigues de Seabra  
Professor Doutor Luís Fernando Sousa Ferreira da Silva

# DECLARAÇÃO

Nome: Manuela da Conceição Lobo Marinho

Endereço eletrónico: a56791@alunos.uminho.pt

Número do Bilhete de Identidade: 13464454

Título da Dissertação: Desenvolvimento e otimização de um novo conceito para uma ortótese para membros inferiores.

Orientador: Professor Doutor Eurico Augusto Rodrigues de Seabra

Co-orientador: Professor Doutor Luís Fernando Sousa Ferreira da Silva

Ano de conclusão: 2013

Designação do Mestrado: Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Escola de Engenharia

Departamento de Engenharia Mecânica

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

Universidade do Minho, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

Ao meu querido avô, Rodrigo de Magalhães, o meu anjo da guarda...  
Que olhes sempre por mim, pela nossa família e pelas pessoas que mais amamos.



## Agradecimentos

Ao longo do desenvolvimento deste projeto foi imprescindível a colaboração de diversas pessoas que me apoiaram e me direcionaram nesta caminhada, da melhor forma possível, dando-me a oportunidade de crescer saudavelmente e apreender.

Agradeço em especial...

Aos meus orientadores, os professores Eurico Seabra e Luís Silva, por toda a disponibilidade e atenção que me dedicaram e, claro a orientação dos mesmos para que pudesse fazer este trabalho calmamente e da melhor forma, dentro do exequível. Agradeço, também, por todos os momentos agradáveis, de risada que se proporcionaram durante as reuniões, principalmente em que era necessário requerer a atenção do professor Eurico.

A todos os meus amigos que me apoiaram nesta fase, e nem sempre foi fácil, mas cederam sempre um tempinho para mim. Deram-me momentos tão bonitos durante todo este percurso académico, que sem eles esta etapa não seria, definitivamente, a mesma. Às minhas meninas, e informáticas da casa, Raquel Ribeiro e Madalena Gonçalves, obrigada por todos os grandes momentos em Braga. O que seria de mim sem vocês por lá. Agradeço ao meu amigo e Doutor Filipe Carriço, pela ajuda e tempo que disponibilizou, e pelos livros de anatomia que me cedeu.

Aos meus irmãos, Rui e Ricardo, agradeço por me protegerem sempre, por me ensinarem e acreditarem em mim.

Às minhas cunhadas, Beta e Catarina, agradeço o carinho, a amizade, a proteção, respeito e apoio que sempre me deram.

Aos meus sobrinhos, Gonçalo e Lara, que são os meus pestinhas mais lindos, agradeço pelos momentos mais divertidos e surpreendentes, alegrando sempre os nossos dias.

Ao meu namorado, Vítor Silva, obrigada pelo companheirismo, a amizade e todo o carinho e amor dado, pela proteção e apoio incessante nas minhas decisões. Por estares comigo nos momentos de maior alegria e nos momentos mais tristes e insatisfatórios. Por teres partilhado comigo grande parte desta aventura, por me teres ensinado a ser melhor, e acreditares sempre em mim e no que posso concretizar, e me ajudares a fazê-lo também.

A Deus por ouvir as minhas preces, e por me “ajudar” a superar todos os maus momentos, porque a fé ajuda a acreditar que há esperança para um mundo com tantas indiferenças e egoísmo

E por último, e os mais importantes, aos meus queridos pais. Vocês deram-me a vida, e deram-me tudo o que de melhor a vida me poderia proporcionar. Todo o amor, respeito, consideração, educação, um raspanete de vez em quando, e tantas coisas boas, tantos momentos inesquecíveis, uma lista infindável ao qual nunca conseguirei agradecer o suficiente. Graças ao vosso esforço, dedicação e por simplesmente estarem comigo em todos os momentos e nunca deixarem de acreditar em mim, consegui alcançar mais uma grande e bonita etapa da minha vida.

E que seja para sempre assim...

## **Palavras-Chave**

- Membro inferior
- Biomecânica
- Força Muscular
- Ortótese KAFO
- Ortótese SKAFO



## Resumo

No âmbito da conclusão do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, no ramo de Biomateriais, Reabilitação e Biomecânica, é apresentado o projeto final, que se intitula “*Desenvolvimento e otimização de um novo conceito para uma ortótese para membros inferiores*”.

Para a realização do projeto foi feita uma breve explicação da anatomia do membro inferior, os principais conhecimentos necessários à marcha humana normal, tal como a referência a algumas das patologias associadas à incapacidade de extensão muscular do membro inferior. Recorreu-se a um estudo do estado da arte e do mercado atual, a fim de se entender a dimensão deste tipo de projeto, como as suas vantagens e limitações. Assim sendo, foi feita uma abordagem pertinente aos reais objetivos do projeto, no que consistem, a sua finalidade, recorrendo-se à respetiva formulação das funções que devem ser prestadas pelo mesmo. E após a arquitetura das funções, estabeleceram-se as especificações de desempenho do dispositivo.

Deslindados todos os objetivos e estabelecidos os requisitos fundamentais, analisaram-se as várias soluções, concluindo que o mecanismo de bloqueio por êmbolo de encravamento, seria a solução mais indicada. Este equipamento médico, ainda em desenvolvimento, pretende ultrapassar os equipamentos atualmente utilizados, e ser de tal forma inovador, que permita o bloqueio do membro inferior em vários ângulos, através da conjugação de um processo óleo-hidráulico com um sistema de encravamento.

Para o dimensionamento do dispositivo foi essencial uma resolução teórica de todo o processo envolvente, como a determinação das perdas de carga e o conhecimento dos materiais utilizados.

Após a fase teórica, sucedeu-se à montagem do dispositivo e à realização dos testes práticos necessários para o seu funcionamento. Desta resolução prática resultaram as fotografias e as filmagens dos passos efetuados pela utilizadora com e sem a ortótese, chegando-se à conclusão que a ortótese bloqueia e desbloqueia como o pretendido.



## **Abstract**

After concluding the Integrated Master in Biomedical Engineering, studying Biomaterials, Rehabilitation and Biomechanics, it is presented here the final project, named “Development and optimization of a new orthosis concept for the lower limbs”.

In the development of this project, a brief explanation of the anatomy of the lower limb was made, as well as key knowledge of the human walking process, and the reference of some pathologies associated to the inability of the lower limb muscular extension. It was made a study of the state of the art and the actual market, in order to understand the extent of this type of project, as their advantages and limitations. Thus, it was made a pertinent approach to the real goals of the project, it's purpose, it's finality, resorting to the formulation of the respective functions to be provided. And after the architecture of the functions, it was set up the performance specifications of the device.

After outlined all the objectives and established the basic requirements, the several solutions were analysed, concluding that the mechanical interlocking devices, would be the most fitting. This medical equipment, still in development, intends to overcome the equipment currently used, being an innovation, that enables the lock of the lower limb, in various angles, through the combination of at the hydraulic mechanics with the locking system.

For the design of the device was essentially a theoretical resolution of all involved process, as the determination of pressure losses and knowledge of the materials used.

After the theoretical stage, it was succeeded the assembly of the device and the realization of practical tests required for its operation. From this, resulted photographs and footage of the steps performed by the user with and without the orthosis, coming to the conclusion that the orthosis locks and unlocks as intended.



# Índice

	<b>PÁGINAS</b>
<b>AGRADECIMENTOS</b> .....	<b>II</b>
<b>PALAVRAS-CHAVE</b> .....	<b>IV</b>
<b>RESUMO</b> .....	<b>V</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>VI</b>
<b>ÍNDICE</b> .....	<b>VII</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	<b>X</b>
<b>ÍNDICE DE TABELAS</b> .....	<b>XIII</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS</b> .....	<b>XIV</b>
<b>NOMENCLATURA</b> .....	<b>XV</b>
<b>NOMENCLATURA – CONTINUAÇÃO</b> .....	<b>XVI</b>
<b>NOMENCLATURA – CONTINUAÇÃO</b> .....	<b>XVII</b>
<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
<b>MEMBRO INFERIOR</b> .....	<b>3</b>
<b>CAPÍTULO 1</b> .....	<b>3</b>
1.1 ANATOMIA DO MEMBRO INFERIOR .....	3
1.1.1 OSSOS DO MEMBRO INFERIOR.....	4
1.1.1.1 ANCA.....	4
1.1.1.2 COXA.....	5
1.1.1.3 JOELHO.....	6
1.1.1.4 PERNA .....	7
1.1.1.5 PÉ .....	8
1.1.2 ORGANIZAÇÃO MUSCULAR NOS MEMBROS INFERIORES .....	9
1.1.3 ARTICULAÇÃO DO JOELHO.....	11
1.2 MARCHA HUMANA .....	12
1.2.1 CONCEITO E FASES DO CICLO DA MARCHA .....	14

1.2.2 ASPETOS BIOMECÂNICOS DA MARCHA.....	16
1.3 PATOLOGIAS ASSOCIADAS .....	25
<b>ESTUDO DO PROJETO .....</b>	<b>27</b>
<b>CAPÍTULO 2.....</b>	<b>27</b>
2.1 ESTADO DA ARTE.....	28
2.2 ORTÓTESE PARA MEMBROS INFERIORES .....	28
2.3 MATERIAIS UTILIZADOS.....	33
2.4 ANÁLISE DE MERCADO.....	34
2.5 LEGISLAÇÃO REGULADORA DE DISPOSITIVOS MÉDICOS ORTOPÉDICOS .....	35
2.6 GRAUS DE LIBERDADE .....	40
2.7 POPULAÇÃO ALVO DO DISPOSITIVO.....	41
2.8 QUESTÕES ANTROPOMÉTRICAS DO MEMBRO INFERIOR.....	43
<b>METODOLOGIA DO PROJETO.....</b>	<b>45</b>
<b>CAPÍTULO 3.....</b>	<b>45</b>
3.1 ESTABELECIMENTO DE OBJETIVOS .....	45
3.2 ESTABELECIMENTO DE FUNÇÕES.....	48
3.3 REQUISITOS DO PROJETO.....	51
3.4 DESCRIÇÃO E ANÁLISE DAS SOLUÇÕES.....	58
3.4.1 SOLUÇÃO 1 – SISTEMA DE BLOQUEIO EM VÁRIOS ÂNGULOS POR TRAVÃO DE DISCO .....	58
3.4.2 SOLUÇÃO 2 – SISTEMA DE BLOQUEIO EM VÁRIOS ÂNGULOS COM ENGRENAGENS .....	59
3.4.3 SOLUÇÃO 3 – SISTEMA DE BLOQUEIO EM VÁRIOS ÂNGULOS POR ÊMBOLO DE ENCRAVAMENTO .....	60
3.4.4 SOLUÇÃO 4 - SISTEMA DE BLOQUEIO EM VÁRIOS ÂNGULOS POR LINGUETE.....	61
3.5 ANÁLISE DAS SOLUÇÕES.....	62
3.5.1 ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE AS TRÊS SOLUÇÕES.....	62
3.5.2 COMPARAÇÃO DA MELHOR SOLUÇÃO COM UMA SOLUÇÃO EXISTENTE .....	63
3.6 SISTEMA DE BLOQUEIO POR ÊMBOLO DE ENCRAVAMENTO E SISTEMA DE ATUAÇÃO .....	65
3.6.1 PRINCÍPIO GERAL DE FUNCIONAMENTO .....	65
3.6.2 PROCEDIMENTO DE ENSAIO .....	66
3.6.3 CONSTITUIÇÃO DO SISTEMA DE BLOQUEIO .....	67
3.6.3.1 FUNCIONAMENTO DO SISTEMA DE BLOQUEIO.....	71
3.6.4 CONSTITUIÇÃO DO SISTEMA DE ATUAÇÃO .....	72

3.6.4.1 FUNCIONAMENTO DO SISTEMA DE ATUAÇÃO .....	72
<b>ANÁLISE TEÓRICA.....</b>	<b>74</b>
<b>CAPÍTULO 4.....</b>	<b>74</b>
4.1 CÁLCULO DE PERDAS DE CARGA NO CIRCUITO.....	74
4.1.1 CÁLCULO DE PERDAS DE CARGA DISTRIBUÍDAS AO LONGO DO TUBO .....	76
4.1.2 CÁLCULO DE PERDAS DE CARGA DISTRIBUÍDAS EM TUBAGENS CURVAS .....	77
4.2 CARACTERIZAÇÃO DOS COMPONENTES CONSTITUINTES.....	80
4.2.1 LISTAGEM DAS PEÇAS .....	80
4.2.2 ESTUDO DO ÓLEO SAE 30 .....	83
4.3 CÁLCULO “REAL” DE PERDAS DE CARGA EM CADA CIRCUITO .....	85
4.3.1 SUBIDA DO FLUIDO – BLOQUEIO DA ORTÓTESE.....	86
4.3.2 DESCIDA DO FLUIDO – DESBLOQUEIO DA ORTÓTESE .....	90
OBSERVAÇÕES <sup>(1)</sup> .....	93
<b>CONCEÇÃO E PROJETO .....</b>	<b>94</b>
<b>CAPÍTULO 5.....</b>	<b>94</b>
5.1 CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO .....	94
5.2 PREPARAÇÃO DA ORTÓTESE PARA OS TESTES PRÁTICOS .....	99
5.3 RESULTADOS OBTIDOS .....	100
5.3.1 LIMITAÇÕES DURANTE O TESTE .....	101
<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>103</b>
SUGESTÃO DE FUTUROS TRABALHOS .....	106
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>108</b>
<b>ANEXO A – FORMULÁRIO .....</b>	<b>113</b>
<b>ANEXO B – DESENHOS TÉCNICOS .....</b>	<b>117</b>
<b>ANEXO C – CÁLCULOS EFETUADOS.....</b>	<b>125</b>
<b>ANEXO D – TABELAS AUXILIARES.....</b>	<b>129</b>
<b>ANEXO E – PROPRIEDADES DOS MATERIAIS.....</b>	<b>132</b>



# Índice de Figuras

	<b>PÁGINAS</b>
Figura 1: Vista lateral da anca.....	5
Figura 2: Fémur. (a) Vista anterior. (b) Vista posterior.....	6
Figura 3: Rótula. (a) Vista anterior. (b) Vista posterior.....	6
Figura 4: Posição anterior da tibia e perônio, e representação da membrana interóssea.....	7
Figura 5: Ossos do pé direito.....	8
Figura 6: Movimentos da articulação do pé.....	8
Figura 7: Ossos e articulações do membro inferior.....	9
Figura 8: Posição do músculo anterior da coxa – quadríceps femoral, e rótula.....	10
Figura 9: Vista dos músculos posteriores da perna.....	11
Figura 10: Dissecção da parte inferior da perna e pé. Indicação do Tendão de Aquiles.....	11
Figura 11: Músculos e ligamentos que circundam o joelho (direito).....	12
Figura 12: Um ciclo de marcha normal ilustrando os eventos da marcha.....	15
Figura 13: Esquema representativo do ciclo de marcha.....	15
Figura 14: Representação da variação do centro de massa, através da linha desenhada no vidro, à medida que o rapaz caminha em frente.....	17
Figura 15: O primeiro determinante da marcha inclui a rotação pélvica. Este modo de caminhar assemelha-se ao observado em marchadores.....	18
Figura 16: Representação da inclinação pélvica, através do eixo horizontal.....	18
Figura 17: Ação dos músculos abdutores da coxa. (a) Peso do corpo está em ambos os pés, e a pélvis está uniformemente suportada; (b) Peso do corpo suportado por um pé, e suporte da pélvis pelos músculos abdutores da coxa; (c) Sinal positivo de <i>Trendelenburg</i> .....	19
Figura 18: Segundo determinante de marcha, com inclinação pélvica.....	19
Figura 19: O terceiro determinante marcha, com a postura da perna durante a flexão do joelho. ..	20
Figura 20: O quarto e quinto determinantes da marcha: mecanismos de joelho e do pé – movimentos de dorsiflexão e plantiflexão.....	21
Figura 21: O sexto determinante da marcha, incluindo também o deslocamento pélvica lateral.....	21
Figura 22: Resumo do efeito dos vários determinantes da marcha em relação à trajetória do centro de massa do corpo.....	22

Figura 23: (a) ângulo do joelho durante o ciclo de marcha normal (b) momento do joelho durante um ciclo de marcha normal. ....	23
Figura 24: a) Ângulo do tornozelo durante um ciclo de marcha (b) momento do tornozelo durante um ciclo de marcha normal. ....	25
Figura 25: Aparelhos ortopédicos KAFO (a) e SCKAFO (b). ....	30
Figura 26: Ângulo do joelho durante a marcha humana sem ortótese, com SCKAFO e com KAFO. ....	31
Figura 27: Exemplos de ortótese KAFO de material: a) Fibras de carbono, aço inoxidável e fecho de velcro; b) Termoplástico e metal; c) Polipropileno, aço/alumínio/fibra de carbono e fecho de velcro. ....	34
Figura 28: Representação esquemática do membro inferior: a) com massa média em kg, centro de gravidade (com pontos), e coordenadas das juntas convencionais; b) vista frontal com os movimentos do membro; c) vista lateral, com os respetivos movimentos de flexão e extensão. ....	41
Figura 29: Planos anatómicos figurados num sistema cartesiano. ....	41
Figura 30: População residente em Portugal, com deficiência segundo os Censos: valor total e por tipo de deficiência (2001). ....	43
Figura 31: Representação esquemática da árvore dos objetivos, sub-objetivos e as suas relações. ....	46
Figura 32: Estrutura de Funções. ....	50
Figura 33: Constituição do mecanismo de bloqueio por travão de disco. ....	58
Figura 34: Constituição do mecanismo de bloqueio por engrenagens. ....	59
Figura 35: Vista explodida do sistema de bloqueio, por êmbolo de encravamento. ....	60
Figura 36: Constituição do mecanismo de bloqueio por linguete. ....	61
Figura 37: Esquema representativo da perspetiva explodida do sistema por êmbolo de encravamento. ....	68
Figura 38: Representação esquemática da posição da mola de compressão, no momento do êmbolo recuado (falta a representação do componente 6 na imagem). ....	68
Figura 39: Representação da fase de apoio, com a articulação do joelho bloqueada. ....	69
Figura 40: Representação da fase de balanço, com movimento livre da articulação do joelho. ....	70
Figura 41: Representação do reservatório (metade 2) com o êmbolo de encravamento, na posição recuada (1.) e avançada (2.). ....	70
Figura 42: Representação das partes inferior (vermelho) e superior da ortótese (amarelo), com o batente de segurança e a respetiva posição em que irá atuar. 1 – Extensão máxima; 2 – Flexão máxima. ....	71

Figura 43: Representação dos vários ângulos de bloqueio da ortótese para diferentes posições. (a) bloqueio a 177°; (b) bloqueio a 147°; (c) bloqueio a 117°; (d) bloqueio a 87°; (e) bloqueio a 57°. 71	
Figura 44: Conceção do sistema de atuação, com a respetiva posição ocupada pelo tubo de ligação e a bolsa hidráulica. ....	72
Figura 45: Classes de viscosidade.....	84
Figura 46: Viscosidade vs Temperatura.....	85
Figura 47: Gráfico relativo às perdas de carga na tubagem.....	88
Figura 48: Resultados dos ensaios de compressão para a determinação da força de atrito. O traço contínuo, nos 15N, representa uma aproximação do valor médio de força de atrito. ....	93
Figura 49: Ortótese com: a) apoios metálicos e b) apoios de couro.....	95
Figura 50: a) Parte superior de fixação da ortótese; b) Vista lateral da ortótese com articulação livre do joelho, e sistema de bloqueio do lado interior da ortótese. ....	95
Figura 51: Ortótese AFO aplicada numa ortótese KAFO. A) Vista de frente; B) Vista lateral, a seta de baixo indica a posição da articulação do tornozelo, e a seta de cima a almofada na fita de velcro..	96
Figura 52: Posição de plantiflexão.....	96
Figura 53: Primeiro protótipo do sistema de atuação.....	97
Figura 54: Adaptação de um sapato à ortótese: a) Posição da bolsa dentro do sapato; b) Vista lateral do sapato, com o joelho a 90°; c) Colocação de uma palminha por cima da bolsa; d) Montagem exterior do sapato com o joelho a 90° e tubo linear, e braçadeira entre o joelho a 90° e a bolsa. ...	97
Figura 55: Ortótese com e sem sapato: a) Vista de frente da ortótese, incluída no sapato; b) Vista lateral, do lado do êmbolo de encravamento, com sapato; c) Vista lateral, do lado da articulação livre do joelho, sem sapato.....	98
Figura 56: Experimentação da ortótese: a) Posição vertical; b) Posição de dorsiflexão; c) Posição de plantiflexão.....	98
Figura 57: Inserção do óleo no sistema, com uma seringa calibrada. ....	99
Figura 58: Colocação da ortótese: a) Ajuste do fecho de couro; b) Ajuste do fecho de velcro. ....	100
Figura 59: Visualização da ortótese na utilizadora. a) Vista anterior. b) Vista posterior. c) Vista lateral-posterior.....	100
Figura 60: Ciclo da marcha com a ortótese. a) Posição parada. b) – h) Ciclo da marcha. d) - f) Ortótese bloqueada. b) - c) e g) - h) Ortótese desbloqueada. ....	100



# Índice de Tabelas

## PÁGINAS

Tabela 1: Classificação da força muscular.....	26
Tabela 2: Desempenho e amplitude de movimento de um ser humano com marcha normal.....	44
Tabela 3: Lista de Especificações (“D” – <i>Demands</i> - exigidos; “W” – <i>Wishes</i> – desejados).....	52
Tabela 3: Lista de Especificações (“D” – <i>Demands</i> - exigidos; “W” – <i>Wishes</i> – desejados) – continuação.....	53
Tabela 3: Lista de Especificações (“D” – <i>Demands</i> - exigidos; “W” – <i>Wishes</i> – desejados) – continuação.....	54
Tabela 3: Lista de Especificações (“D” – <i>Demands</i> – exigidos; “W” – <i>Wishes</i> – desejados) – continuação.....	55
Tabela 4: Comparação entre as quatro soluções apresentadas.....	62
Tabela 4: Comparação entre as quatro soluções apresentadas – continuação.....	62
Tabela 5: Análise comparativa entre a solução 3 e os equipamentos atualmente utilizados.....	63
Tabela 5: Análise comparativa entre a solução 3 e os equipamentos atualmente utilizados – continuação.....	63
Tabela 6: Tabela de velocidades admissíveis em condutas de retorno (óleo desce) e condutas de pressão (óleo sobe) para pressões inferiores a 50 bar.....	76
Tabela 7: Cálculos referentes ao estudo acadêmico realizado anteriormente.....	78
Tabela 7: Cálculos referentes ao estudo acadêmico realizado anteriormente – continuação.....	79
Tabela 8: Lista de peças (dados obtidos no <i>software Inventor</i> ).....	80
Tabela 8: Lista de peças (dados obtidos no <i>software Inventor</i> ) – continuação.....	80
Tabela 9: Propriedades mecânicas da liga de alumínio 7075.....	81
Tabela 10: Prppriedades físicas, térmicas, elétricas e mecânicas do Polietileno de alta densidade (HDPE ou PEAD).....	82
Tabela 11: Propriedades do PTFE.....	82
Tabela 11: Propriedades do PTFE.....	82
Tabela 12: Resultados da análise de comparação das características dos óleos minerais, super- refinados, com outros lubrificantes sintéticos .....	83
Tabela 13: Propriedades mecânicas do óleo de motor Husqvarna SAE 30.....	84

Tabela 14: Valores médios da força de reação do solo, para várias percentagens da duração marcha, para indivíduos com marcha e ritmo normal. ....	130
Tabela 15: Valores médios das forças que atuam no joelho anatómico ao longo da marcha para um indivíduo de 56,7 Kg com marcha e ritmo normal. ....	131
Tabela 16: Propriedades Físico-Químicas do óleo de motor Husqvarna SAE 30. ....	133
Tabela 17: Propriedades do óleo de motor ChevronTexaco Delo 100, óleo SAE 30. ....	133

## **Lista de Abreviaturas**

I.P. – *Infarmed*

KAFO - *Knee-Ankle-Foot-Orthosis*

SCKAFO – *Stance Control Knee-Ankle-Foot-Orthosis*

DOF – *Degrees Of Freedom*

SAE – *Society of Automotive Engineers*

I.V. – Índice de Viscosidade

## Nomenclatura

Símbolo	Designação	Unidade – S.I.
$p_T$	Pressão total	Pa
$K_e$	Coeficiente do tipo de escoamento; $K_e = 2$ – regime laminar $K_e = 1$ – regime turbulento	—
$\rho$	Massa específica do óleo SAE30 (a Temperatura ambiente. = 15°C)	kg/m <sup>3</sup>
$V$	Velocidade média do óleo no ponto considerado	m/s
$P$	Pressão hidrostática	Pa
$G$	Aceleração da gravidade ( $g \approx 9,8 \text{ m/s}^2$ )	m/s <sup>2</sup>
$H$	Diferença de nível entre o ponto considerado e o ponto mais baixo do circuito	m
$\Delta p$	Perda de carga na conduta	bar
$\ell$	Comprimento do tubo	m
$D$	Diâmetro interno do tubo	m
$\lambda$	Coeficiente de perda de carga, que depende do tipo de escoamento do óleo, se é laminar ou turbulento	—
$Re$	Número de Reynolds	—
$\mu$	Viscosidade dinâmica	Pa.s

## Nomenclatura – continuação

$\vartheta$	Viscosidade cinemática	$m^2/s$
<b>K</b>	Coefficiente de perda de carga (função entre o raio de curvatura e o diâmetro interior do tubo)	—
<b>F</b>	Força	N
<b>M</b>	Momento	N.m
<b>R</b>	Raio	m
<b>A</b>	Área	$m^2$
<b>V</b>	Volume	$m^3$
<b>Sg</b>	Coefficiente de segurança	—
<b><math>\sigma_e</math></b>	Tensão de cedência ao esmagamento do material	Pa
<b><math>\sigma</math> (adm.)</b>	Tensão de esmagamento calculada para cada componente	Pa
<b><math>\tau_e</math></b>	Tensão de cedência ao corte do material	Pa
<b><math>\tau</math> (adm.)</b>	Tensão de corte calculada para cada componente	Pa
<b><math>\tau</math> (máx.)</b>	Binário máximo admissível no mecanismo	N.m
<b><math>F_{Mola 1}</math></b>	Força da mola em pré-tensão	N
<b><math>F_{Mola 2}</math></b>	Força da mola em total compressão	N
<b><math>\gamma</math></b>	Deslocamento da mola $y = 31 \text{ mm}$ – mola em pré-tensão $y = 35 \text{ mm}$ – mola em total compressão	m

## Nomenclatura – continuação

<b>K</b>	<b>Constante de rigidez/elástica da mola</b>	<b>N/m</b>
<b>M</b>	Massa do paciente	kg
<b>T</b>	Temperatura	K



## Introdução

A realização deste trabalho de dissertação tem como principal objetivo idealizar e conceber um conceito próspero e inovador, para as ortóteses dos membros inferiores.

Na busca de uma assistência eficaz e edificante para um paciente com patologia associada à marcha, tem-se como um pré-requisito o estudo da locomoção normal, sendo um meio caminho para uma melhor interpretação da função patológica em causa na marcha [1]. O estudo pormenorizado sobre o membro inferior, a familiaridade com os seus movimentos, articulações, atividade muscular, e as forças que reagem, é como um alicerce de apoio ao conhecimento científico, e que permite encontrar a solução que melhor se adequa aos problemas dos pacientes [1].

As ortóteses são equipamentos médicos dimensionadas à medida do próprio usufruidor. Contudo, a salvaguarda de cada caso será sempre uma mais-valia para estudos comportamentais futuros, entre padrões de marcha e a comparação com as mais diversas patologias que comprometam o sistema locomotor [1]. Após uma breve pesquisa sobre o caso, foi possível observar a existência de um certo índice de rejeição do uso das ortóteses por parte do paciente, derivado de vários fatores, entre os quais dificuldades financeiras, a falta de estética da marcha, questões ergonómicas, o peso, e as características de *design* e de material [1,2]. A própria prescrição do médico influencia a aquisição do equipamento por parte do paciente, que muitas das vezes atendendo a certas limitações do paciente, remedeia com outros equipamentos e métodos.

De acordo com a literatura consegue-se facilmente identificar os diferentes tipos de ortóteses existentes, atualmente, no mercado. Porém, este trabalho recai em ortóteses do tipo *Knee-Ankle-Foot-Orthosis* (KAFO), usadas desde há muitos anos, mas que apresentam algumas das limitações supramencionadas, que podem ser refutadas e melhoradas, como o caso do peso da ortótese, a sua ergonomia e funcionalidade, em que neste tipo de ortótese não ocorre flexão do joelho na fase de apoio. Isto leva a movimentos compensatórios por parte do paciente, a fim de superar o fraco controlo muscular, o que requer um esforço excessivo, resultando numa falta de estética da marcha [2,3]. O importante será projetar algo inovador e que implemente no sistema algo que falha nos outros tipos de ortóteses, inclusive nas KAFO.

Um conceito recente que permite a flexão do joelho durante a fase de balanço, e proporciona um bloqueio controlado na flexão do joelho na fase de apoio, é o caso da ortótese *Stance Control Knee-Ankle-Foot-Orthosis* (SCKAFO) [3]. As ortóteses SCKAFO apoiam os doentes com distúrbios da marcha, isto é, são um ótimo auxílio para pacientes que apresentam fraqueza e distrofia muscular a nível do quadrípice femoral. Atualmente, aos pacientes que sofrem de falência muscular no quadrípice femoral é-lhes prescrito a ortótese KAFO. Mas como já referido, este aparelho ortopédico trava o joelho em extensão completa, durante a fase de apoio, e permanece bloqueada durante a fase de balanço. E devido à ausência de flexão do joelho, os usuários KAFO adotam padrões de marcha anormais [3].

A utilização das ortóteses SCKAFO vêm, assim, eliminar várias anomalias na locomoção, em comparação com outras ortóteses, promovendo aos seus utilizadores um aumento da mobilidade, um caminhar mais natural, a redução dos movimentos compensatórios, um menor desgaste físico e uma maior simetria aquando da locomoção. Neste trabalho são apresentados alguns modelos KAFO comerciais e algumas das suas limitações.

A ideia desta dissertação de mestrado surge no sentido de se implementar a este tipo de ortóteses KAFO dinâmicas e unilaterais, um sistema de bloqueio e desbloqueio do joelho totalmente mecânico. Numa análise feita por um aluno de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho, e dando continuidade ao seu trabalho, um bom sistema de bloqueio é efetuado através do uso de um Êmbolo de Encravamento, bloqueando a articulação do joelho em vários ângulos. Durante o trabalho são apresentadas, numa breve referência, as várias soluções estudadas, tais como as suas vantagens e reais limitações [4]. Para este estudo, foram debatidos os requisitos que podem ser estabelecidos para se obter a função pretendida nas articulações do joelho, a fim de se aproximar de uma marcha normal.

A nova ortótese KAFO dinâmica (espécie de SCKAFO), proposta neste trabalho, deve ter um desempenho superior quando comparada com as ortóteses disponíveis atualmente no mercado. Aspectos como o peso, custo, tipo de atuação e custo metabólico, irão desempenhar um papel crucial no estudo. O novo aparelho ortopédico deverá permitir um padrão de marcha o mais natural possível, e uma associação de custo reduzido. Também se pretende que, com o esforço incumbido nesta publicação, haja uma redução significativa na elevada taxa de rejeição, por parte dos utilizadores destes aparelhos ortopédicos.

O principal objetivo é o desenvolvimento de um modelo de marcha humana para tarefas de reabilitação e ajuda técnica às pessoas com deficiência motora.

---

# Membro Inferior

---

## CAPÍTULO 1

Para se construir um equipamento médico destas dimensões, e qualquer outro produto, é sempre necessário entender em que condições é possível atuar.

Neste capítulo será retratado, fundamentalmente, a anatomia do membro inferior, a sua constituição, os principais ossos constituintes, músculos e estabilizadores, bem como a sua organização no corpo humano e as principais funções que exercem no mesmo. Também será descrita a biomecânica da marcha humana, especificando os pontos essenciais para um equilíbrio do corpo humano e as características fulcrais dos diferentes movimentos realizados pelos membros inferiores.

### 1.1 Anatomia do Membro Inferior

O membro ou extremidade inferior é responsável pelo sustento do peso do corpo e pela sua locomoção, permitindo um balanço uniforme (movimentar-se para qualquer lado) e equilibrado do corpo. O membro inferior conecta-se com o tronco através da cintura pélvica, que é formada articulação da anca, posicionado em cada lado da cintura pélvica. A anca articula-se

com o sacro, formando o esqueleto pélvico e circunda a parte mais abaixo da cavidade abdominal. O sacro é uma vértebra atípica ou soldada da coluna vertebral, constituída por 5 vértebras unificadas ao longo do seu desenvolvimento [5-9].

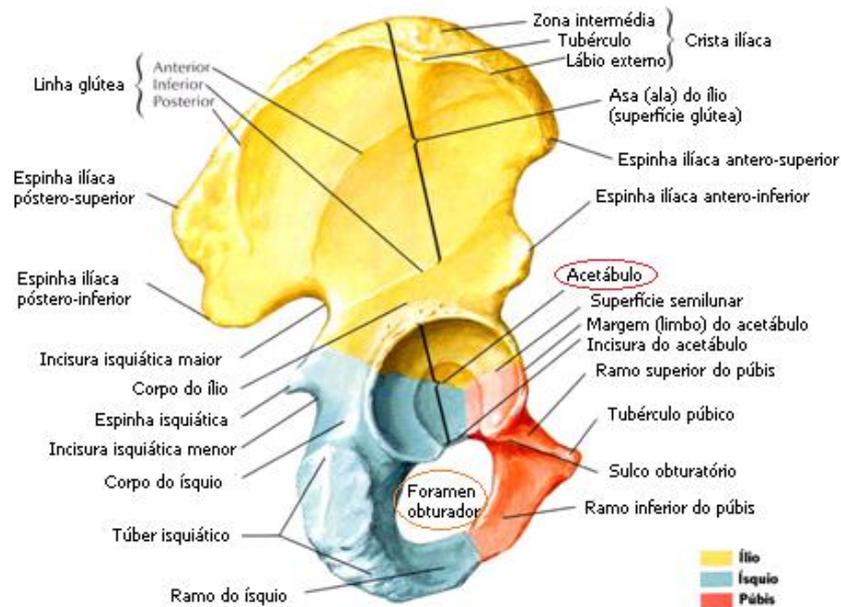
O membro inferior é subdividido em quatro partes essenciais à sua caracterização, sendo elas a anca, a coxa, a perna e o pé. A **anca** é a proeminência lateral da pelve, e representa a parte desde a crista ilíaca até ao 1/3 superior da coxa, que conecta o esqueleto do membro inferior à coluna vertebral. A **coxa**, refere-se à porção entre a anca e o joelho, e é constituída pelo fémur (osso). A **perna**, trata-se da parte entre o joelho e o tornozelo, e é constituída por dois ossos, a tibia e o perónio permitindo a ligação entre o joelho e o tornozelo. O **pé**, é a parte distal do membro, e contém os ossos do tarso, metatarso e as falanges, responsáveis pela conexão do tornozelo e do pé [5].

### **1.1.1 Ossos do Membro Inferior**

#### **1.1.1.1 Anca**

Os membros inferiores ligam-se com o tronco através das articulações da anca, unidas na sínfise púbica, e pelo osso sacro, formando, assim, a base do esqueleto do membro inferior. As duas articulações da anca e o sacro, juntos, formam a pelve óssea (bacia) [5, 9].

A articulação da anca é formada através da fusão, no final da adolescência, de três ossos principais, ílio; ísquio e púbis. A anca é, também, composta pelo foramen (buraco) obturador e pelo acetábulo, entre outros ossos. O ílio é a ampla porção do osso da anca, com formato sinuoso, e junta-se aos ossos ísquio e púbis no acetábulo. Este último é uma cavidade em forma de “cálice” situado na face lateral do osso da anca, e articula-se com a cabeça do fémur, formando a articulação da anca. O ílio situa-se na parte superior do osso da anca, e é perpendicularmente aos outros dois ossos. O ísquio compõe a parte póstero-inferior do osso da anca, mais concretamente, forma a fase póstero-inferior do acetábulo, e dos três ossos principais é o mais pesado. Quando na posição de sentado, possibilita o repouso do corpo. O púbis compõe a parte antero-medial, é o componente mais leve e apresenta uma parte anterior achatada. A fusão do ísquio e a púbis cerca o buraco obturador [5,9]. Na Figura 1 observa-se a anca numa perspetiva lateral.

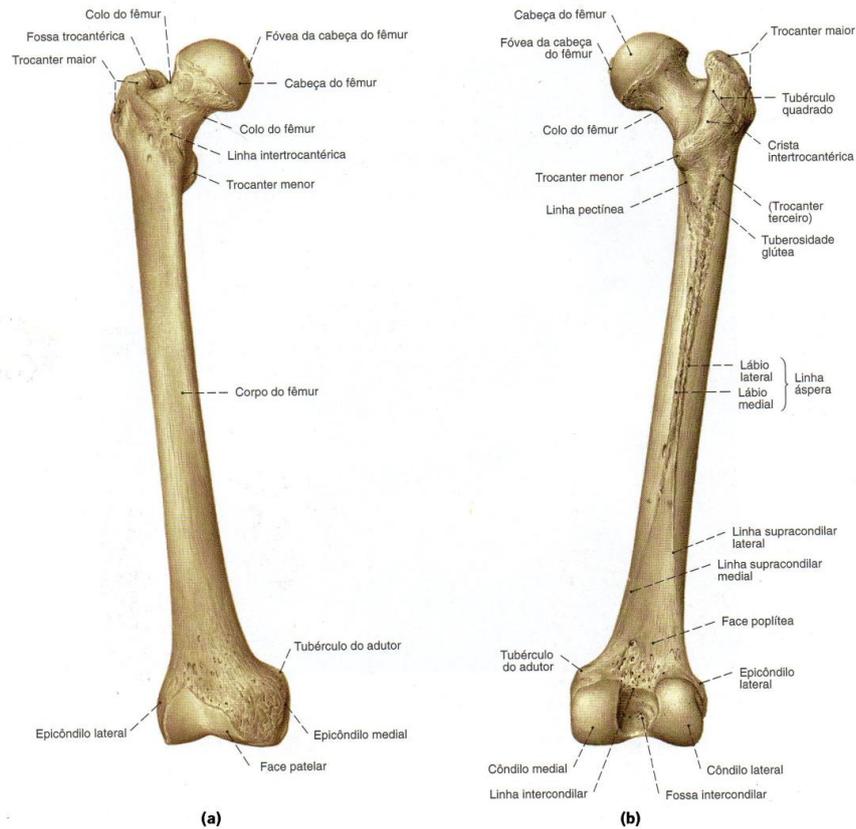


**Figura 1: Vista lateral da anca [adaptado de10].**

### 1.1.1.2 Coxa

O Fémur é o osso mais longo e pesado do corpo humano, sendo forte o suficiente para assumir todo o peso do tronco e muito mais. E permite a transmissão do peso do tronco do osso da anca para a tíbia, quando uma pessoa está de pé. O seu longo comprimento é importante pois está associado às longas passadas que podem ser efetuadas pelo ser humano [5,9].

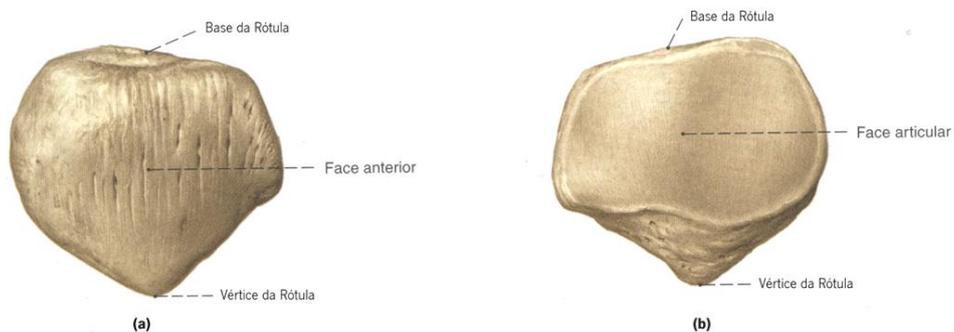
Na Figura 2 pode-se observar a vista anterior e posterior do fémur, que é constituído essencialmente pela cabeça redonda, que se articula no acetábulo, um colo curto, e o grande e pequeno trocanteres. O colo está separado do corpo do fémur pela linha intertrocanterica, e a extremidade distal do fémur é maciça com condilos lateral e medial. No terço médio da vista posterior observa-se a margem proeminente – linha áspera – que tem lábios lateral e medial. Também, se verifica, a existência do buraco nutrício que entra no corpo femoral, perto da linha áspera. A cabeça do fémur articula-se com o acetábulo, na pelvis, e os condilos do fémur articulam-se com os condilos da tíbia, para formar a articulação do joelho [5,9].



**Figura 2: Fémur. (a) Vista anterior. (b) Vista posterior [adaptado de 11].**

### 1.1.1.3 Joelho

O joelho compreende a parte distal do fémur, a parte proximal da tíbia e a rótula. A rótula é o “capuz” do joelho que lhe cobre a face anterior, e tem uns 5 cm de diâmetro. Apresenta duas faces, anterior e posterior, em que a posterior é a maior; um vértice que facilita a inserção ao tendão rotuliano e indica o nível do plano da articulação do joelho quando a perna sofre extensão, e o ligamento rotuliano é esticado; e os bordos e a base onde se inserem os músculos e os tendões [9]. Na Figura 3 observa-se a vista anterior e posterior da rótula.



**Figura 3: Rótula. (a) Vista anterior. (b) Vista posterior [adaptado de 11].**

### 1.1.1.4 Perna

A perna é constituída pela tíbia e o perónio, que são ossos que conectam o joelho e o tornozelo. A tíbia é o osso que sustenta o peso, é o maior e mais forte dos dois ossos, e é o segundo maior osso no corpo que suporta o peso. A tíbia está localizada no lado antero-medial da perna, quase paralela ao perónio (Figura 4). A extremidade proximal da tíbia é grande porque os seus condilos medial e lateral articulam-se com os grandes condilos do fémur, superiormente. A tíbia também se articula com o astrágalo (do lat. tornozelo; osso do tornozelo), inferiormente [5,9]. O Perónio situa-se póstero-lateralmente à tíbia e serve principalmente para fixar os músculos, não possuindo a função de sustentar o peso do corpo. Contudo, fornece estabilidade para a articulação talocrural e permite a fixação de diversos músculos [5,9].

Os corpos da tíbia e perónio são conectados por uma membrana interóssea, composta de fibras oblíquas resistentes (Figura 4). A cabeça do perónio articula-se com a parte póstero-lateral proximal da tíbia, na face inferior do condilo lateral [5,9].

A articulação que se situa entre o perónio, a tíbia e o astrágalo, denomina-se de peróniotornozelo.

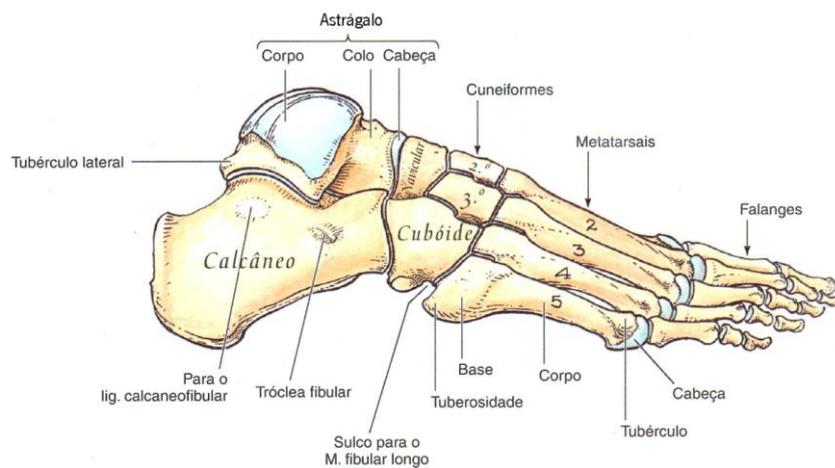


**Figura 4: Posição anterior da tíbia e perónio, e representação da membrana interóssea [adaptado de 10].**

### 1.1.1.5 Pé

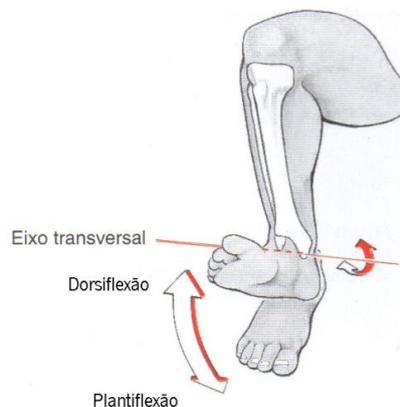
O pé é uma espécie de alavanca que é utilizada para levantar o corpo e transmitir impulso ao andar e correr [9].

Os ossos do pé compreendem sete ossos do tarso, quinze do metatarso e quatorze falanges. Dos ossos do tarso tem-se o osso do calcanhar, de nome calcâneo, e o astrágalo. O calcâneo é o maior e resistente osso no pé, e é ele quem transmite a maior parte do peso do corpo que provém do astrágalo para o solo. O calcâneo articula-se com o astrágalo na parte anterior. Este último possui na sua constituição corpo, colo e cabeça (Figura 5), e é o único osso do tarso que não possui fixação muscular ou de tendões. A face anterior do astrágalo é o que sustenta a peso do corpo que provém da tibia [5,9].



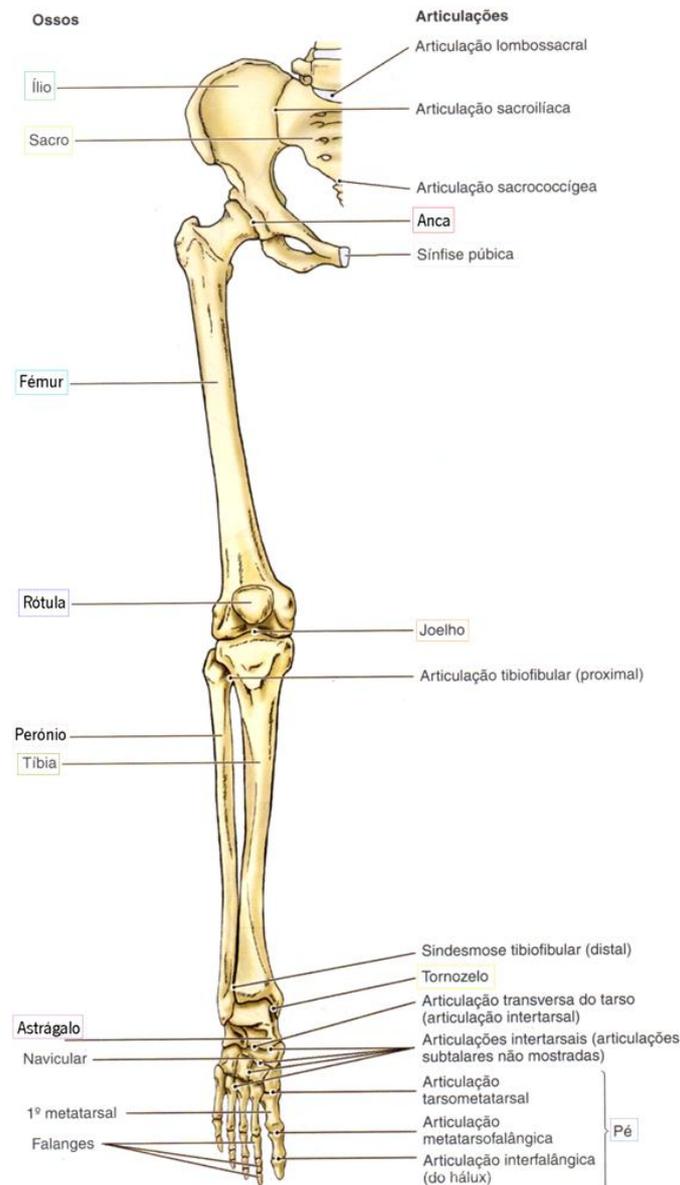
**Figura 5: Ossos do pé direito [adaptado de 5].**

Com a articulação do tornozelo é possível fazer dois movimentos com o pé, importantes para o estudo da marcha, os movimentos de flexão e extensão. A Figura 6 representa os movimentos do tornozelo, conhecidos como dorsiflexão e plantiflexão, respetivamente [5].



**Figura 6: Movimentos da articulação do pé [adaptado de 5].**

De uma forma geral, a Figura 7 exemplifica o posicionamento ósseo do membro inferior do ser humano.

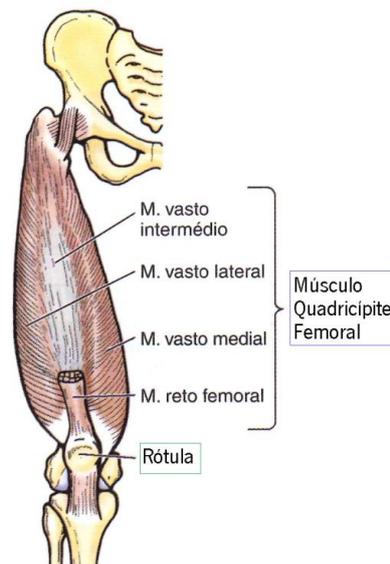


**Figura 7: Ossos e articulações do membro inferior [adaptado de 5].**

### 1.1.2 Organização Muscular nos Membros Inferiores

Os músculos da coxa são organizados em três compartimentos, que com base na localização dos músculos, ações e suprimento nervoso, são referidos como anterior, medial e posterior [5,9]. Dá-se seguimento, apenas, aos músculos anterior e posterior. São vários os músculos anteriores da coxa que apresentam a função de flexão da anca e extensão do joelho, contudo, interessa saber que o principal músculo anterior da coxa é o quadricípite femoral. Este tem como principal função a extensão da perna, pois forma a parte principal dos músculos

anteriores da coxa, e é o maior e um dos mais poderosos músculos do corpo. Na Figura 8 está representado o músculo quadricipite femoral, que consiste em quatro partes (músculo reto femoral, e músculo vasto lateral, intermédio e medial), e por sua vez se combinam para formar um local de fixação de tendões na tibia. Esta união dos quatro componentes resulta na formação de um único tendão do músculo do quadricipite, que se fixa na base da rótula. A rótula tem a capacidade óssea suficiente para resistir à compressão no tendão do músculo do quadricipite que lhe é exercida quando a pessoa se ajoelha, tal como ao atrito gerado durante a extensão e flexão do joelho durante uma corrida [5,9].



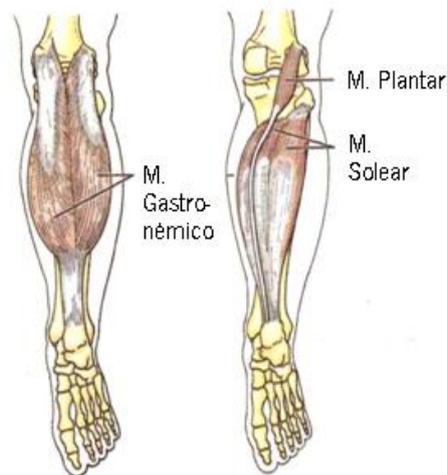
**Figura 8: Posição do músculo anterior da coxa – quadricipite femoral, e rótula [adaptado de 5].**

Quanto aos músculos posteriores, existe o bicípite femoral, que possibilita a flexão da perna e gira-a lateralmente quando o joelho está fletido, e o isquiotibiais, que ajuda na flexão da perna. O músculo isquiotibiais é formado pelos músculos semitendinoso e semimembranoso, juntamente com o músculo gracilis [5,9].

Relativamente aos músculos da perna, estes estendem-se sobre as articulações do joelho e anca, e subdividem-se em anterior, lateral e posterior [5,9]. No que respeita ao músculo anterior, tem-se o tibial anterior, um músculo delgado que se situa na face lateral da tibia. É responsável pela dorsiflexão e inversão do pé [5,9]. Os músculos laterais da perna são, também, os músculos peroneal longo e curto e são responsáveis pela eversão do pé (para fora) e fazem, mesmo que de forma fraca, a flexão plantar do tornozelo (pé). Quando uma pessoa se apoia unicamente sobre um pé, o músculo peroneal longo ajuda a estabilizar a perna sobre o pé [5,9]. Os músculos posteriores da perna são o gastronémico (gêmeos) e o músculo solear (Figura 9). No primeiro ocorre a flexão plantar do pé quando o joelho está estendido, facultando o levantamento

do calcânhar durante o caminhar e flete a perna na articulação do joelho. O músculo solear contribui para a flexão plantar do pé, independentemente da posição do joelho, e fixa a perna sobre o pé [5,9].

Relativamente ao pé, tem-se o tendão de Aquiles (Figura 10) que é a continuação do músculo gastronémico, e insere-se no calcânhar [5,9].



**Figura 9: Vista dos músculos posteriores da perna [adaptado de 5].**



**Figura 10: Dissecção da parte inferior da perna e pé. Indicação do Tendão de Aquiles [adaptado de 5].**

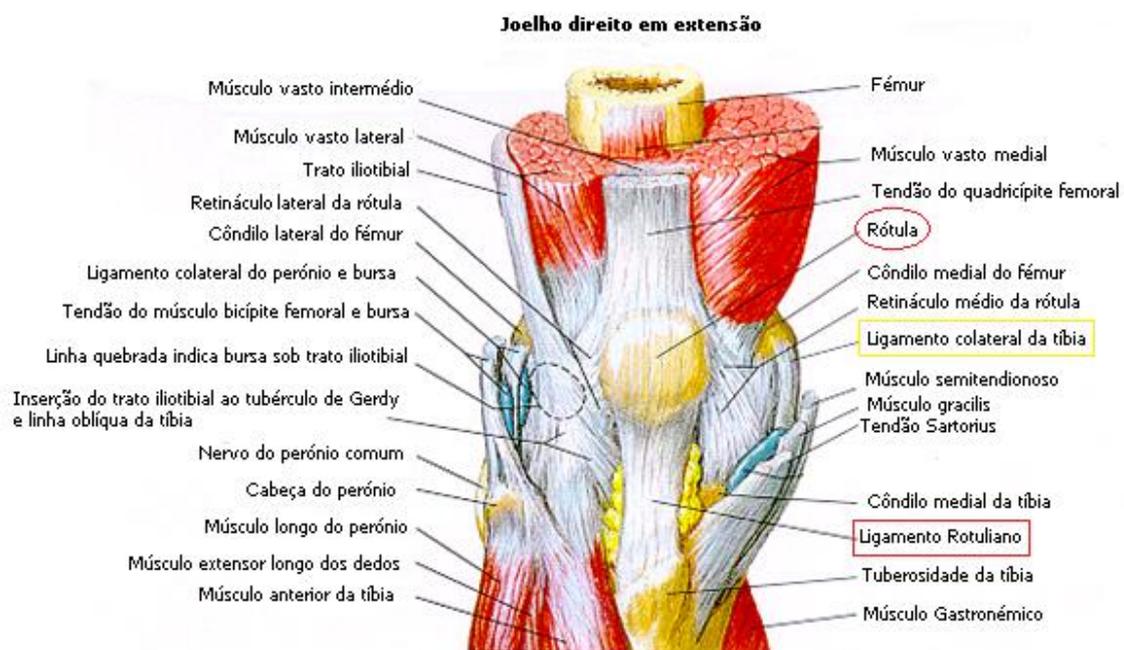
### 1.1.3 Articulação do joelho

O joelho é uma articulação que permite os movimentos de flexão e extensão, e são movimentos que derivam do deslizamento, rolamento e rotação sobre um eixo vertical. Contudo,

mesmo com toda a complexidade da estrutura desta articulação, o joelho vê a sua função ser prejudicada quando é demasiadamente prorrogada [2].

A estabilidade da articulação do joelho depende da força e das ações dos músculos adjacentes, e dos seus tendões e dos ligamentos que conectam com o fémur e a tibia [2]. Os principais estabilizadores do joelho são os ligamentos colateral interno e externo (medial e lateral), os ligamentos cruzados do joelho posterior e anterior e o ligamento rotuliano, que vem do quadrícepíte, envolve-se na rótula e insere-se na tibia [5,9].

A Figura 11 retrata não só os músculos que envolvem a estrutura óssea do joelho mas também os seus estabilizadores.



**Figura 11: Músculos e ligamentos que circundam o joelho (direito) [adaptado de 10].**

## 1.2 Marcha Humana

A marcha/locomoção humana, segundo a literatura, é a forma como o corpo humano se move, na sua totalidade, quer em espaços aéreo, aquático, terrestre ou espacial [12].

O estudo da marcha humana é essencial em áreas de conhecimentos científicos, seja na saúde, no desporto ou até mesmo na indústria (indústria de entretenimento), entre outras áreas. [13-15]. Em certas áreas, como na saúde, o conhecimento biomecânico acaba por ser um meio complementar, bastante potente, de diagnóstico [15]. Graças a uma análise pormenorizada e cuidada da locomoção humana, através do desenvolvimento de ferramentas adequadas e

especializadas para a medição da interação homem-máquina (ergonomia), é possível reter uma visão mais abrangente das características patológicas ou trauma que afetam o sistema locomotor, que não seriam visíveis a olho nu, ou não seriam detetáveis com métodos clínicos [14]. O fenómeno da marcha humana é retratado através do conjunto de três níveis distintos de variáveis físicas: dados cinemáticos, que descrevem a geometria do movimento; dados cinéticos, que constituem as forças e os momentos exercidos quando o corpo interage; e alterações bioelétricas, devido à atividade do sistema neuro-músculo-esquelético, designados como sinais eletromiográficos (EMG) [12,14].

Através do estudo da biónica é possível representar um modelo de conceção da marcha automática e de *robots*, do qual se retira informação importante do movimento humano. Esta tarefa engloba disciplinas das variadas áreas como biologia, a engenharia, a fisiologia, robótica, inteligência artificial, entre outras, que se fundem no sentido de se obter dados que correspondam à realidade, colmatando falhas ao nível de *design* artificial do sistema neuro-músculo-esquelético, construção de próteses inteligentes, ortóteses mais adaptáveis, construção de robots, entre muitos outros. Estas são questões extremamente relevantes para áreas como biomecânica, a área militar e indústrias de consumo [12,14].

O movimento é assegurado em grande parte pela manutenção de uma postura corporal estável. Uma das características que definem o ser humano é o seu movimento bípede, que lhe permite manter o corpo direito. Este facto torna-se desafiante para o ser humano, pois aproximadamente 2/3 da massa corporal deve ser equilibrado sobre os membros inferiores, a uma distância do solo de cerca 2/3 da altura do corpo, o que fomenta uma base de suporte estreita [14,16]. Contudo, o corpo humano tem o equilíbrio suficiente para gerir a maior parte dos movimentos efetuados. Todavia com o aumento da idade (idosos) o controlo postural torna-se mais difícil de se manter, e o equilíbrio humano passa a ser naturalmente mais instável, o que provoca quedas em idosos, identificadas como uma grave problema de saúde pública [14].

A análise da locomoção humana é alcançada através de movimentos coordenados dos segmentos do corpo, que aproveitam a interação de forças internas e externas, e a ação do sistema neuro-músculo-esquelético [12].

### 1.2.1 Conceito e fases do ciclo da marcha

A marcha normal em humanos pode ser definida como um método de locomoção que envolve a utilização de duas pernas, alternadamente, para proporcionar tanto o apoio como o impulso (propulsão). O ato de caminhar é um processo periódico e a marcha de cada pessoa descreve a maneira ou o estilo de andar [3].

O ciclo da marcha está dividido em dois períodos para cada pé, a **fase de apoio** ou fase postural, e a **fase de balanço**. As fases do ciclo de marcha correspondem ao período entre os dois eventos idênticos no ciclo do caminhar, isto é, desde o ponto de contato inicial de uma extremidade e o ponto em que a mesma extremidade contacta o solo novamente [3,14]. A fase de apoio refere-se ao intervalo de tempo em que o pé está no chão, iniciando no instante em que uma extremidade contacta com o mesmo (*heel contact*). Esta fase constitui cerca de 58 a 61% do ciclo de marcha. A fase de balanço corresponde ao tempo em que o pé está no ar, iniciando quando o membro inferior descola do solo e termina antes do seu ataque ao solo, e constitui os restantes 39 a 42% do tempo de ciclo de marcha. O duplo apoio é o período de tempo em que ambos os pés estão em contacto com o solo. Os dois períodos de apoio duplo do membro (que ocorrem no início e no final da fase de apoio) representam cerca de 16 a 22% do ciclo de marcha [3,14]. Os dados relatados podem ser observados no esquema da Figura 12. A transição entre as fases de apoio e balanço é desencadeada por sinais aferentes (conduzem um impulso a um centro nervoso) provenientes da região da anca, quando esta faz a extensão, próxima do final da fase de apoio [14].

O ciclo da marcha pode ser descrito em termos de diversas fases, como o contato inicial, a resposta à carga, o apoio médio, o apoio terminal, pré-balanço, balanço inicial, balanço médio e balanço terminal [3,4,14]. A fase de apoio é o período que consiste nas primeiras cinco fases, e as restantes três posições correspondem ao período de balanço, como é ilustrado nas Figuras 12 e 13.

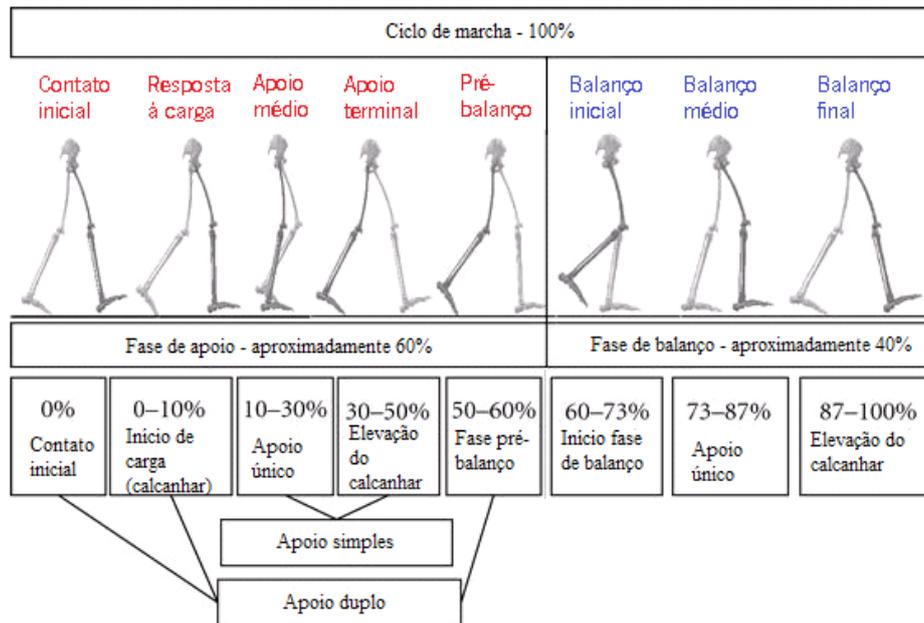


Figura 12: Um ciclo de marcha normal ilustrando os eventos da marcha [adaptado de 4].

No esquema seguinte (Figura 13) é possível observar, numa estrutura diferente, as percentagens absolutas correspondentes às duas fases do ciclo de marcha, e também a descrição de cada passo.

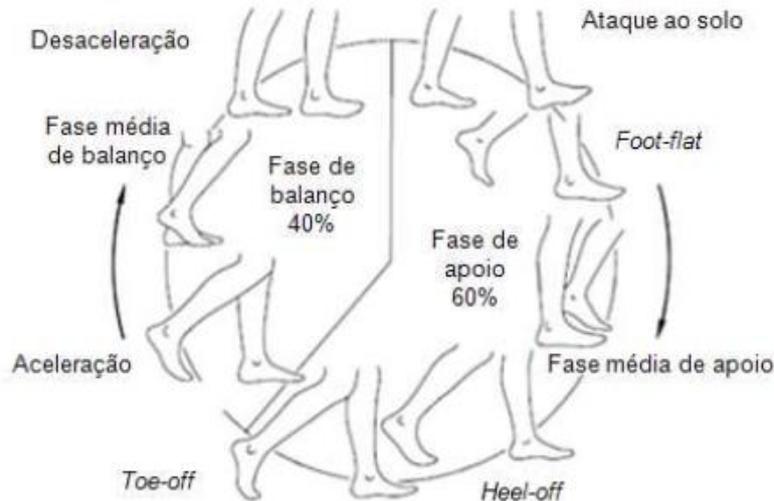


Figura 13: Esquema representativo do ciclo de marcha [adaptado 14].

Segue-se uma pequena descrição dos acontecimentos da **fase apoio**, que por sua vez se subdivide em cinco fases [3,14]:

- **Contacto inicial (*heel contact*):** Momento inicial do ciclo da marcha, e retrata o instante em que uma extremidade do pé contacta com o solo (calcanhar).

- **Resposta à carga (*foot-flat*):** Fase em que a planta do pé toca no chão, e ocorre apoio duplo, por breves momentos.
- **Apoio médio (*midstance*):** O peso corporal está diretamente sobre o membro apoiado no solo. Esta fase ocorre quando o membro lateral passa pelo membro em apoio, que por sua vez se encontra em balanço médio.
- **Apoio Terminal (*heel-off*):** O calcanhar do pé em apoio começa a elevar-se, perdendo o contacto total com o solo, e a sua propulsão é iniciada.
- **Pré-balanço (*toe-off*):** Fase de apoio em que o pé se “descola” do solo e ocorre o contato inicial do pé oposto. A partir daqui dá-se início à fase de balanço.

A fase de balanço subdivide-se em três fases, sendo elas [3,14]:

- **Balanço inicial (aceleração):** inicia quando o pé de referência deixa o solo e continua até o ponto em que a extremidade oscilante ficar alinhada com o corpo.
- **Balanço médio:** ocorre quando o pé de balanço tem apenas um ponto de extremidade a tocar no chão, e a perna passa pelo membro de apoio, encontrando-se anterior ao corpo.
- **Balanço final (desaceleração):** aqui a tibia passa para além da direção vertical e o joelho estende para o ataque ao solo, dando início a um novo ciclo.

### 1.2.2 Aspetos biomecânicos da marcha

A Biomecânica é a ciência que envolve o estudo dos organismos vivos através de uma perspectiva mecânica, permitindo uma análise quantitativa, do movimento humano, em situações estáticas e dinâmicas [14]. Este movimento resulta da complexa interação das forças musculares, movimentos articulares e dos comandos motores neurais. Algumas das variáveis internas responsáveis por esta representação são o binário muscular, as forças de reação do solo, os custos energéticos, a atividade EMG, entre outros, medidas estas quantificadas durante o último século. Uma das teorias que domina o estudo cinemático da marcha é a dos **seis determinantes da marcha**. Com esta teoria evidenciam-se os mecanismos determinantes no padrão da marcha, ou seja, os seus movimentos principais. Uma forma de representar esses

mesmos movimentos é através de desenhos, em que as extremidades inferiores são alavancas rígidas, sem pé e tornozelo, e exclui também os mecanismos do joelho [12,14,17].

O percurso do centro de gravidade do corpo, também denominado de centro de massa do corpo, é considerado como o ponto imaginário em que se concentra a massa do segmento ou da totalidade do corpo, e é descrito por uma série de arcos que promovem uma variação sinusoidal, numa perspetiva vertical, cuja amplitude é consideravelmente maior do que numa marcha normal, com um pico inferior a cerca de 20% do ciclo de marcha e um pico superior a cerca de 60% do ciclo (Figura 14) [15,18]. A amplitude é um indicador da qualidade da marcha, que permite determinar a sua eficiência, simetria e as trocas de energia mecânica. Num adulto a amplitude pico-a-pico deverá cingir pelos 3 a 4 cm, o que é praticamente constante [18].



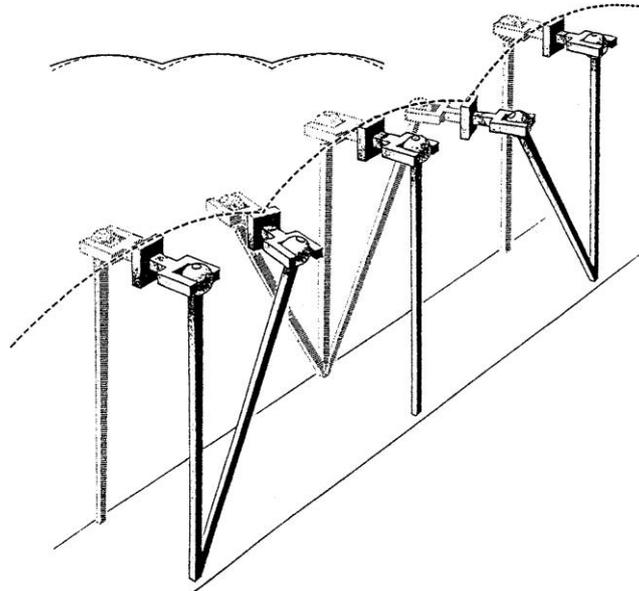
**Figura 14: Representação da variação do centro de massa, através da linha desenhada no vidro, à medida que o rapaz caminha em frente [adaptado de 18].**

### ***1.2.2.1 Movimentos da anca***

"Compasso da marcha" é o primeiro caso e o mais simples de um sistema bípede, em que existe a flexão e extensão na articulação da anca [12,17].

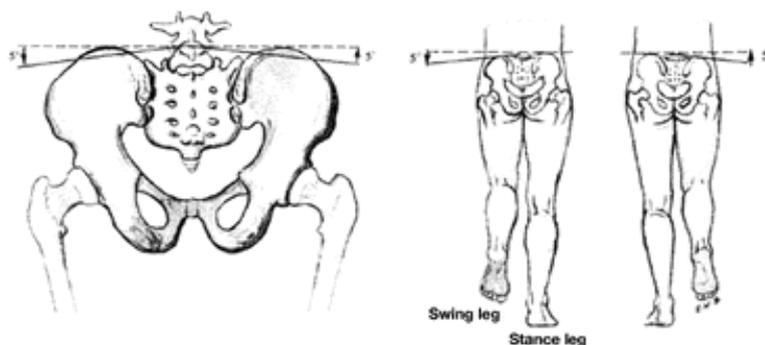
**1. Rotação Pélvica** → Na marcha normal, a cintura pélvica (bacia) realiza um movimento de rotação alternado para a direita e para a esquerda, e a rotação angular durante a flexão é igual à que ocorre durante a extensão. Portanto, esta rotação tem uma amplitude total de, aproximadamente,  $8^\circ$  (entre  $6^\circ$  a  $8^\circ$ ), com  $4^\circ$  na fase de apoio e  $4^\circ$  na fase de balanço, em relação linha de progressão, da Figura 15. Segundo a teoria, o movimento de rotação angular da anca é reduzido e como tal vai provocar uma diminuta variação no centro de gravidade.

Concludentemente a este facto reduz-se a energia necessária, conservando-se a oscilação interna do membro [12,14,18,19].



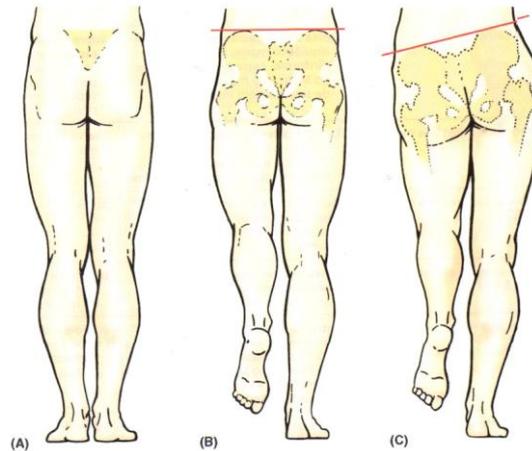
**Figura 15: O primeiro determinante da marcha inclui a rotação pélvica. Este modo de caminhar assemelha-se ao observado em marchadores [adaptado de 12].**

**2. Inclinação Pélvica** → Durante a marcha humana ocorre flexão, extensão e rotação pélvica, mas a estes movimentos está associado uma ascensão e descensão do tronco. Estes movimentos verticais do tronco denominam-se de inclinação lateral da pélvis, em que a bacia fica inclinada para baixo ( $\approx 5^\circ$ ) em relação ao plano horizontal, do lado oposto ao membro em apoio. Esta inclinação acontece quando a articulação do joelho, em fase de balanço, flete ligeiramente, para recuperar a posição inicial e promover um próximo passo (conservação da energia). Os músculos do mesmo lado, da perna fletida, seguram a pélvis de modo a que esta não “caia” para o lado oposto ao membro elevado (em tensão). No final da fase de apoio duplo, ocorre uma inclinação abrupta da pélvis [5,12,14,19]. A Figura 16 demonstra o ângulo de inclinação da pélvis em fase de balanço.



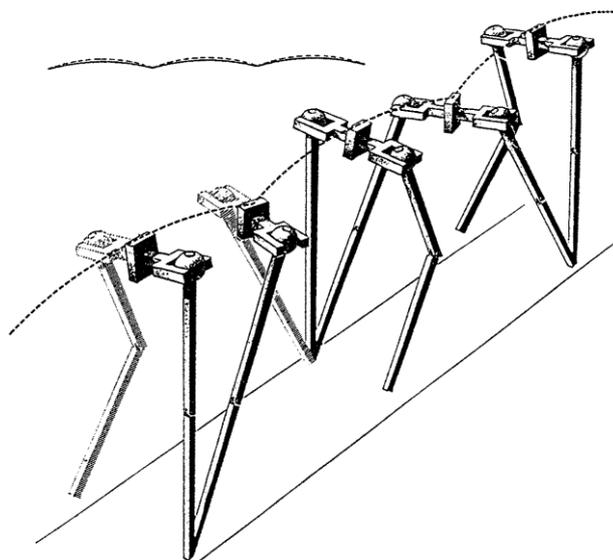
**Figura 16: Representação da inclinação pélvica, através do eixo horizontal [adaptado de 4,19].**

No caso em que os músculos glúteos estão inativos, com lesões a nível dos seus nervos, o suporte e fixação dos músculos é corrompida e a perna afetada não consegue manter o centro gravitacional sozinha, e por isso a bacia acaba por “cair” para o lado do membro elevado, isto é para o lado da perna boa, que está fletida – acontecimento apelidado de sinal positivo de *Trendelenburg* (Figura 17-c), em homenagem ao cirurgião alemão *Friedrich Trendelenburg* [5,19]. Na Figura 17 observa-se a ação normal dos músculos abdutores da coxa, tal como na presença do sinal positivo de *Trendelenburg*.



**Figura 17: Ação dos músculos abdutores da coxa. (a) Peso do corpo está em ambos os pés, e a pélvis está uniformemente suportada; (b) Peso do corpo suportado por um pé, e suporte da pélvis pelos músculos abdutores da coxa; (c) Sinal positivo de *Trendelenburg* [adaptado de 5].**

Da inclinação resulta uma trajetória pélvica mais suave, há um deslocamento lateral do centro de gravidade sobre o membro que suporta o peso do corpo (está em carga), e quando o joelho flete o deslocamento é reduzido [12, 18]. A Figura 18 é uma ilustração gráfica do segundo determinante da marcha, com a inclinação pélvica.



**Figura 18: Segundo determinante de marcha, com inclinação pélvica [adaptado de 12].**

### 1.2.2.2 Movimentos do joelho e pé

**3. Flexão do joelho na fase de apoio** → Durante a marcha humana o joelho flete duas vezes, uma em cada fase e isto acontece sempre na marcha normal.

No início da fase de apoio o joelho flete rapidamente (fase de resposta à carga), criando uma pequena onda de flexão (que se pode verificar mais à frente no gráfico da Figura 23-a), porque de seguida passa a extensão até o final da fase de apoio. Em média o ângulo de flexão é de aproximadamente  $15^\circ$ . Com esta flexão do joelho, no início do da fase de apoio, o membro é encurtado e reduz a amplitude da trajetória do centro de gravidade do corpo no plano sagital, tal como o gasto de energia. Este fenómeno permite um ajuste ao comprimento do membro inferior em apoio, de forma a manter o mais constante possível a altura da anca [12,14,19].

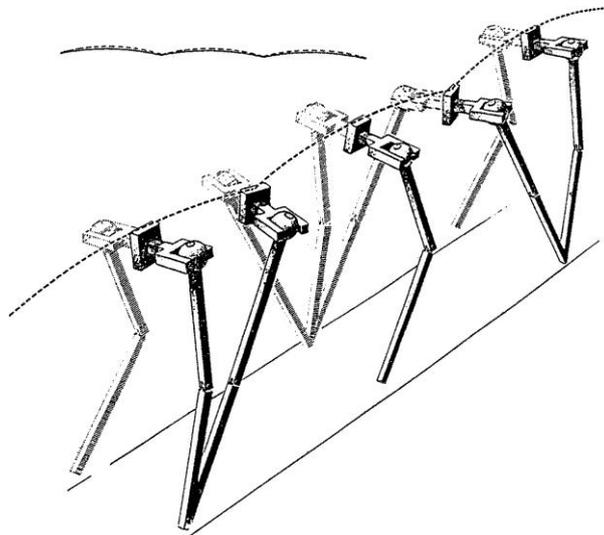
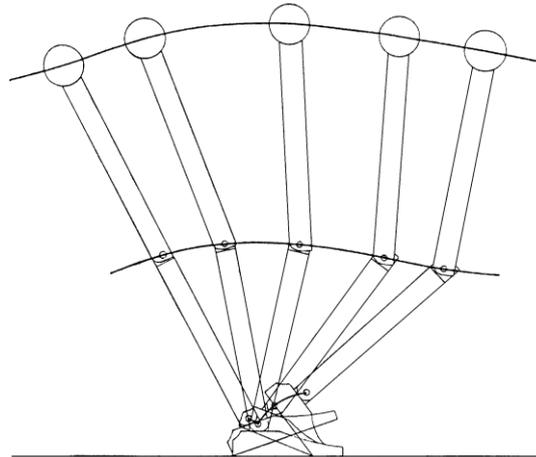


Figura 19: O terceiro determinante marcha, com a postura da perna durante a flexão do joelho [adaptado de 12].

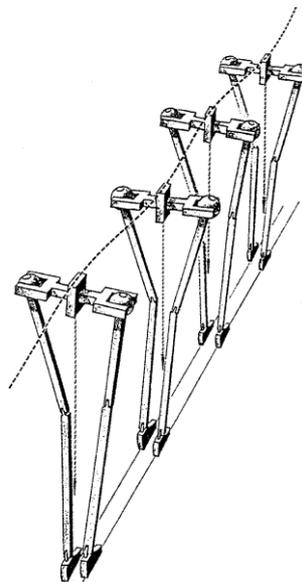
**4. e 5. Interação joelho-pé** → O quarto e quinto determinantes abrangem os mecanismos do joelho e do pé, havendo uma relação entre os dois, que atuam no sentido de minimizar o deslocamento do centro de gravidade. Com essa relação, durante a fase de apoio, os dois arcos de rotação chegam a intersestar (Figura 20). O primeiro arco acontece quando o calcanhar entra em contacto com o solo (contacto inicial), e é descrito pela rotação do tornozelo em redor do raio formado pelo calcanhar – **dorsiflexão**. Já o segundo arco é formado pela rotação do pé em torno do centro estabelecido na parte da frente do pé, em associação à elevação do calcanhar – **plantiflexão**. A plantiflexão inicia antes do pré-balanço em sincronia com o início da flexão do joelho [12,14,19]. O problema é suavizar o percurso do centro de gravidade do plano de progressão, no ponto em que os seus arcos se cruzam (pontos de inflexão) [12].



**Figura 20: O quarto e quinto determinantes da marcha: mecanismos de joelho e do pé – movimentos de dorsiflexão e plantiflexão [adaptado de 12].**

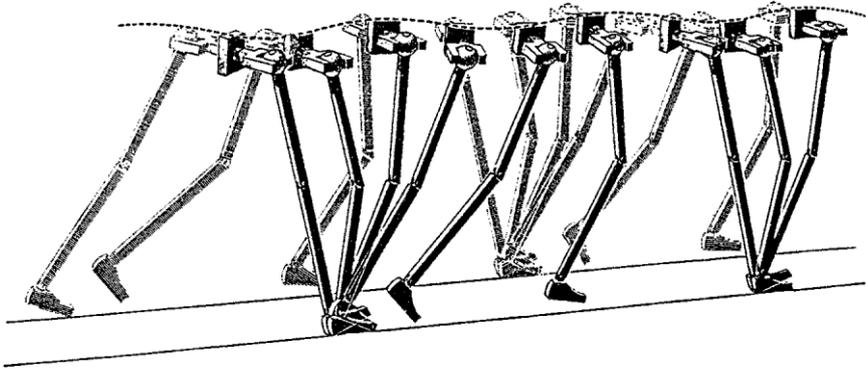
**6. Deslocamento lateral pélvico** → O sexto e último determinante é o deslocamento lateral pélvico ou adução relativa do mesmo. O corpo desloca-se em cada passo, aproximadamente, 4 a 5 cm de um lado para o outro, dependendo da posição dos pés no solo, se mais próximos ou mais afastados um do outro, respetivamente. Este fator irá provocar a minimização do deslocamento do centro de gravidade [12,14,19].

No decorrer da marcha, o centro de massa/gravidade do corpo é deslocado lateralmente sobre a perna que suporta o peso, por duas vezes durante o movimento. Quando se está na presença de um deslocamento lateral excessivo, este é corrigido através do ângulo tibiofemoral e da adução relativa da anca. Estes dois fatores ajudarão a reduzir o deslocamento para 1,75 cm, aproximando o deslocamento vertical. Posto isto, o desvio do centro de gravidade é quase simétrico no plano horizontal e vertical. O resultado deste efeito acaba por ser uma marcha suave e natural (Figura 21) [12, 18].



**Figura 21: O sexto determinante da marcha, incluindo também o deslocamento pélvica lateral [adaptado de 12].**

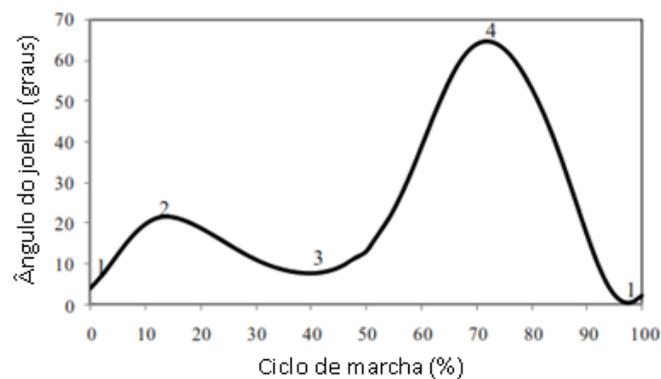
Segundo a literatura, a interação dos seis determinantes (Figura 22) resulta em 50% da eficiência da marcha. Contudo, nem todos os autores estão de acordo com o facto de essa interação ser realmente relevante no que respeita a redução do deslocamento do centro de gravidade [3,14].



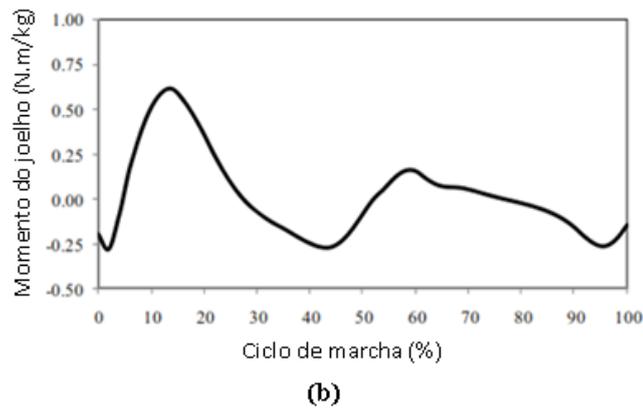
**Figura 22: Resumo do efeito dos vários determinantes da marcha em relação à trajetória do centro de massa do corpo [adaptado de 12].**

### **1.2.2.3 Importância do joelho-pé**

A articulação do joelho e do tornozelo são de extrema importância na gestão da marcha humana. O joelho humano é uma das articulações mais complexas e apresenta um papel crucial na gestão do movimento de flexão e extensão, durante a marcha humana. De uma maneira simples, pode dizer-se que, durante um ciclo normal de marcha, o joelho apresenta dois picos de flexão (2 e 4) e dois picos de extensão (1 e 3), como é ilustrado na Figura 23-a [3]. No gráfico da Figura 23-b verifica-se a evolução do momento do joelho, durante o ciclo da marcha.



**(a)**



**Figura 23: (a) ângulo do joelho durante o ciclo de marcha normal (b) momento do joelho durante um ciclo de marcha normal [adaptado a partir de 3, 20].**

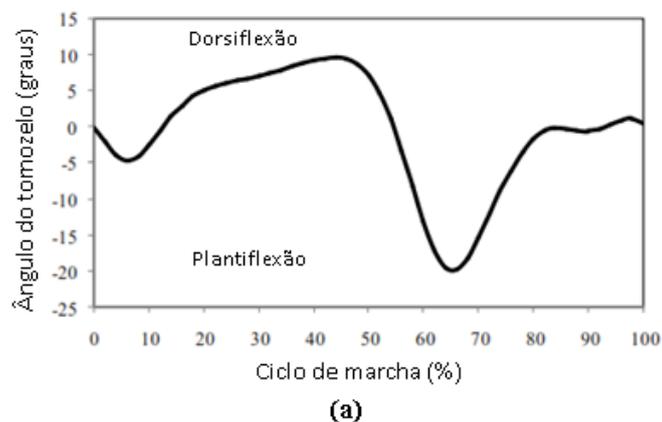
No gráfico da Figura 23-a são determinados os ângulos de flexão e extensão do joelho ao longo de um ciclo de marcha completa. No instante anterior ao contato do calcanhar com o solo, o joelho encontra-se estendido, mas durante a resposta de carga o joelho começa a fletir até passar o apoio médio, obtendo-se o primeiro pico de flexão representado pelo ponto 2 do gráfico da Figura 23-a. Esta fase de flexão ocorre durante o apoio do pé no solo, seguindo-se na parte final do apoio médio uma nova extensão do joelho, como se verifica no ponto 3 do gráfico da Figura 23-a. Já na fase de balanço ocorre uma nova flexão do joelho, atingindo um pico mais acentuado, entre a fase de balanço inicial e balanço médio. Esta fase é representada pelo ponto 4 da Figura 23-a. O joelho estende novamente no momento anterior ao início de um novo ciclo, até ao contacto do calcanhar no solo (ponto 1 na Figura 23-a) [3].

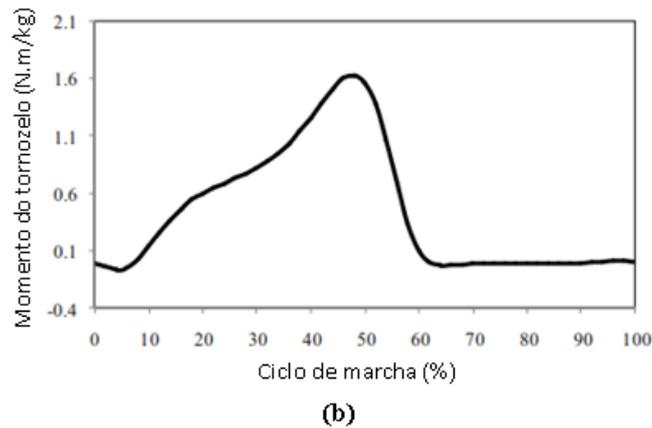
No gráfico da Figura 23-b observa-se a evolução do momento do joelho, durante o ciclo da marcha humana. Este acontecimento deve-se ao momento de força causado pela ação muscular, que contra-ataca a força de reação do pé em relação ao solo. No início do ciclo de marcha, na resposta à carga, existe um momento fletor provocado pela ação muscular, que contra ataca o momento de extensão, produzido pelo contacto do calcanhar no chão. Atendendo ao gráfico da Figura 23-b entre, aproximadamente, 5% e 27% do ciclo da marcha a força de reação do pé no solo faz com que haja um momento fletor do joelho, existência de um pico no gráfico, e a ação muscular contraria esse momento induzindo a extensão completa do joelho. Em termos práticos, os pacientes com fraqueza muscular e distrofia do músculo do quadríceps femoral não essa ação muscular, e portanto, não apresentam a extensão do joelho. Assim, com a implementação do novo sistema de atuação da ortótese, este deverá agir e prevenir a flexão e a extensão do joelho [3]. Posteriormente, e fazendo uma nova análise ao gráfico da Figura 23-b,

entre 27% e 50% do ciclo de marcha gera-se o momento de extensão do joelho resultante da força de reação do pé no solo, e a ação muscular regula a extensão total do joelho, e o seu momento fletor é neutralizado. No final do ciclo de marcha visualiza-se um novo momento fletor, provocado pelos músculos, que será usado para controlar a extensão do joelho e para preparar o impacto do calcanhar no solo [3]. A literatura menciona que, durante um ciclo de marcha normal, o momento do joelho atinge o seu valor máximo na fase de apoio, de  $\approx 0,62 \text{ N.m / kg}$  (Figura 23-b) [3].

No que respeita ao tornozelo (Figura 24-a), os movimentos de dorsiflexão e plantiflexão ocorrem, sempre, no contacto inicial do pé com o solo. Após estes movimentos ocorre a posição neutra do pé quando o mesmo fica totalmente apoiado no solo, impedindo os movimentos anteriormente referidos [3]. Analisando o ciclo da marcha, o que acontece é que durante o contacto inicial o tornozelo encontra-se em dorsiflexão, passando à posição neutra durante a resposta à carga. A partir do apoio médio, a tibia move-se para a frente sobre o pé, e quando alcança a fase de pré-balanço a articulação do tornozelo adquire o movimento de plantiflexão, ou seja, dá-se a deslocação da parte da frente do pé para o chão, que ocorre até pouco depois do pré-balanço. Durante a fase de balanço, o tornozelo vai-se deslocando da posição de plantiflexão para a posição neutra, que se mantém até o próximo contato inicial. Com o novo contato inicial do calcanhar, o ângulo do tornozelo sofre novamente mudanças ocorrendo a dorsiflexão [3].

Durante o ciclo de marcha, o momento do tornozelo atinge seu valor máximo na fase de apoio, de  $\approx 1,6 \text{ N.m/kg}$  (Figura 24-b) [3].





**Figura 24: a) Ângulo do tornozelo durante um ciclo de marcha (b) momento do tornozelo durante um ciclo de marcha normal [adaptado de 3].**

### 1.3 Patologias associadas

Os músculos que envolvem o quadríceps femoral são um total de oito, e são responsáveis pelos movimentos de flexão e extensão do joelho. São eles o bicéps femoral de cabeça longa e curta, o vasto medial, lateral e intermédio, reto femoral, o músculo semitendinoso e semimembranoso. Este conjunto de músculos desempenha um papel crucial na marcha humana e o movimento anormal de flexão/extensão do joelho, por problemas associados a esses músculos, pode induzir padrões de marcha irregulares e inseguros. O resultado para este tipo, particular, de fraqueza muscular do membro inferior, pode advir de diversas doenças, tais como doenças neurológicas periféricas (poliomielite e síndrome pós-poliomielite, espinha bífida, polineuropatia), doenças musculares (distrofia muscular de *Duchenne*, distrofia muscular de *Becker*, miastenia grave) e doenças neurológicas de origem central (esclerose múltipla, paralisia cerebral, doença de Parkinson, lesão cerebral, acidente vascular cerebral crônica e lesão da espinha medula). As ortóteses são, também, utilizadas para casos de ocorrência de trauma, lesões de desporto e até mesmo para a correção da postura anormal. Nestas condições de redução da força muscular ou do controlo muscular, o paciente encontra-se numa situação de marcha patológica comum. O que acontece com o paciente quando apresenta falha muscular é que quando este toca com o pé no chão, através do contato do calcanhar, não vai ter força muscular suficiente para se opor à força de reação do pé em relação ao solo, provocando a flexão do joelho em vez de o estender [3,21,22].

Com a realização de testes musculares é possível obter uma avaliação da força dos músculos individuais, ou do desempenho efetivo do membro, em relação à força da gravidade e

da própria resistência. Assim sendo, a força muscular máxima é a quantidade máxima de tensão ou força que um músculo ou grupo muscular pode exercer voluntariamente aquando da realização de um esforço máximo. Para se obter esses valores, devem ser discriminados os parâmetros do tipo de contração muscular, a velocidade dos membros e ângulo da articulação [3]. A força muscular é avaliada numa escala de 0 a 5 graus, em que o grau 0 representa um músculo inativo e o grau 5 representa um músculo normal, como é verificado na Tabela 1 [3,23]. Os graus da força muscular com a respetiva descrição dos testes de força muscular são então:

**Tabela 1: Classificação da força muscular [adaptado de 3,23].**

<b>Grau de Força Muscular</b>	<b>Descrição</b>
<b>5 - Normal</b>	Mobilidade completa contra resistência acentuada e contra ação da gravidade.
<b>4 – Boa</b>	Mobilidade integral contra ação da gravidade e de um certo grau de resistência.
<b>3 – Regular</b>	Movimentos de amplitude normal, contra ação da gravidade.
<b>2 – Fraca</b>	Mobilidade em todos os sentidos normais, com eliminação da gravidade.
<b>1 – Mínima</b>	Sinais contráteis discretos, sem movimentos da articulação.
<b>0 – Ausente</b>	Não se observam sinais de contração muscular.

---

# Estudo do Projeto

---

## CAPÍTULO 2

Neste capítulo apresentar-se-á um estudo generalista do estado da arte atual no âmbito das ortóteses para membros inferiores, a enormidade de equipamentos usados, tal como o tipo de material utilizado, de forma a garantir uma melhoria na locomoção, no equilíbrio e estabilização de todo o membro inferior. No presente capítulo é feito um estudo exíguo do mercado atual em Portugal, e é realizada uma breve documentária da legislação aplicada em dispositivos médicos ortopédicos.

Proceder-se-á ao estudo da ergonomia, ou seja, a interação homem-máquina, sendo esta uma área em que se pode beneficiar de estruturas de medição de movimento. Há uma infinidade de situações de trabalho interessantes para estimar quantitativamente a carga induzida por certas ações dinâmicas ou posturas corporais estáticas e, em conexão com isso, o gasto energético do organismo. Este tipo de procedimentos podem garantir uma base na melhoria do processo de trabalho e simultaneamente diminuir ações crónicas ou traumáticas no próprio corpo humano [12]. Todas as questões antropométricas que serão referidas, não só personalizam o dispositivo mas também procuram responder à facilidade de manipulação do mesmo.

## 2.1 Estado da Arte

A palavra ortótese, etimologicamente, deriva da palavra grega “ortho” que significa direito, e trata-se de um dispositivo que auxilia ou facilita a realização de uma determinada função articular.

Uma ortótese é caracterizada como um equipamento médico, colocado na superfície externa do corpo, com o objetivo de melhorar a função, restringir ou executar o apoio durante o movimento de um segmento do corpo, que apresenta falência dos seus músculos. As ortóteses permitem corrigir a estrutura músculo-esquelética, mas também prevenir deformidades, melhorar o caminhar, ajudar nas atividades diárias, aliviar a dor, promover a osteogênese, proteger e fortalecer os membros e a coluna vertebral [21].

As ortóteses podem ser organizadas em diferentes categorias, sendo classificadas em termos **anatômicos**, desde ortóteses do tronco, dos membros superiores e inferiores, tal como faciais. As mesmas podem ser classificadas pelo seu nível **funcional**, conhecidas como ortóteses de suporte, de proteção e de correção. E podem ser classificadas segundo o **mecanismo de ação** que as cataloga em ortóteses compressivas, ortóteses de controlo do movimento (quer ativo, quer passivo) e ortóteses de apoio e descarga plantar [24,25].

## 2.2 Ortótese para membros inferiores

A ortótese do membro inferior é um dispositivo externo aplicado ou ligado a um segmento do corpo de forma a melhorar a sua função, através do controlo do movimento, e fornecer apoio e estabilização do membro durante a marcha. Com o uso das ortóteses a dor é reduzida por meio de transferência de carga para outra área, as deformidades flexíveis são corrigidas, e dá-se a prevenção da progressão de deformidades fixas [21].

Atualmente no mercado existe um variadíssimo leque de ortóteses para o membro inferior. Estas diferenciam-se pelo local específico de lesão no próprio membro. Existem, por exemplo, os sapatos adaptados, ortóteses FO (*Foot Orthosis*), ortóteses AFO (*Ankle Foot Orthosis*), ortóteses KAFO (*Knee Ankle Foot Orthosis*), ortóteses THKAFO (*Trunk Hip Knee Ankle Foot Orthosis*) e ortóteses do joelho [21].

As doenças ao nível do sistema músculo-esquelético vão afetar principalmente a estabilidade no seu movimento. Para determinar a ortótese adequada para um paciente é necessária a aquisição de certos requisitos, como por exemplo o diagnóstico da

deficiência/lesão, a amplitude de movimento, a força muscular, a destreza, a conformidade, a sensibilidade, existência de edema, o padrão de marcha, e a dor [21]. E deve-se adquirir as medidas antropométricas básicas do paciente para, assim, se efetuar o fabrico da ortótese à medida do mesmo. Contudo, existem contra-indicações para o uso de ortóteses, não sendo aconselhado o seu uso em casos como: a infeção de pele; o peso excessivo da ortótese, afetando bastante a força muscular; a grave deformação óssea ou muscular; a falta de motivação ou outros problemas psicológicos; pacientes muito jovens ou idosos; a interferência grosseira das ortóteses com roupas; limitação do estilo de vida; entre outros. Como tal, o uso de ortóteses deverá cingir alguns princípios básicos, de tal forma que qualquer ortótese deve ser usada, apenas, para a gestão específica do distúrbio selecionado [21]. Com o uso da ortótese deverá haver uma aproximação no alinhamento das articulações ortopédicas relativamente às articulações anatómicas. As ortóteses devem possuir todas as condições mínimas e ideais, de forma a garantir o posicionamento adequado do membro inferior dentro da ortótese, garantindo estabilização estática ou dinâmica. O material deve ser flexível e deve haver um cuidado na seleção dos materiais para que haja tolerância dos tecidos à compressão e tensão de corte. Uma ortótese deve apresentar características como simplicidade, leveza, resistência, de longa duração e deve ser esteticamente aceitável e confortável [21].

O estudo da arte, neste caso em específico, recai sobre as ortóteses KAFO dinâmicas. Desde o século passado, a ortótese KAFO tem sido usada há décadas para superar a fraqueza e instabilidade da perna. Mas dentro do tipo de ortótese KAFO (*Knee-Ankle-Foot-Orthosis*) existem os mais diversos tipos e feitios, dependendo da variação do material utilizado, do sistema de bloqueio do joelho, a amplitude permitida, etc. São aspetos que derivam do tipo de paciente e das considerações/critérios averiguadas pelo seu médico [3,21].

No capítulo anterior foram supramencionadas algumas das patologias que levam ao uso de ortóteses. E em casos patológicos como o síndrome pós-poliomielite, o uso da KAFO não só permite estabilizar o membro do paciente, com dor no joelho instável, mas também reduzir o gasto de energia na sua locomoção. Crê-se que com o uso da KAFO o gasto de energia seja reduzido em mais de 25% durante a locomoção [21]. Contudo, as ortóteses KAFO são aparelhos ortopédicos que bloqueiam o joelho em extensão completa, durante a fase de apoio, e permanecem bloqueadas durante a fase de balanço. Posto isto, devido à ausência de flexão do joelho em fase de balanço, os utilizadores de ortóteses KAFO adotam padrões de marcha anormais [3,21].

Surgiu recentemente um novo conceito de ortótese, uma nova tecnologia, conhecido como *Stance-Control-Knee-Ankle-Foot-Orthosis* (SCKAFO). Este mecanismo tem a capacidade de proporcionar a flexão do joelho durante a fase de balanço, proporcionando a flexão controlada do joelho na fase de apoio, para pacientes com fraqueza muscular ao nível do quadríceps femoral, com um grau muscular de pelo menos dois [3].

Na Figura 25 é possível visualizar exemplos de ortóteses KAFO (as duas do lado esquerdo) e ortóteses SCKAFO (as duas do lado direito), verificando-se uma evolução histórica entre estes dois tipos de ortóteses, em termos de material, aspeto e funcionalidade. A emergência das ortóteses dinâmicas SCKAFO no mercado representa uma evolução para os diferentes tipos de ortótese que permitem a estabilidade do joelho [3].

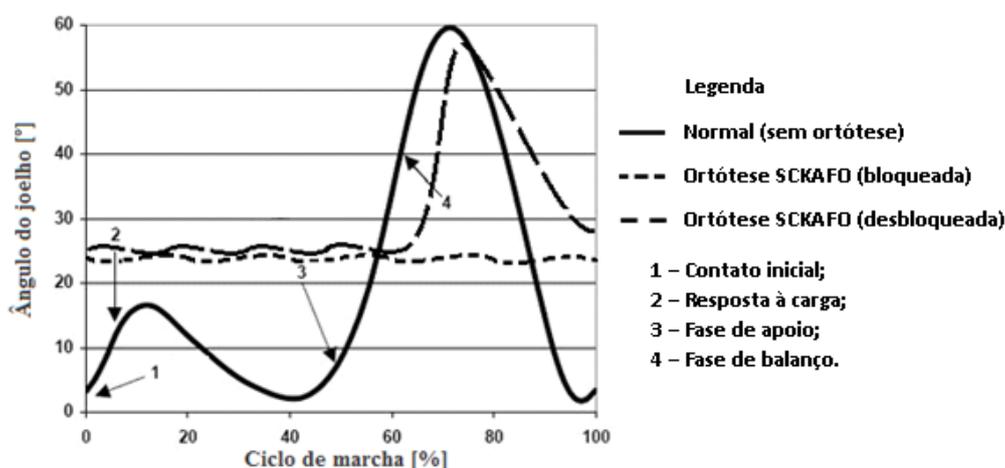


**Figura 25: Aparelhos ortopédicos KAFO (a) e SCKAFO (b) [adaptado de 3].**

São vários os mecanismos de atuação das ortóteses, atualmente no mercado, desde princípios hidráulicos, mecânicos, elétricos ou até mesmo a combinação de dois destes princípios. Existem, atualmente, diversos mecanismos de bloqueio da ortótese, como o sistema de bloqueio denominado de “trancador suíço”, que bloqueia durante a extensão mas não desbloqueia durante a flexão, obrigando o paciente a caminhar sempre com a perna esticada. Para o desbloqueio, as ortóteses com este tipo de trancador devem ter um anel na parte de trás da ortótese, uma espécie de “gatilho”, que quando é acionado pela mão do próprio o joelho flexiona, permitindo que o utilizador se sente, por exemplo. Existem outros modelos como o “trancador em anel”, engrenagens que bloqueiam em diferentes ângulos, mecanismos de atrito (travão de disco ou embraiagem), combinação de sensores e atuadores que bloqueiam em

diferentes amplitudes [4,26,27]. Articulações que permitam o bloqueio e desbloqueio, em vários ângulos, nas diferentes fases da marcha, são por exemplo, as articulações *full stride*, funcionam por cabos mas são muito barulhentas a bloquear, podendo ser trocadas pelas articulações IQ, que funcionam através de um sistema com função pendular, e são usadas para utentes com força muscular de pelo menos grau 2 [27].

Mais abaixo encontra-se um gráfico (Figura 26) que consiste na comparação da flexão do joelho nas diferentes situações: marcha “normal”, de um utilizador sem patologia; marcha de um utilizador, com patologia, a usar uma KAFO; e marcha de uma utilizador, com patologia, a usar uma SCAKFO [28].



**Figura 26: Ângulo do joelho durante a marcha humana sem ortótese, com SCAFO e com KAFO [adaptado de 28].**

Através da análise da marcha dinâmica no gráfico da Figura 26, nota-se uma melhoria clara no padrão do movimento do joelho com a utilização da SCAFO (desbloqueada). No gráfico verifica-se a utilização de uma ortótese SCAFO permanentemente bloqueada (traço interrompido mais intenso), com a posição do joelho fixa a 25 graus ao longo do ciclo de marcha, de forma a simular um padrão KAFO bloqueado. Neste ponto, não se apura qualquer alteração na marcha durante a fase de balanço. Já no caso de uma ortótese SCAFO o joelho manteve uma configuração estável, bloqueado a 25 graus durante o apoio, mas obteve uma rotação máxima de  $\approx 65$  graus, de flexão do joelho, durante a fase de balanço do ciclo da marcha. Com isto, é possível observar uma aproximação do padrão de marcha entre uma pessoa sem problemas motores e um paciente com uma ortótese do tipo SCAFO [4,28].

Ao longo da pesquisa efetuada sobre o estado da arte, das ortóteses existentes no mercado, facilmente se constata a existência de certas limitações no que respeita à conceção e

funcionalidade das mesmas, tornando-se numa desvantagem para os pacientes que as usam. As ortóteses atualmente comercializadas apresentam algumas limitações, como por exemplo [1,21]:

- Peso excessivo;
- Dimensão (normalmente volumosas);
- Barulhentas;
- Elevado custo;
- Desinteressantes no que se refere ao seu *design* e ergonomia;
- Materiais utilizados desinteressantes;
- Amplitudes de bloqueio limitadas;
- Não permitem o desbloqueio;
- Utilização de calçado específico;
- Transporte de bactérias (ortóteses com sensores e atuadores);
- Etc..

No que se refere ao peso, por exemplo, as ortóteses provocam um aumento do momento interno no joelho e tornozelo, pois os pacientes passam a ter um peso extra no seu membro inferior. Também, relativamente ao preço, como habitualmente as ortóteses são importadas, provocará um aumento dos custos, tal como deverá ficar pendente do paciente, do médico, do sector hospitalar e do fornecedor do hospital. É, ainda, de realçar a existência de alguns movimentos compensatórios, obrigando, por exemplo, a uma elevação da anca na fase de balanço, o que se torna incomodativo [3]. Por outro lado, a prescrição destes dispositivos permite aos pacientes uma melhoria da mobilidade, com uma marcha mais simétrica e cinemática, e reduz os movimentos de compensação e, também, o consumo de energia.

Como síntese do estado da arte, em geral, a ortótese SCKAFO promove uma cinemática de marcha mais natural e simétrica para os seus utilizadores, comparativamente às ortóteses convencionais KAFO, como mostra o gráfico da Figura 26 [3].

## 2.3 Materiais utilizados

A ortótese tipo KAFO trata-se de um dispositivo ortopédico que envolve o joelho, perna e pé, e fornece características de proteção, correção e sustentação da articulação do joelho. Para tal, necessita ser confeccionada com os materiais mais indicados [29].

Os primeiros materiais utilizados na concepção KAFO foram as ligas metálicas, madeira, couro e têxteis [3,21]. Por essa razão, as primeiras ortóteses foram consideradas pesadas e pouco atrativas [3].

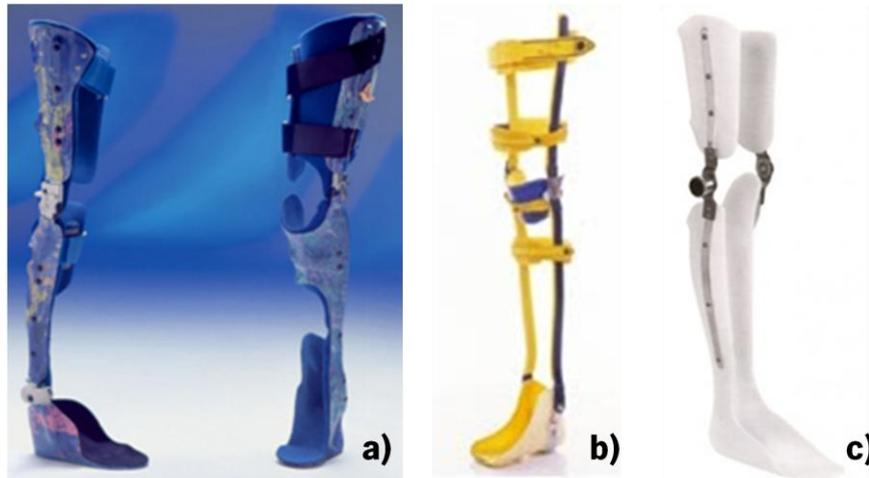
A configuração típica de um KAFO consiste em bandas de couro ou termoplásticas ligadas a barras metálicas unidas por uma platina, tal como se pode observar na Figura 25.

Durante os últimos anos, com o alcance da tecnologia, têm sido feitos grandes avanços no acabamento estético das ortóteses, inclusive da KAFO [3]. Atualmente as ortóteses KAFO podem ser fabricadas com materiais como polipropilenos (PP) (polímero termoplástico), metais (alumínio, titânio), fibras de carbono, couros, entre outros [29]. Os novos materiais, como fibras de carbono e polímeros termoplásticos, são responsáveis não só pela redução de peso mas, também, tornam o dispositivo ortopédico mais atraente [3].

As ortóteses, em geral, podem ser construídas a partir de vários materiais, como o alumínio, o plástico, o carbono, neoprene, elastómeros, silicone, borracha e couro, ou qualquer combinação consoante a finalidade da ortótese e os aspetos financeiros do cliente. [24]

Os modelos confeccionados em plástico são de peso mais reduzido, oferecem uma boa sustentação, são mais estéticos e aceitáveis pela população alvo e podem-se adaptar a vários modelos de calçados [29]. Os modelos confeccionados com fibra de carbono são mais leves, possibilitam a realização de pequenos ajustes e o seu uso é quase tão adequado como os modelos em plástico, contudo, possuem um custo elevado [29].

Seguem-se alguns exemplos, na Figura 27, de ortóteses KAFO fabricados com diferentes materiais.



**Figura 27: Exemplos de ortótese KAFO de material: a) Fibras de carbono, aço inoxidável e fecho de velcro; b) Termoplástico e metal; c) Polipropileno, aço/alumínio/fibra de carbono e fecho de velcro [adaptado de 30,31,32, respetivamente].**

Para a conceção da ortótese deste projeto, foi escolhida uma liga metálica (liga de alumínio 7075) para a parte superior da ortótese e o plástico para a parte inferior da ortótese. As propriedades mecânicas dos materiais utilizados no projeto encontram-se no Capítulo 4.

## 2.4 Análise de Mercado

Cada vez mais são necessários métodos de desempenho inovador de equipamentos médicos, de preços apreciáveis, de fácil utilização e manutenção, com elevado rendimento em várias áreas científicas e comerciais. Neste caso em particular, as ortóteses para membros inferiores são definidos como escassos, não havendo um estudo pormenorizado no âmbito da gestão da incapacidade funcional dos membros inferiores. Um estudo efetuado em Bangladeche (cidade Chittagong) é um dos casos em que essa escassez está presente [21]. Assim, estudos e pesquisas sobre este aspeto irão, sempre, enriquecer o nosso conhecimento na gestão do paciente na área de reabilitação.

No que respeita ao mercado português, o preço das ortóteses tipo KAFO varia bastante tendo em conta três aspetos principais [24]:

- Número de articulações – se são apenas as do joelho ou também do tornozelo;
- Tipo de articulações – no caso do joelho que tipo de trancador tem, etc.
- Tipo de material.

A ortopedia é um setor caro em Portugal. Fazendo uma estimativa e tendo em conta o equipamento mais usado, um aparelho com articulações apenas do joelho fica por  $\cong 1000$  €

em **plástico**,  $\cong$  1200 € em **metal** e  $\cong$  1800 € em **carbono**. No caso de se querer adicionar articulações do tornozelo adiciona-se  $\cong$  200 € a cada preço anteriormente referido, por cada articulação.

De salientar que no caso dos aparelhos em metal não é possível fazer sem articulações do tornozelo e o valor referido (1200 €) já é com as mesmas.

Relativamente a algumas marcas que atuam no mercado português, como acontece na casa Padrão Ortopédico, de onde foram retiradas estas informações de preços, tem-se a *Janton*, a *Prim* e a *Fillauer*, e são as principais marcas com quem esta empresa trabalha.

## 2.5 Legislação reguladora de dispositivos médicos ortopédicos

A disciplina jurídica dos dispositivos médicos é regida por um conjunto disperso de normas, decorrentes do contínuo progresso técnico e científico, bem como da necessidade de transpor para o ordenamento jurídico nacional, as diretrizes europeias, no que a esta matéria diz respeito.

Atentos à disciplina jurídica que estabelece as regras no campo da investigação, fabrico, comercialização, entrada de serviços, vigilância e publicidade a que estão sujeitos os dispositivos médicos e acessórios, Portugal, assim como outros países pertencentes à União Europeia, adaptaram e colmataram algumas lacunas legislativas.

Nesse processo de adaptação aos requisitos normativos europeus, destaca-se a transposição da Diretiva n.º 2007/47/CE, do Parlamento Europeu e do Conselho, de 5 de Setembro, que originou a entrada no ordenamento jurídico nacional do DL 145-2009 de 17 de Junho, aprovado em Conselho de Ministros de 2 de Abril de 2009 que entrou em vigor a 21 de Março de 2010.

O Decreto-Lei que regulamenta, em Portugal, os dispositivos médicos é **DL 145-2009 de 17 de Junho**. Este entrou em vigor a 21 de Março de 2010, visto e aprovado em Conselho de Ministros de 2 de Abril de 2009. Promulgado em 4 de Junho de 2009 e referendado em 8 de Junho de 2009 [33].

Perante o Capítulo I, nas disposições gerais, do Artigo 1º: o presente decreto-lei estabelece as regras a que devem obedecer a investigação, o fabrico, a comercialização, a entrada em serviço, a vigilância e a publicidade dos dispositivos médicos e respetivos acessórios,

transpondo para a ordem jurídica interna a Diretiva n.º 2007/47/CE, do Parlamento Europeu e do Conselho, de 5 de Setembro [33].

O supra identificado Decreto-lei define entre outros aspetos, quais os elementos que devem instruir a notificação do exercício da atividade de fabrico e distribuição por grosso de dispositivos médicos.

Assim, após 21 de Março de 2010, data de entrada em vigor do Decreto-lei, o de fabrico e distribuição por grosso de dispositivos médicos, passa a estar sujeito a notificação, à autoridade competente e à obrigação de o interessado dispor de um responsável técnico que assegure a qualidade das atividades desenvolvidas.

Apar das obrigações já mencionadas estatui ainda, o mesmo normativo, regras essenciais quanto à qualidade e segurança no local onde se encontrem instaladas as empresas em exercício de atividade de fabrico e distribuição de dispositivos médicos, nomeadamente a necessidade da adequação das instalações e equipamentos, por forma a garantir manutenção dos requisitos de segurança e desempenho dos dispositivos.

A título interpretativo das disposições legais versadas no Decreto-lei supra identificado, quando o organismo regulador notificado nos termos legais é obrigado a executar as suas funções ao abrigo dos módulos de garantia de qualidade e de verificação da conformidade para todas as classes de dispositivos, deve este, analisar a documentação da conceção do dispositivo médico em causa, a fim de garantir que o fabricante cumpre as disposições aplicáveis, devendo a profundidade e extensão desta análise ser proporcional à classe de risco do dispositivo.

Acresce ao fator de risco, a novidade do tratamento previsto, o grau de intervenção, à novidade da tecnologia ou dos materiais de construção, bem como à complexidade da conceção ou da tecnologia. Esta intervenção do organismo, pode ser efetuada pela análise, tomando um exemplo representativo da documentação da conceção de um ou vários tipos de dispositivos que estejam a ser fabricados, devendo as análises posteriores, em especial a avaliação de alterações da conceção que possam afetar a conformidade com os requisitos essenciais, fazer parte integrante das atividades de supervisão levadas a efeito pelo organismo notificado [33].

No âmbito da Diretiva n.º 93/42/CEE, os dispositivos foram enquadrados em classes, de acordo com os procedimentos de avaliação da conformidade do produto. Resultam assim quatro classes de produtos, cuja classificação se baseia na vulnerabilidade do corpo humano, bem como do risco da conceção técnica e fabrico dos dispositivos.

O equipamento médico em estudo (ortótese) enquadra-se na classe I, por se tratar de um dispositivo de baixo grau de vulnerabilidade para o corpo humano, por conseguinte a avaliação da conformidade do produto, por via de regra, é efetuada pelo fabricante, tendo este responsabilidade exclusiva.

A sub-classificação do objeto sobre o qual recai o estudo, encontra-se prevista no Anexo IX da Diretiva e Decreto-lei já citados, e seguem os critérios de classificação dos dispositivos médicos não invasivos (Grupo III), para os quais se encontram previstas as seguintes regras de classificação [33]:

- **Regra nº1** → “Todos os dispositivos não invasivos pertencem à **classe I**, exceto no caso de se aplicar uma das regras seguintes.”

São elas as Regras nº2, 3 e 4 do mesmo anexo IX, que se aplicam sobretudo a dispositivos que se destinam à condução/transporte ou armazenamento de sangue, líquidos ou tecidos corporais, líquidos ou gases com vista à perfusão, administração ou introdução no corpo. Todos os dispositivos não invasivos destinados a alterar a composição biológica ou química do sangue, outros líquidos corporais ou outros líquidos para perfusão no corpo. Caso se destinem a ser utilizados sobretudo em feridas que tenham fissurado a derme e que só possam cicatrizar *per secundam intentionem* e em que os dispositivos se destinem essencialmente a controlar o microambiente de uma ferida.

Também na regra nº4:

- **Regra nº4** → Todos os dispositivos não invasivos que entrem em contacto com a pele lesada pertencem à classe I, **caso se destinem a ser utilizados como barreira mecânica, para compressão ou para absorção de exsudados;**

Prevê -se, a possibilidade de os fabricantes de dispositivos estéreis, ou de dispositivos com função de medição da classe I, usarem o módulo completo de garantia de qualidade no âmbito da avaliação da conformidade, a fim de lhes facultar uma maior flexibilidade na escolha dos módulos de conformidade [33].

Para a sua colocação no mercado, qualquer fabricante com domicílio ou sede em Portugal que coloque dispositivos pertencentes à classe I ou dispositivos feitos por medida no mercado, deve notificar a autoridade competente dispondo de todos os seus dados necessários. Caso não disponha de domicílio ou sede social num Estado membro da União Europeia, o

fabricante deve designar um mandatário único na União Europeia para cada dispositivo que o represente, de modo a assegurar que as autoridades competentes o possam interpellar, relativamente a questões relacionadas com a conformidade dos dispositivos [33].

No que respeita os requisitos essenciais, o fabricante deve ter em conta a conceção ergonómica, de forma a racionalizar o trabalho, eliminar manobras não produtivas, produzir mais e melhor na unidade de tempo e proporcionar maior conforto e segurança ao paciente. Como tal, deve dar maior relevo ao nível de formação e de conhecimentos dos utilizadores, nomeadamente dos utilizadores não profissionais, devendo o fabricante dar um destaque particular às consequências da utilização indevida do produto, e aos seus efeitos adversos no corpo humano [33,34].

Em conformidade com os requisitos essenciais em matéria de conceção e de fabrico dos dispositivos médicos é forçada aos fabricantes a obrigação de evitar a utilização de substâncias que possam comprometer a saúde dos doentes, em particular substâncias carcinogénicas, mutagénicas ou tóxicas para a reprodução e de, se for caso disso, visar o desenvolvimento de substâncias ou produtos alternativos que apresentem um menor potencial de risco [33].

No caso dos dispositivos da **classe I**, o fabricante deve adotar o procedimento referido no anexo VII do presente decreto-lei, do qual faz parte integrante, e elaborar, antes da respetiva colocação no mercado, a necessária declaração CE de conformidade [33].

Os dispositivos devem ser concebidos e fabricados para que a sua utilização não comprometa o estado clínico nem a segurança dos doentes, nem, ainda, a segurança e a saúde dos utilizadores ou, eventualmente, de terceiros, quando sejam utilizados nas condições e para os fins previstos, considerando-se que os eventuais riscos associados à utilização a que se destinam constituem riscos aceitáveis quando comparados com o benefício proporcionado aos doentes e são compatíveis com um elevado grau de proteção da saúde e da segurança [33].

No que respeita a proteção contra os riscos **mecânicos** e térmicos, a conceção e o fabrico dos dispositivos devem ser concebidos e fabricados de forma a proteger o doente e o utilizador contra riscos mecânicos relacionados, por exemplo, com a resistência, a estabilidade e as peças móveis. Os terminais e dispositivos de ligação às fontes de energia elétrica, **hidráulica**, pneumática ou gasosa que devam ser manipulados pelo utilizador devem ser concebidos e construídos de forma a minimizar os riscos eventuais. Em condições normais de utilização, as partes acessíveis dos dispositivos (no caso da ortótese, os seus tecidos e aço constituintes), excluindo as partes ou zonas destinadas a fornecer calor ou atingir determinadas

temperaturas e o meio circundante, não devem atingir temperaturas suscetíveis de constituir perigo nas condições normais de utilização [33,34].

É importante o fornecimento, por parte do fabricante, de todas as informações necessárias à correta utilização do equipamento em causa, da segurança e limitações que o mesmo possua, sendo que estas devem figurar, se exequível e adequado, no próprio dispositivo e, ou, na embalagem individual, ou, eventualmente, na embalagem comercial. Portanto, o equipamento deve estar devidamente rotulado e deve possuir o folheto de instruções com todas as informações essenciais ao bom funcionamento do equipamento médico. É excecional no caso dos dispositivos das classes I e IIa, desde que a respetiva segurança de utilização possa ser garantida sem o folheto [33].

A APCER é um organismo que credita diversos produtos e empresas, e assume um papel vital para o funcionamento e êxito das organizações, num mercado cada vez mais competitivo, exigente e global. Posiciona-se como uma parceira global nos negócios, disponibilizando os seus serviços de certificação, qualidade, disponibilizando serviços de certificação, auditoria & inspeção e educação & formação. E de acordo com a APCER, a certificação através da **ISO 13485:2003 - Medical Devices - Quality Management Systems - Requirements for Regulatory Purposes**, evidencia que uma organização possui capacidade para fornecer Dispositivos Médicos, bem como os serviços associados, que cumprem, de forma consistente, os requisitos dos clientes e os requisitos regulamentares aplicáveis. Suportados nas normas ISO 9000, foram desenvolvidos referenciais orientados para o fabrico de Dispositivos Médicos, que incluem requisitos específicos do sector. Desta forma, a Certificação de acordo com o referencial ISO 13485:2003 tem por objetivo facilitar a aplicação de regulamentos e diretivas comunitárias [35].

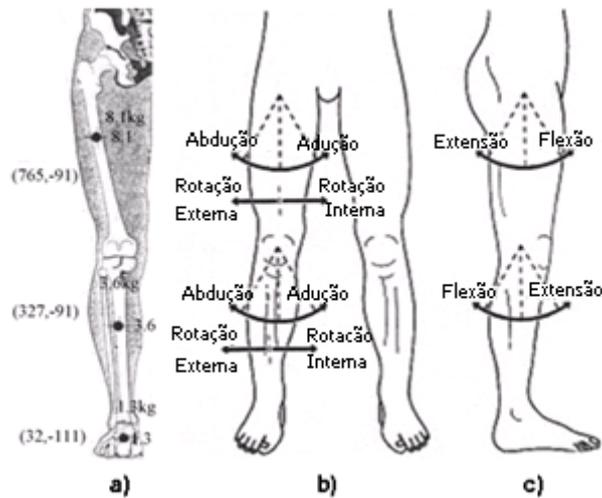
No que se refere a **ajudas técnicas**, isto é, o uso de algum tipo de produto, equipamento, instrumento ou sistema técnico, por uma pessoa com deficiência, com o objetivo de prevenir, compensar, atenuar ou neutralizar essa incapacidade, a norma **Iso 9999:2002** agrupa classes como: ortóteses e próteses; tratamento clínico individual; ajudas para treino de capacidades, e para cuidados pessoais e de proteção; ajudas para a mobilidade pessoal, e para cuidados domésticos; mobiliário e adaptações para a habitação e outros locais; ajudas na comunicação, informação e sinalização; ajudas no manuseamento de produtos e mercadorias, equipamento para melhorar o ambiente, ferramentas e máquinas; e ajudas para a recreação. [26]

O INFARMED, I.P., é designado como autoridade competente e fiscalização, para efeito do presente decreto – lei e do exercício dos direitos, das obrigações e das competências que a ordem jurídica comunitária confere às autoridades competentes dos Estados membros, nos termos previstos na lei e nas normas comunitárias aplicáveis. Através dos seus trabalhadores, funcionários ou agentes, o INFARMED procede à fiscalização do cumprimento do disposto no presente decreto – lei e na respetiva regulamentação, podendo, para efeitos de apreciação clínica ou laboratorial, recorrer a serviços de terceiros [33].

De acordo com o I.P., e citando: “Os Estados-membros tomarão todas as disposições necessárias para que os Produtos de Saúde apenas possam ser colocados no mercado e entrar em serviço caso não comprometam a segurança e a saúde dos utilizadores, quando utilizados para os fins previstos” [36].

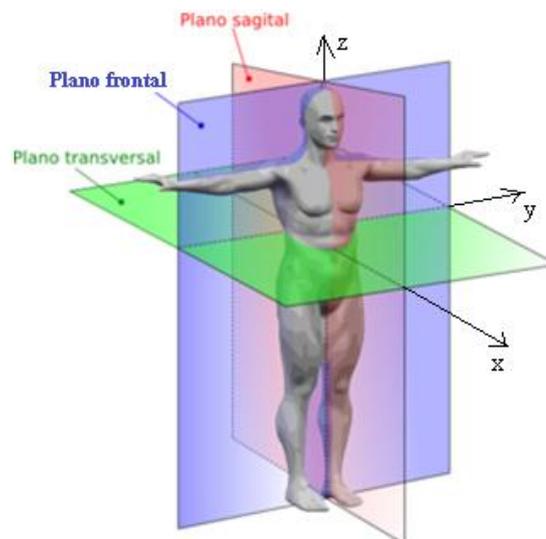
## **2.6 Graus de Liberdade**

O número de graus de liberdade de um sistema corresponde ao número de atuadores necessários para fazer movimentar o mesmo. A estrutura mecânica utilizada, para formar uma ortótese de forma a auxiliar as pessoas com paralisia ou perda de massa muscular, consiste em dez graus de liberdade (DOF). São cinco DOF para cada membro inferior, embora apenas oito DOF sejam realmente utilizados. Estes DOF correspondem ao movimento natural alcançado e à amplitude do membro inferior desde a anca até ao tornozelo, com exclusão de movimentos menos significativos [37]. A estrutura da anca possui no seu total três DOF relativos à sua flexão/extensão, abdução/adução e rotação lateral/medial, no entanto, o último grau de liberdade não é coaxial (não está no mesmo eixo) e é atualmente desconsiderado. O joelho apresenta um DOF permitindo os movimentos de flexão/extensão da perna, e o tornozelo tem um DOF para os movimentos de dorsiflexão/plantiflexão [37]. Estas convenções de coordenadas comuns estão representadas na Figura 28, juntamente com a massa média e o centro de gravidade para um ser humano “normal”.



**Figura 28: Representação esquemática do membro inferior: a) com massa média em kg, centro de gravidade (com pontos), e coordenadas das juntas convencionais; b) vista frontal com os movimentos do membro; c) vista lateral, com os respectivos movimentos de flexão e extensão [adaptado de 37].**

A Figura 29 representa os planos anatômicos do corpo humano, para uma melhor compreensão das direções dos movimentos de rotação da Figura 28.



**Figura 29: Planos anatômicos figurados num sistema cartesiano [adaptado de 38].**

Os movimentos de adução e abdução da perna ocorrem segundo o plano frontal, os movimentos de flexão e extensão acontecem no plano sagital e os movimentos de rotação sucedem-se segundo o plano transversal.

## 2.7 População alvo do dispositivo

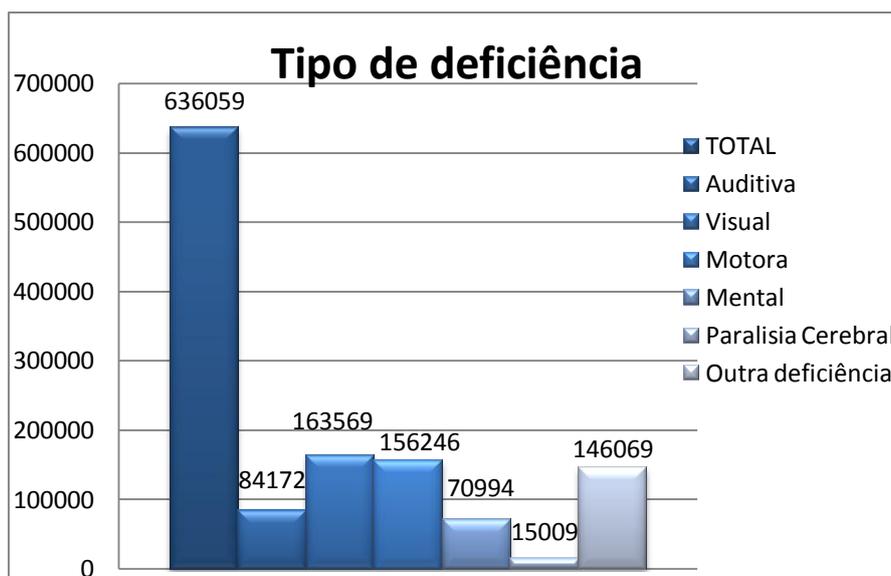
A ortótese em estudo será projetada no âmbito de melhorar e estabilizar o membro inferior, mais especificamente a articulação do joelho do paciente durante a sua marcha, de

forma equilibrada e na ação de se sentar. Permite auxiliar pacientes que apresentam falência muscular no quadríceps femoral, que sofreram acidente vascular cerebral (AVC) isquêmico ou hemorrágico, pacientes paraplégicos com lesão na região torácica baixa da coluna vertebral (T10 a T12) e com bom controlo dos músculos do tronco, entre outros já supramencionados [2].

A prática no treino da locomoção após algumas das doenças apresentadas foi provada, por diversos estudos, como um benefício terapêutico [37]. No entanto, o tratamento baseia-se em procedimentos de fisioterapia, que por sua vez são extremamente trabalhosos. Além disso, essas atividades de treino e reabilitação traduzem-se em altos níveis de esforço e desgaste físico para o paciente, e o esforço necessário, muitas vezes, leva a baixos níveis de conformidade [37]. De realçar que tudo isto deve ser alcançado num ambiente em que não deverá haver uma escassez de profissionais, com formação adequada. Uma alternativa para treinar a locomoção é o uso de ortóteses para os membros inferiores, para prestar assistência mecânica durante o caminhar do paciente, e o equilíbrio do mesmo aquando da sua posição vertical, em fase de repouso [37].

As lesões ao nível do membro inferior são muito frequentes em certas modalidades desportista. Muitos deles recorrem ao uso de equipamentos médicos para substituição ou ajuda técnica do membro. Contudo, a utilização destes equipamentos em desportistas, principalmente de alta competição, foi olhada durante muito tempo com grande ceticismo. O uso de ortóteses e próteses, por exemplo, eram o retrato de uma "doença" responsável pela diminuição do rendimento físico e psíquico do atleta [39]. Após efetuados estudos nessa área, com a aquisição de mais experiência, o uso de melhores materiais, um maior e melhor conhecimento das exigências específicas de cada modalidade e da importância da reabilitação funcional precoce, o uso de ortóteses generalizou-se para toda a população [39].

Perante uma análise estatística aos censos de 2011, verificou-se que a última aquisição dos dados relativos a deficiências dos indivíduos em Portugal, como deficiência motora, paralisia cerebral entre outras, foi efetuada em 2001. O gráfico da Figura 30 presenteia a distribuição da população com deficiência em Portugal, com um total de 636 059 pessoas, por tipo de deficiência, que por sua vez representava 6,1% da população residente total. A taxa é mais elevada entre os indivíduos do sexo masculino do que no sexo feminino (6,7% contra 5,6% da população feminina) [40].



**Figura 30: População residente em Portugal, com deficiência segundo os Censos: valor total e por tipo de deficiência (2001) [adaptado de 37].**

A deficiência motora é apontada com 156 246 pessoas, representando uma taxa de  $\approx$  24,6 % da população total com deficiência [40].

## 2.8 Questões antropométricas do membro inferior

A palavra “antropometria” deriva da palavra grega “anthropo” que significa “humano” e da palavra grega “metron” que significa “medida”. A antropometria baseia-se na mensuração sistemática e análise quantitativa das variações dimensionais do corpo humano, alusiva às dimensões do osso, músculo e tecido adiposo [41]. O peso, estatura (altura de pé), comprimento deitado, circunferências (cabeça, cintura, etc.) e diâmetro (punho, ombro, etc.), são exemplos de medidas antropométricas. As variações das dimensões são verificadas ao nível da forma e do tamanho e ocorrem dentro da população em geral, e desta surge, também, entre os sexos dos indivíduos. As diferenças antropométricas entre homens e mulheres são significativas para os diversos segmentos do corpo, mesmo a nível de composição. Os homens são maiores e ultrapassam as mulheres em quase todas as variáveis dimensionais do corpo, exceto na largura e circunferência da anca e extensão do peito. No que respeita à composição corporal, os níveis de gordura representam uma maior proporção da massa do corpo para a mulher do que para os homens adultos [41]. Os tamanhos e as formas dos seres humanos são adquiridos hereditariamente, de acordo com a sua etnia, classe social e ocupação, tal como devido à emigração e misturas genéticas entre grupos de etnias diferentes [41]. A nutrição é um

dos fatores que cria diferenças entre países, que são conjugadas de acordo com a sua etnia e género [42].

Na conceção de dispositivos médicos é necessário ter em atenção o seu dimensionamento, para que estes se possam ajustar a cada indivíduo em particular, pois a forma do membro implicará o formato do dispositivo. Face às variações supracitadas, o tamanho deve ser estabelecido a partir das dimensões do utilizador. Muitas vezes há um número elevado de dimensões críticas que pode tornar a seleção das variáveis críticas num processo difícil.

As especificações de desempenho para as articulações da perna humana, durante a marcha humana “normal”, são mostrados na Tabela 2, juntamente com as gamas de variação humana de binários máximos permitidos e de amplitudes de movimento.

**Tabela 2: Desempenho e amplitude de movimento de um ser humano com marcha normal [adaptado de 37].**

<b>Movimento da Articulação/Segmento</b>	<b>Gama de Forças</b>	<b>Gama de Valores</b>
<b>Anca</b>		
<b>Flexão/Extensão</b>	110 N.m	120° / 20°
<b>Adução/Abdução</b>	125 N.m	45° / 30°
<b>Rotação Interna</b>		35° – 45°
<b>Rotação Externa</b>		45° – 50°
<b>Joelho</b>		
<b>Flexão/Extensão</b>	72.5 N.m	140°
<b>Tornozelo</b>		
<b>Plantiflexão/Dorsiflexão</b>	19.8 N.m	50° / 30°

Estes valores tabelados permitirão que haja uma futura comparação com os dados obtidos pelo uso da ortótese, concluindo se esta é eficaz ou não, mais precisamente o mecanismo de ação de bloqueio. Também permitirá, caso necessário, que os intervalos sejam ajustados mecanicamente para se adequar aos limites de conforto de um utilizador.

---

# Metodologia do projeto

---

## CAPÍTULO 3

O capítulo que se segue define a o estabelecimento dos principais objetivos do projeto e a formulação de uma estrutura de funções de acordo com uma série de questões que devem ser efetuadas no início do mesmo. O recurso aos requisitos do projeto permitem estabelecer as suas especificações de desempenho, onde será restringido um conjunto de soluções essenciais à conceção do dispositivo.

Serão apresentadas as soluções ponderadas no estudo de dissertação efetuado por um aluno de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho, e estabelecida a melhor solução.

### 3.1 Estabelecimento de objetivos

Quando um projetista é confrontado com a criação de um novo produto, dependendo da “necessidade” do mesmo por parte de um cliente ou um diretor de uma empresa, o projetista encontrar-se-á com certas limitações iniciais. Posto isto, é pouco provável que essa “necessidade” seja expressa de forma clara e concisa, devido à incerteza do que é pretendido. A maior parte das vezes o projeto apresenta, como ponto de partida, um problema mal estabelecido, ou até mesmo, uma consistência de requisitos um tanto ou quanto vaga e/ou

indefinida, pois o cliente só saberá, muito provavelmente, o tipo de produto que pretende e não terá grande aptidão para especificar detalhes ou ideias sobre as variantes que poderão existir [43]. Para se tentar aclarar um pouco as indefinições, efetua-se uma listagem dos objetivos pretendidos, para se chegar a um objetivo desejável, aprovado quer pelo cliente quer pelo próprio projetista e demais interessados. Esta lista deve ser clara e simples, porque mesmo apesar de poder sofrer algumas modificações ao longo do tempo, tornar-se-á cada vez mais fácil e entendível encontrar a solução pretendida [43].

A exposição aos objetivos pretendidos é mais simples quando se aplica o método da árvore dos objetivos. Trata-se de um método útil e claro, que permite realçar os objetivos e meios para os atingir, através de uma simples representação esquemática em forma de diagrama. Com este método, os diferentes objetivos encontram-se relacionados entre si, criando-se uma hierarquia entre os objetivos e sub-objetivos [43].

Segue-se a árvores de objetivos formulada para o equipamento médico em estudo (Figura 31).



**Figura 31: Representação esquemática da árvore dos objetivos, sub-objetivos e as suas relações.**

Esta fase inicial, de armazenamento de ideias e exigências iniciais, deve consistir numa listagem de objetivos efetuada pelo projetista que inclui as exigências do cliente, os objetivos obtidos, através de questões efetuadas ao cliente, e os parâmetros resultantes de discussões do problema no seio do grupo de trabalho. Como tal, e de forma a facilitar o acesso para a resolução do problema em si, é importante que se especifique cada objetivo considerado na árvore de objetivos [43]. Se todos estes objetivos forem cumpridos, não só se obtém um dispositivo versátil como inovador. Todavia, isto não chega para se ter uma boa solução. Uma ortótese conta com a presença de certos requisitos fundamentais antes de ser vendida a um cliente. Trata-se de um equipamento que é feito à medida do paciente, porque não há uma pessoa exatamente igual.

O equipamento deve ter uma funcionalidade operativa, capaz de produzir o efeito pretendido, tal como segurança. O paciente deve-se sentir confortável e seguro, para que não tenha receios de utilizar a ortótese. Como tal, é necessário que se garanta o menor risco de dano do equipamento ao paciente, e um reduzido número de falhas do mesmo.

O fabrico, a montagem e a manutenção do equipamento deverão ser o mais simples possível, desde que contenha o necessário para funcionar bem e como pretendido. A simplicidade de um equipamento torna-o menos trabalhoso para quem o constrói, e possivelmente, menos confuso e menos dispendioso para quem o adquire e usa. Não basta ter um ótima solução e ninguém saber colocá-la em prática, o que lhe concebe o desuso e o retorno ao uso dos equipamentos tradicionais. Toda a produção deve incidir na qualidade do produto, requerendo o uso dos materiais apropriados, de preferência biodegradáveis e não tóxicos, e com uma “vida” útil dos componentes, por exemplo no caso de metal, que não sofra corrosão com brevidade respeitando, assim, as questões ambientais.

A versatilidade é outro parâmetro importante a ser considerado para a ortótese. Esta característica afere modularidade e flexibilidade ao sistema, logo, é facilmente reconfigurável para servir diferentes pessoas com os mesmos propósitos, e é adaptável a quem o manipula, quer seja por um médico, fisioterapeuta e/ou o próprio paciente.

Uma das grandes questões no meio de todo o processo, acaba por recair sobre o preço real a que ficará o equipamento para o paciente. Por vezes, torna-se mais importante este ponto que a própria recuperação da locomoção do paciente, principalmente quando se trata de uma faixa etária mais avançada e, claro, de carências financeiras por parte das famílias. Portanto, é crucial a relação preço/qualidade do produto, e que esta seja acessível ao maior número de

pessoas, isto é, barato e bom, tornando-o mais atrativo para quem o quer adquirir. Isto é possível através do uso de um reduzido número de componentes, tal como o baixo custo dos mesmos.

Quando se apresenta um determinado investimento, para potenciais compradores, e tendo em conta o desenvolvimento tecnológico, é crucial e não faz sequer sentido não haver uma preocupação ambiental, o que só ajuda na conceção de projetos ecologicamente eficientes.

No que respeita à questão ergonómica, é essencial uma adaptação eficaz do equipamento ao seu usuário, para que este possa caminhar e sentar o mais fácil e confortável possível, e que no fim do dia não possua dores dolorosas. Claro que esta situação pode sempre agravar-se mais perante as adversas condições de saúde em que se encontre o paciente. Neste sentido, é importante desenvolver um dispositivo mais autónomo de modo a aliviar estas questões ergonómicas, e que possa ser fácil de usar por parte do paciente.

Em suma, é fundamental a criação de equipamentos cuja adaptação por parte do utilizador seja fácil, de preço atrativo e que apresente uma simples montagem e manutenção do próprio equipamento.

### **3.2 Estabelecimento de funções**

São várias as questões iniciais tanto por parte do projetista como do cliente, para que se chegue à solução do problema, de forma clara e concisa. Como tal para clarificar e expandir os objetivos expostos é preciso saber responder às seguintes três questões: “Porquê?”, “Como?” e “Para quê?” [43]. Uma forma simples e útil de se conseguir dar resposta ao pretendido é primeiramente listar os objetivos, seguidamente deve-se ordená-los, hierarquizando-os em conjuntos e subconjuntos, de forma a tornar mais fácil e perceptível o ponto a que se quer chegar. E por fim criar uma “Árvores de Objetivos” de onde se obtém o nível de importância desejado. Não é mais do que um diagrama onde serão reportadas as principais especificações do produto, as suas principais funções e as diversas soluções apresentadas para concretizar cada função. Esta estrutura de funções permite criar uma ligação entre o objetivo de mais baixo nível com o de mais alto nível, sendo que o primeiro será o meio interveniente para alcançar o objetivo de mais alto nível [43].

A construção da árvore de objetivos força o projetista a questionar os objetivos do projeto, e, assim, melhorar e refinar a percepção do problema, atingindo um consenso no seio do grupo de trabalho [43].

De forma a melhorar a análise do projeto, inclui-se o método da análise de funções, que é um método que expressa a função global em termos de conversão de entradas em saídas. Esta estrutura inicia com a função global, entendida como uma simples “caixa negra”, representada com um diagrama de blocos, que apenas converte entradas em saídas. No seu sentido descendente seguem-se as sub-funções, igualmente figuradas com diagramas de blocos e interligadas entre si, indicando como um objetivo de alto nível pode ser alcançado. Com esta estrutura as funções são identificadas mais rapidamente, apresentando-se a ordem pela qual elas acontecem, bem como o limite conceptual das mesmas, atingindo-se o tal “balizamento”. E o projetista passa a ter uma noção mais evidente do que realmente é pretendido, e qual o melhor caminho para o atingir [43]. É importante delimitar que a função global concretiza-se se todas as funções forem executadas.

O maior atributo deste dispositivo é o bloqueio da articulação do joelho, e naturalmente de toda a ortótese. Este equipamento deverá ter a capacidade de bloquear em várias amplitudes, durante a fase de apoio, e principalmente deverá efetuar o bloqueio total aquando da extensão do paciente (fase de apoio médio). Assim, é possível ao paciente caminhar em diferentes pavimentos, e também sentar-se numa cadeira. Entre a fase final de apoio terminal e o início da fase de balanço a ortótese desbloqueia e dá-se o movimento livre do membro inferior, e a flexão do joelho (articulação livre) pois o calcanhar do membro afetado deixa de ter contacto com o solo. A Figura 32 esquematiza o diagrama de funções para um sistema de bloqueio da ortótese.

Através desta estrutura de funções pode-se observar que logo após a fase final de balanço, o utilizador da ortótese entra em contacto com o solo, dando-se o primeiro toque com o calcanhar do membro lesionado. Aqui, a bolsa hidráulica, colocada dentro do sapato na zona do tacão, é pressionada pelo calcanhar do utilizador, obrigando o fluido a sair da bolsa. Daqui o fluido entra na zona de tubagem, que está fixa à bolsa, iniciando-se o processo de envio do sinal, sinal este que irá ao encontro do sistema de encravamento, que se encontra ao nível da articulação do joelho. Quando o líquido chega ao reservatório desse sistema ocorre o bloqueio total da ortótese, fase de apoio médio, em que o pé está totalmente apoiado no solo, e o peso do corpo encontra-se inteiramente apoiado no membro inferior. Ainda na fase de apoio inicia-se o

processo de desbloqueamento da ortótese, entre o apoio terminal e a fase de pré-balanço, em que o pé do membro inferior bom entra em contacto com o solo. O fluido é obrigado a recuar à bolsa hidráulica, devido à existência de duas molas de compressão que irão ajudar o êmbolo de encravamento a recuar. Este por sua vez encontra-se no interior do reservatório, do sistema de encravamento.

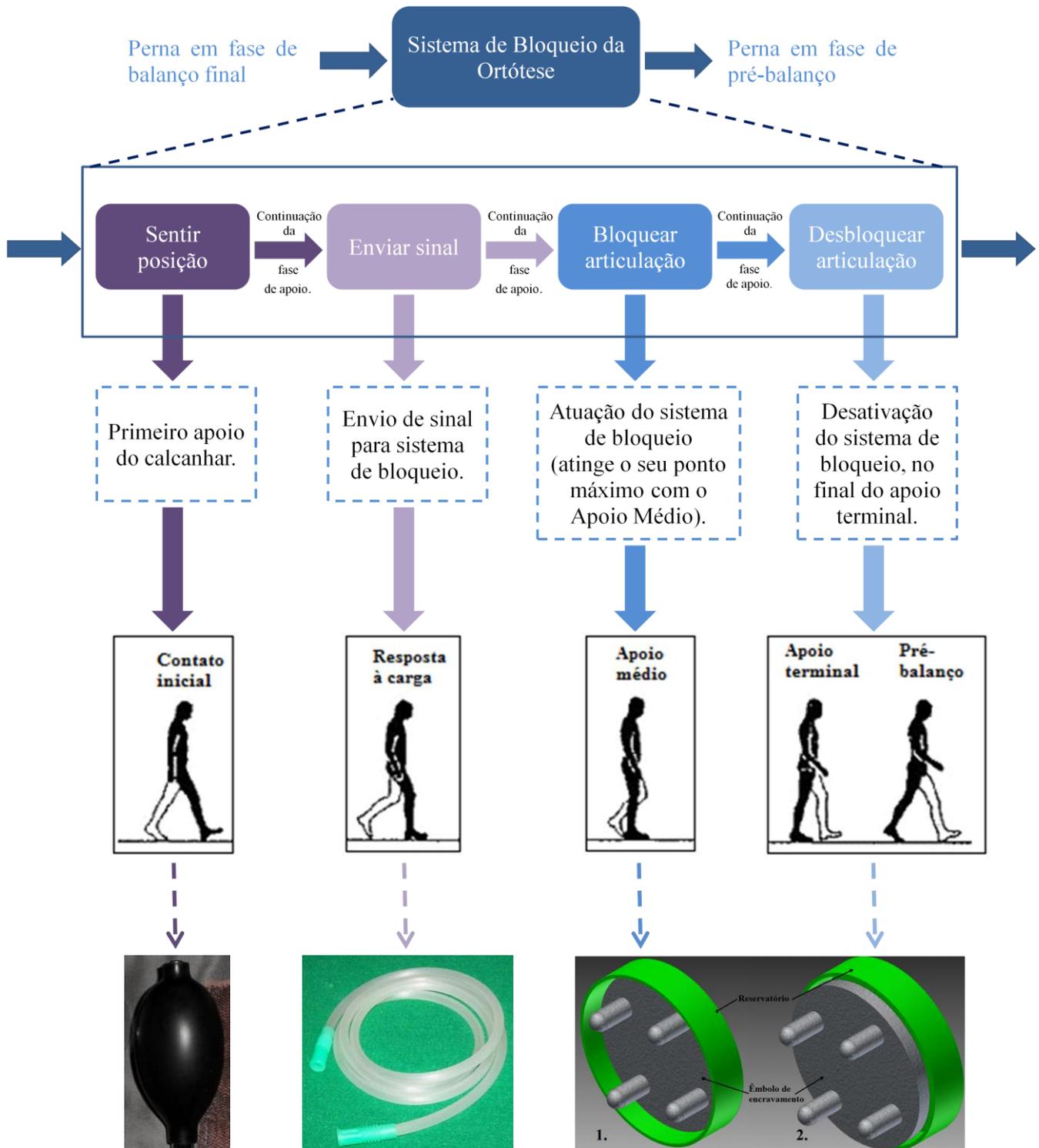


Figura 32: Estrutura de Funções.

Quando a ortótese é desbloqueada, em que o paciente já não exerce força sobre o sistema de atuação, o mecanismo da ortótese oferece um movimento livre do membro ao paciente.

### 3.3 Requisitos do projeto

No início do projeto são definidos os principais objetivos e respetivas funções, que servem como chave para orientar as etapas necessárias à conceção e realização do projeto. Segue-se a formulação da árvore de objetivos e a estruturação de funções, contudo, não é conseguível delimitar de uma forma precisa aquilo que se pretende obter, contrariamente ao método de especificações de desempenho, ou seja, dos requisitos. Como tal, de forma a esmiuçar as especificações do projeto é possível restringir o conjunto de soluções a serem consideradas e assim obter uma melhor conceção do dispositivo pretendido. Neste sentido, as especificações essenciais estão representadas na Tabela 3, seguida da respetiva descrição.

Neste capítulo são estabelecidos parâmetros necessários para uma melhor conceção do equipamento, de forma a contextualizar as funcionalidades do mesmo, eficazmente. Assim sendo, estes parâmetros devem ser regidos segundo certos limites, no sentido de evitar problemas conceptuais, como por exemplo, um elevado custo para a solução encontrada, dimensão e/ou peso da ortótese, etc. [43].

A solução alcançada torna-se satisfatória quando se percorre um percurso de aquisição de toda a informação inerente, que defina cada elemento que pertence ao produto dito final, isto é, devem ser recolhidos todos os requisitos que definam o produto pretendido. A todo este processo dá-se o nome de método da especificação de desempenho, em que estas especificações são essenciais para definir o nível de desempenho do produto necessário, e não o componente físico desejado para atingir esse desempenho [43].

Os requisitos apresentados na Tabela 3 são organizados de acordo com as seguintes especificações técnicas, as quais a ortótese deve obedecer e cumprir: *(i)* permitir o bloqueio da articulação do joelho em diferentes ângulos, na fase de apoio, para uma locomoção mais normal e em diferentes pavimentos; *(ii)* garantir a rápida imobilização do mecanismo de ação do sistema, assim que o paciente exercer força sobre o calcanhar/bolsa hidráulica; *(iii)* o sistema deve ser adaptado a um sapato, o que ajudará a estabilizar a ortótese no membro; *(iv)* o sistema de bloqueio deve ser colocado do lado de fora da ortótese, de modo a não causar ferimentos ao utilizador; *(v)* a ortótese não pode apresentar arestas vivas, para não causar danos ao utilizador;

(vi) usar materiais biocompatíveis no fabrico da ortótese, de modo a não causar alergias ou outros danos fisiológicos ao utilizador; (vii) não permitir a extensão do joelho superior a 5° (gráfico da Figura 23-a do Capítulo 1), de forma a não causar danos anatómicos ao utilizador; (viii) permitir a flexão livre do joelho a uma amplitude máxima de 120°, possibilitando ao utilizador sentar-se; (ix) garantir que o sistema de bloqueio atua, de forma segura e eficaz, em pacientes até um peso máximo de 110 kg.

Segue-se a Tabela 3 de estabelecimento de especificações, cujo cada parâmetro é discutido posteriormente. Os valores apresentados referem-se a uma pessoa do sexo feminino, com 58 kg e 1,67 m de altura.

**Tabela 3: Lista de Especificações (“D” – Demands - exigidos; “W” – Wishes – desejados).**

		<i>Especificações</i>	Página 1
		para Ortótese para membros inferiores	
Alterações	D ou W	Requerimentos	
	D	1 Dimensionamento total do dispositivo Peso total: $\approx 1,4 - 1,5$ kg (sem calçado e óleo) Comprimento lado direito (dentro): $\approx 75$ mm Comprimento lado esquerdo (fora): $\approx 77 - 80$ mm	
	D	2 Dimensões da ortótese Altura da coxa: $\approx 30$ Altura da perna: $\approx 49$ cm	
	D	3 Perímetros das articulações na coxa Parte proximal: $\approx 56$ mm Parte distal: $\approx 42$ mm Apoios: couro, metal	
	D	4 Perímetros das articulações na perna Parte proximal: $\approx 39$ mm	

**Tabela 3: Lista de Especificações (“D” – Demands - exigidos; “W” – Wishes – desejados) – continuação.**

		<p>Parte distal: <math>\approx</math> 30 mm</p> <p>Apoio: plástico</p>
	W	<p>5 Características da bolsa hidráulica</p> <p>Formato: Elíptica</p> <p>Diâmetro: <math>\approx</math> 55 cm</p> <p>Material: Borracha</p>
	W	<p>6 Características do tubo de ligação entre a bolsa hidráulica e o sistema de bloqueio</p> <p>Diâmetro interno do tubo: 6 mm</p> <p>Diâmetro externo do tubo: 8 mm</p> <p>Comprimento: <math>\approx</math> 500 mm</p> <p>Material: Termoplástico</p>
	W	<p>7 Características dos joelhos</p> <p>Curva: 90°</p> <p>Raio curto: <math>\approx</math> 5-6 mm</p> <p>Diâmetro interno: 6 mm</p>
	W	<p>8 Molas de Compressão</p> <p>Força pré-tensão: 51,69 N</p> <p>Força máxima de compressão: 58,36 N</p>
	W	<p>9 Parafuso</p> <p>Forma: Roscado</p> <p>Material: Aço 1045</p>
	W	<p>10 Pino Central</p> <p>Diâmetro externo: 10 mm</p> <p>Diâmetro interno: 5 mm</p> <p>Comprimento: 9 mm</p> <p>Material: Aço 1045</p>
	W	<p>11 Êmbolo de encravamento</p> <p>Diâmetro dos pinos: 6 mm</p> <p>Espaçamento entre os pinos e o centro do êmbolo: 17 mm</p> <p>Comprimento: 13 mm</p> <p>Diâmetro: 49 mm</p>

**Tabela 3: Lista de Especificações (“D” – Demands - exigidos; “W” – Wishes – desejados) – continuação.**

		<p>Espessura: 4 mm</p> <p>Material: Liga de alumínio 7075</p>
	W	<p>12 Reservatório (parte 1)</p> <p>Diâmetro: 55 mm</p> <p>Espessura: 2 mm</p> <p>Altura: 11 mm</p> <p>Material: Polietileno de alta densidade (HDPE)</p>
	W	<p>13 Reservatório (parte 2)</p> <p>Diâmetro: 57 mm</p> <p>Espessura: 2 mm</p> <p>Altura: 4 mm</p> <p>Diâmetro orifício interno: 5 mm</p> <p>Material: Polietileno de alta densidade (HDPE)</p>
	W	<p>14 Parte inferior da ortótese</p> <p>Diâmetro: 50 mm</p> <p>Diâmetro do orifício central: 10 mm</p> <p>Diâmetro dos 12 orifícios: 6 mm</p> <p>Largura do batente: 2 mm</p> <p>Raio de curvatura interno do batente: 9 mm</p> <p>Raio de curvatura externo do batente: 11 mm</p> <p>Largura da haste: 28 mm</p> <p>Espessura: 4 mm</p> <p>Material: Plástico</p>
	W	<p>15 Parte superior da ortótese</p> <p>Diâmetro: 50 mm</p> <p>Diâmetro do orifício central: 10 mm</p> <p>Diâmetro dos 4 orifícios: 6 mm</p> <p>Largura da haste: 28 mm</p> <p>Espessura: 4 mm</p> <p>Material: Liga de alumínio 7075</p>

**Tabela 3: Lista de Especificações (“D” – Demands - exigidos; “W” – Wishes – desejados) – continuação.**

	W	16 Características da película antifricção Diâmetro: 50 mm Diâmetro do orifício central: 10 mm Diâmetro dos 4 orifícios: 6 mm Largura do batente: 2 mm Raio de curvatura interno do batente: 9 mm Raio de curvatura externo do batente: 11 mm Espessura: 1 mm Material: Politetrafluoretileno (PTFE)
	W	17 Materiais ecológicos e resistentes (a forças aplicadas, desgaste, etc.)
	W	18 Mecanismo simples, de fácil utilização, e simplicidade de peças
	W	19 Materiais normalizados
	W	20 Estrutura ergonómica
	W	21 <i>Design</i> atrativo e prático
	W	22 Multifuncional – Bloquear/Desbloquear
	D	23 Seguro e funcional

1. Dimensionamento total do dispositivo: o peso é extremamente relevante, uma vez o utilizador necessita obter equilíbrio e conforto com o seu uso, pois se for exorbitante é impossível para o paciente usar. Deve ser o menor peso possível, de tal forma que torne o equipamento seguro e confiável, com resistência mecânica, e que sirva os seus propósitos. O comprimento é definido de acordo com as dimensões do próprio utilizador, visto ser um equipamento feito à medida.
2. Dimensões da ortótese: aqui são referidas as medidas relativas à altura da coxa, joelho e perna do respetivo utilizador, porque o dispositivo é feito à medida.
3. Perímetros das articulações na coxa: medição dos diâmetros da coxa, nas zonas proximal e distal, onde se colocam os possíveis apoios.
4. Perímetros das articulações na perna: medição dos diâmetros da perna, nas zonas proximal e distal, onde se colocam os possíveis apoios.
5. Características da bolsa: são definidas as principais características da bolsa desde o tipo de material utilizado às suas dimensões e o formato da mesma, importantes para o propósito da bolsa, sítio onde é colocada e contacto com fluidos.

- 6.** Características do tubo de ligação entre a bolsa hidráulica e o sistema de bloqueio: é importante o conhecimento do tipo de material utilizado, porque entra em contacto com o fluido; as suas dimensões envolvem questões como perdas de carga, caudal necessário para avançar o êmbolo, etc.
- 7.** Características dos joelhos: estes curvos têm  $90^\circ$  e permitem a ligação do tubo ao sistema de atuação e bloqueio. É importante o conhecimento das suas dimensões que devem corresponder às dimensões do tubo de ligação usado, a fim de evitar perdas de carga ou fugas do fluido. A utilização dos joelhos evita a dobra do tubo de ligação nos locais de proximidade aos sistemas, em que o tubo encaixa.
- 8.** Molas de compressão: compreensão das características das molas, de acordo com o trabalho que devem exercer no sistema. É necessário conhecer as suas dimensões dentro do sistema e a sua força conjunta em pré-tensão e compressão total, para que o êmbolo de encravamento funcione.
- 9.** Parafuso central: contribui para a fixação dos suportes do mecanismo, em parceria com o pino central, e é um parafuso roscado, com dimensões normalizadas.
- 10.** Pino central: funcionará como o eixo de rotação do sistema de encravamento, possui duas perfurações roscadas de forma a acoplar com o parafuso. Proporciona, juntamente com o parafuso, a fixação das partes superior e inferior da ortótese.
- 11.** Êmbolo de encravamento: tem a função de bloquear com a subida do fluido, e desbloquear a ortótese na descida do fluido, este último por ação das molas de compressão. As suas dimensões são importantes e de acordo com o reservatório, pois o êmbolo fica dentro dele. Tal como o tipo de material utilizado devido ao seu contacto com o fluido.
- 12.** Reservatório (parte 1): trata-se da fase do reservatório onde o fluido fica armazenado no ato de bloqueio da ortótese. Ainda não se encontra com as dimensões normalizadas, mas possui as dimensões conseguidas e necessárias ao bom funcionamento do sistema. É roscado na sua extremidade exterior, para acoplar com a tampa.
- 13.** Reservatório (parte 2): é a tampa do reservatório, onde fica encostado o êmbolo de encravamento no momento de bloqueio da ortótese. É roscado na sua parte interna, de forma a conectar com a base do reservatório. A parte de fora da tampa está soldada à parte superior de fixação da ortótese.

- 14.** Parte inferior de fixação da ortótese: um dos componentes responsáveis pela ligação da ortótese com o sistema de bloqueio. A sua geometria vai ao encontro da geometria do sistema de encravamento, com diversos orifícios que permitem o bloqueio em vários ângulos, e o batente de segurança, tornando o dispositivo seguro e a funcionar dentro do pretendido.
- 15.** Parte superior de fixação da ortótese: um dos componentes responsáveis pela ligação da ortótese com o sistema de bloqueio. A sua geometria vai ao encontro da geometria do sistema de encravamento, com os quatro orifícios onde encaixam os pinos do êmbolo de encravamento.
- 16.** Características da película antifricção: esta película situa-se entre as partes superior e inferior da ortótese, e é responsável pela diminuição do atrito e desgaste entre as duas peças.
- 17.** Materiais utilizados ecológicos e resistentes (a forças aplicadas, desgaste, etc.): os materiais selecionados para a produção do produto devem satisfazer certos requisitos, como serem resistentes, de forma a suportar o peso do utilizador e a força aplicada pelo mesmo no dispositivo, devem apresentar um baixo peso, o que facilita a movimentação do dispositivo, e ainda ecológicos, para uma possível reutilização, quando perder a sua funcionalidade.
- 18.** Mecanismo simples, de fácil utilização, e simplicidade de peças: as peças devem ser simples tal como o mecanismo, para fácil montagem e utilização, quer por um profissional de saúde, quer pelo próprio utilizador.
- 19.** Materiais normalizados: o uso de materiais conhecidos e de fácil aquisição diminui os custos.
- 20.** Estrutura ergonómica: a estrutura do dispositivo deve ser concebida e dimensionada, com base nos dados antropométricos adequados, relativos ao utilizador.
- 21.** *Design* atrativo e prático: é importante que o dispositivo seja prático e esteticamente agradável à vista de quem o irá adquirir, para que se sinta confortável a utilizá-lo.
- 22.** Multifuncional – Bloquear/Desbloquear: esta característica é a base deste mecanismo, pois diferencia-o dos restantes dispositivos que existem no mercado. É um dispositivo hidráulico-mecânico, simples, de fácil aquisição, manipulação e manutenção.
- 23.** Seguro e funcional: é importante que o dispositivo seja funcional e seguro, garantindo ao seu utilizador uma locomoção o mais natural possível e de forma segura, confiável.

### 3.4 Descrição e análise das soluções

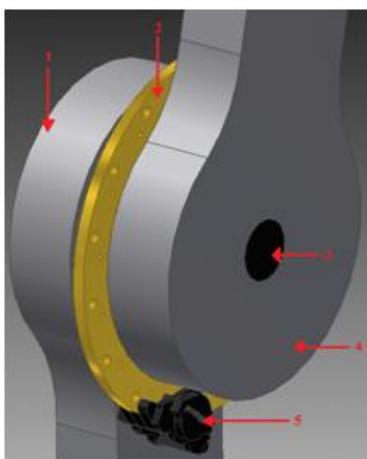
Após o estudo de dissertação efetuado por um aluno de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho, onde foram apresentados os quatro tipos diferentes de sistema de bloqueio, a escolha mais estruturada apontou para um sistema de bloqueio em vários ângulos por êmbolo de encravamento.

De seguida serão apresentadas as diversas soluções com respetiva descrição, resultantes do antigo estudo. Cada uma das soluções desenvolvidas representa mecanismos bem conhecidos, mas que podem atribuir características inovadoras à ortótese, capazes de lhe conferir versatilidade, funcionalidade e, também, autonomia. Todas as soluções de sistemas que serão brevemente apresentados podem ser similarmente adaptadas a uma ortótese, previamente adquirida. Perante as quatro soluções todas elas oferecem vantagens e desvantagens quando comparadas umas com as outras, sendo imprescindível saber qual a que reúne as melhores características.

#### 3.4.1 Solução 1 – Sistema de bloqueio em vários ângulos por travão de disco

Este sistema de bloqueio funciona com base no atrito gerado do contacto entre o disco e a pinça de travão. Os componentes deste sistema complementam-se uns com os outros através da solidariedade entre o disco com a parte superior da ortótese, e a pinça de travão com a parte inferior da ortótese.

O sistema de bloqueio é constituído pelos componentes apresentados na Figura 33.



**Legenda:**

- 1** – Parte inferior da ortótese;
- 2** – Disco de travão;
- 3** – Pino central;
- 4** – Parte superior da ortótese;
- 5** – Pinça de travão.

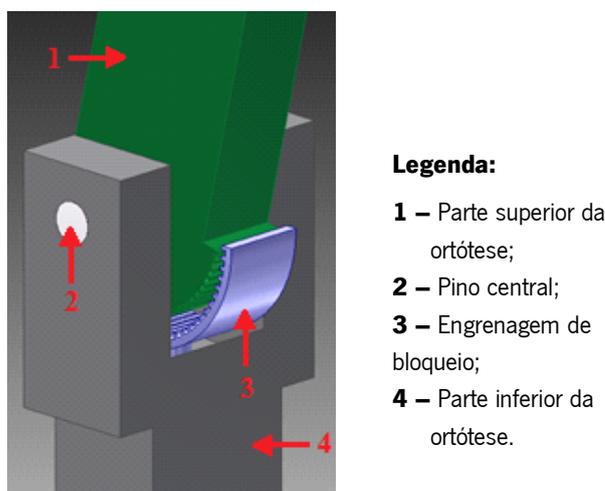
**Figura 33: Constituição do mecanismo de bloqueio por travão de disco [adaptado de 4].**

Tal como em qualquer projeto que se faça é sempre essencial apresentar as vantagens e desvantagens, aquando da sua utilização.

Vantajosamente trata-se de um sistema simples, que permite o bloqueio em qualquer ângulo desejável, permitindo, assim, uma grande flexibilidade do sistema no que respeita à amplitude de bloqueio, traduzindo-se num caminhar mais natural para o paciente. Contudo, acarreta problemas a nível do seu dimensionamento, que ao contrário dos discos de travão utilizados nos automóveis, neste caso não existe a possibilidade de arrefecimento. Assim sendo, é difícil a projeção do disco em pequenas dimensões, e ao mesmo tempo, funcionalmente eficiente. Existe ainda o problema do atrito gerado, que ao longo do tempo acabará por desgastar as pastilhas da pinça de travão e por sua vez diminuir a eficiência de bloqueio [4].

### 3.4.2 Solução 2 – Sistema de bloqueio em vários ângulos com engrenagens

Este sistema permite o bloqueio da articulação do joelho em vários ângulos, através do uso de engrenagens. A Figura 34 demonstra a constituição do mecanismo.



**Figura 34: Constituição do mecanismo de bloqueio por engrenagens [adaptado de 4].**

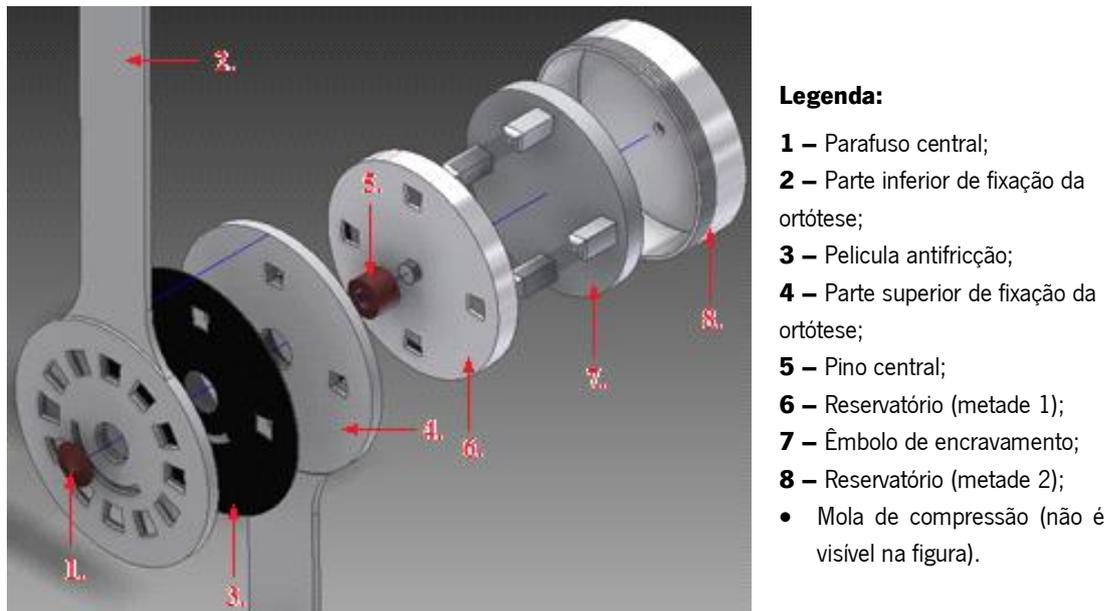
A utilização de um sistema de bloqueio em vários ângulos com engrenagens acarreta algumas vantagens na sua utilização, como por exemplo o facto de conferir uma maior segurança ao utilizador, pois a probabilidade de o sistema não bloquear a articulação é baixo, oferece a possibilidade de bloquear o sistema em diferentes ângulos, podendo o paciente adaptar-se a diferentes ambientes. Por outro lado, é um sistema construtivamente mais complicado, existe, também, o contratempo das engrenagens serem relativamente frágeis para dimensões reduzidas, e com um elevado número de ciclos a que o mecanismo estará sujeito

obter-se-á um rápido desgaste dos componentes. Uma forma de contrariar esta dificuldade é através da utilização de materiais que, para dimensões reduzidas, ofereçam uma elevada resistência a tensões de esmagamento e de corte, o que por vezes poderá aumentar significativamente o custo final [4].

### 3.4.3 Solução 3 – Sistema de bloqueio em vários ângulos por êmbolo de encravamento

Este sistema de encravamento tem semelhança aos sistemas anteditos, em que permite o bloqueio da articulação do joelho em vários ângulos. Para ajudar o processo este será atuado hidráulicamente através de uma bolsa localizada por baixo do calcanhar do paciente. A ligação entre ambas as disposições será uma tubagem, e a amplitude deste sistema deverá permitir o bloqueio em quatro posições diferentes, 177°, 147°, 117°, 87°, 57°.

Segue-se a constituição do mecanismo, 9 tipos de componentes, representados na vista explodida da Figura 35:



**Figura 35: Vista explodida do sistema de bloqueio, por êmbolo de encravamento [adaptado de 4].**

São vantagens deste sistema a sua simplicidade de funcionamento e composição, é ergonómico para o utilizador e com fácil manutenção. Tem a possibilidade de bloquear a articulação em vários ângulos, permitindo a deslocação do paciente em diferentes tipos de pavimentos (escadas, rampas de acesso inclinadas, caminhos irregulares, etc). Não sendo

diferente das soluções já apresentadas, este sistema, apresenta algumas dificuldades na sua conceção como é o caso do desgaste por contacto, resultante do elevado número de ciclos que o sistema está sujeito (tensão cíclica). Também a própria seleção dos materiais torna-se um pouco preocupante pois estes devem resistir às forças e momentos inerentes aos movimentos presentes no joelho do utilizador aquando da locomoção [4].

#### 3.4.4 Solução 4 - Sistema de bloqueio em vários ângulos por linguete

Este sistema atua, igualmente, com uma bolsa hidráulica e permite o bloqueio em diferentes ângulos. É essencialmente constituída por 5 componentes representados na Figura 36.



**Figura 36: Constituição do mecanismo de bloqueio por linguete [adaptado de 4].**

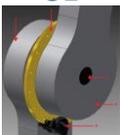
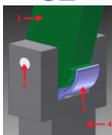
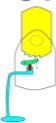
Este sistema traz vantagens como bloquear em diferentes ângulos, permitir a extensão do joelho, na fase de apoio, tal como o sistema de bloqueio por êmbolo de encravamento. Apesar destas qualidades, este sistema apresenta uma estrutura frágil, que surge de um elevado e rápido desgaste no linguete e nas ranhuras da parte superior da ortótese, ficando sujeito a constante substituição, o que se poderá tornar bastante dispendioso. E segundo o estudo anterior, este sistema bloqueia, apenas, em três posições diferentes, tornando-se um obstáculo para o paciente no exercício de subir escadas, caminhos irregulares com buracos, entre outros [4].

### 3.5 Análise das soluções

#### 3.5.1 Análise comparativa entre as três soluções

Na Tabela 4, é feita uma comparação das quatro soluções anteriormente apresentadas, que serão postas à prova através da análise de determinados parâmetros. Estes parâmetros sofrem uma classificação de “muito mau” a “muito bom”, sendo feito posteriormente os somatórios parciais (positivo e negativo) e totais para cada solução. Esse resultado apresentará a solução mais adequada, que melhor definirá os critérios pretendidos. Esta classificação foi realizada de forma hipotética, cuja pontuação varia de acordo com a maior ou menor presença em cada uma das soluções superintendidas, pois até à fase não havia um modelo físico que demonstrasse e possibilitasse a realização de testes ou a aplicação a situações reais.

**Tabela 4: Comparação entre as quatro soluções apresentadas [adaptado de 4].**

<b>Critério/Solução</b>	<b>S1</b> 	<b>S2</b> 	<b>S3</b> 	<b>S4</b> 
Peso	—	—	+	+
Ângulos de bloqueio	+++	+	++	—
Eficiência de bloqueio	++	++	+++	+++
Eficiência no desbloqueio	+	— —	+++	++
Simplicidade no fabrico	—	— —	—	+
Fiabilidade	— —	—	++	+
Compatibilidade com o sistema de atuação	+++	++	+++	+++
Ergonomia	—	+	++	++
Manutenção	+	—	+++	+
Ruído	++	— —	+	+
Durabilidade	—	—	+	+
Custo	+	++	+	+
Adaptação a ortóteses já existentes	++	+	++	+
<b>Total +</b>	15	9	24	18
<b>Total —</b>	6	10	1	1

**Tabela 4: Comparação entre as quatro soluções apresentadas [adaptado de 4] – continuação.**

<b>Total</b>	<b>21</b>	<b>19</b>	<b>25</b>	<b>19</b>
--------------	-----------	-----------	-----------	-----------

Legenda da tabela: “+++” Muito bom, “++” Bom, “+” suficiente, “—” Insuficiente; “— —” Mau; “— — —” Muito mau

Como se pode constatar, através dos valores obtidos na Tabela 4, todas as quatro soluções propostas apresentam vantagens quando comparadas umas com as outras. Das quatro soluções a que apresenta a pontuação mais elevada, e, portanto, a mais adequada para a maioria dos objetivos propostos no projeto, é a solução três.

### 3.5.2 Comparação da melhor solução com uma solução existente

Nesta fase será comparada a solução considerada ideal, com uma solução atualmente, existente no mercado (Tabela 5). A articulação considerada para a comparação apresenta um funcionamento idêntico à que queremos implementar. São as articulações IQ e funcionam através de um sistema com função pendular que vai fazendo com que a articulação vá bloqueando e desbloqueando durante as fases do ciclo de marcha [27]. Este tipo de articulação é bastante silencioso, comparativamente a outros sistemas deste género. O modo de funcionamento tem por base a função pendular, e as ortóteses trancam e destrancam nas diferentes fases da marcha, e são usadas para utentes com força muscular de pelo menos grau 2. Também tem a vantagem de estar apto qualquer peso do paciente [27].

O que se quer provar é que este novo conceito para bloquear a ortótese é inovador, e resultará num preço mais apazível para quem o quer adquirir.

**Tabela 5: Análise comparativa entre a solução 3 e os equipamentos atualmente utilizados.**

<b>Critério/Solução</b>	<b>S3</b>	<b>Articulação IQ</b>
Peso da ortótese	— —	—
Ângulos de bloqueio	++	+
Eficiência de bloqueio	+++	+++
Eficiência no desbloqueio	+++	+++
Simplicidade no fabrico	—	— —

**Tabela 5: Análise comparativa entre a solução 3 e os equipamentos atualmente utilizados – continuação.**

Fiabilidade	++	++
Compatibilidade com o sistema de atuação	+++	+
Ergonomia	++	++
Manutenção	+++	++
Ruído	+	+
Durabilidade	+	++
Custo	+	— — —
Adaptação a ortóteses já existentes	++	++
Simplicidade	+	—
Segurança	++	++
Multifuncionalidade (bloqueio e desbloqueio)	++	++
Atratividade	+	—
<b>Total +</b>	29	23
<b>Total —</b>	3	8
<b>Total</b>	26	15

Legenda da tabela: “+++” Muito bom, “++” Bom, “+” suficiente, “—” Insuficiente; “— — —” Mau; “— — —” Muito mau

Caso o valor do resultado total fosse negativo ou nulo, significava que a solução apresentada não traria vantagens, nem superava os instrumentos atualmente existentes, o que não se verificou. A solução 3 apresenta mais aspetos positivos e menos negativos que a articulação IQ. Pegando num dos parâmetros da tabela, a ser avaliados, as articulações IQ durante a marcha só bloqueiam em um ângulo, sendo que para alteração desse ângulo recorre-se a um parafuso, o que peca em relação à solução 3, que permite o bloqueio em vários ângulos. Em suma, e sendo esta análise comparativa entre a solução 3 e a articulação IQ um pouco subjetiva, visto não haver um contacto direto e de conhecimento profundo com a articulação IQ, ocorre uma diferença visível entre os dois sistemas. A solução 3 possui mais valores positivos e um total final superior à articulação IQ, o que leva a concluir que o bloqueio da ortótese por êmbolo de encravamento poderá ser uma mais-valia no futuro ortopédico.

### **3.6 Sistema de bloqueio por êmbolo de encravamento e Sistema de atuação**

Pretende-se desenvolver um novo conceito de ortótese dinâmica, tipo KAFO, de forma a implementar um novo complemento terapêutico unilateral para certas lesões ao nível do membro inferior, em que a estabilidade do joelho, e consequentemente do membro, é corrompida. Para que haja uma melhoria no desenvolvimento do movimento, no equilíbrio e estabilização do membro inferior e, portanto, o apoio da função articular, criou-se este novo conceito de ortótese baseado num sistema de atuação óleo-hidráulico.

#### **3.6.1 Princípio geral de funcionamento**

De uma forma geral, o seu princípio de funcionamento baseia-se num sistema de atuação óleo-hidráulico, em que é aplicada uma bolsa óleo-hidráulica, que ficará por baixo do calcanhar do paciente, colocado no interior do sapato e que conterá um fluido (óleo). Desta bolsa sairá um tubo que conduzirá o óleo a um sistema mecânico de bloqueio/desbloqueio (desenvolvido especialmente para esta tarefa) o qual é colocado na junta de rotação da ortótese, ao nível do joelho. Este sistema mecânico bloqueará automaticamente a junta de rotação ao nível do joelho através do aumento da pressão do óleo, decorrente da força de apoio do pé no chão, durante a marcha, pelo que a compressão do fluido hidráulico irá empurrar um êmbolo de encravamento na direção dos suportes de fixação da ortótese. Esta atuação óleo-hidráulica forçará os pinos do êmbolo de encravamento a atravessar simultaneamente as ranhuras presentes nos suportes de fixação da ortótese, bloqueando, assim, o seu movimento relativo, e, por sua vez a articulação do joelho. O desbloqueio da junta de articulação do joelho será realizada de modo “*automático*”, também pelo sistema mecânico implementado; isto é, mal deixe de ocorrer o contato do pé do paciente com o solo, a pressão do óleo diminui e uma mola de compressão, existente dentro do dispositivo de bloqueio óleo-hidráulico, faz com que os pinos do êmbolo de encravamento retornem à sua posição inicial, permitindo, deste modo, a rotação livre da articulação do joelho, durante a fase de balanço. Este sistema foi desenvolvido de forma a permitir o bloqueio da articulação do joelho em 5 posições diferentes: aos 177°, 147°, 117°, 87° e 57°, o que, teoricamente, poderá possibilitar a deslocação/movimentação do paciente em diferentes tipos de pavimentos.

O objetivo principal e fundamental dos ensaios clínicos que se pretendem realizar em ambiente hospital é testar e aferir, de forma sistemática, o princípio de funcionamento de atuação óleo-hidráulico implementado neste tipo de ortótese (para membros inferiores), e verificar a sua viabilidade técnica e médica. Para validar o conceito aqui apresentado, e permitir o seu melhoramento e otimização, terá que ser aplicado/testado em situações reais e com indivíduos que apresentem um *deficit* de extensão muscular num dos membros, com uma força muscular, no mínimo, de grau 2. Prevê-se, para tal, que esta ortótese seja testada por pacientes que sofreram, por exemplo, alguma lesão neurológica, AVC crónico, ou outros já mencionados, encontrando-se numa situação de falência ao nível do joelho, apenas numa das duas pernas. Para a seleção do(s) paciente(s) mais apropriado(s) para testar este dispositivo de ajuda técnica/reabilitação, é indispensável a cooperação e intervenção especializada do corpo clínico de um hospital.

Os testes a serem realizados compreendem a utilização da ortótese durante a marcha e sobre os quais se pretende recolher diversas filmagens da marcha do paciente, com e sem a ortótese, no membro inferior, bem como efetuar um registo fotográfico para cada um dos ensaios. Será realizado, também, um breve questionário sobre os dados antropométricos do paciente, as suas limitações e a sua reação ao conforto/desconforto (vantagens/desvantagens) do uso da ortótese, para uma maior perceção do funcionamento da mesma (Formulário Anexo A). Todos os dados recolhidos são confidenciais, e só terão acesso as pessoas envolvidas no projeto aqui reportado. O rosto do(a) paciente será, também, excluído aquando das filmagens e fotografias. Pela natureza do projeto não se preveem riscos ou incómodos significativos, além dos que ocorrem normalmente com uma utilização de ortótese deste tipo para os membros inferiores.

### **3.6.2 Procedimento de Ensaio**

Após a identificação do paciente (realizada pelo corpo clínico do hospital cooperante) de acordo com características mais aconselháveis à realização do teste, será efetuada uma pequena análise da situação do paciente, onde se verificará:

- O tipo de patologia;
- O membro afetado;
- (e onde se obterão) Os dados antropométricos do paciente.

Após a aquisição dos dados necessários, proceder-se-á ao fabrico da ortótese com o apoio da empresa Padrão Ortopédico. Quando a produção da ortótese estiver concluída, dá-se o seguimento aos testes práticos, em que:

- Será pedido ao paciente para demonstrar a sua marcha sem ortótese, registada por filmagem e fotografia;
- Será colocada a ortótese no paciente, por cima da calça;
- Será pedido ao paciente que inicie a sua marcha com a ortótese, registada por filmagem e fotografia;
- Será realizado um breve questionário, para uma maior perceção do uso da ortótese, se é confortável/desconfortável, e se sentiu que o sistema de bloqueio da mesma era conveniente aquando da sua locomoção (Formulário Anexo A).

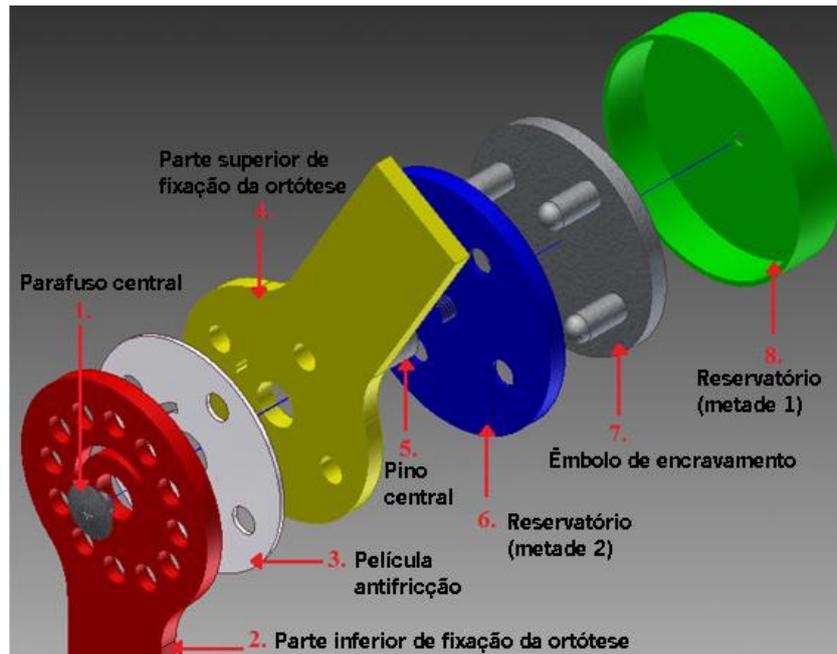
Após o tratamento e a análise de todos os dados obtidos, será dado o conhecimento do resultado quer ao paciente quer ao seu responsável de saúde, bem como aos restantes membros do corpo clínico que estejam diretamente relacionados com o paciente.

### **3.6.3 Constituição do sistema de bloqueio**

A solução que apresenta as melhores condições para o trabalho pretendido recai sobre o mecanismo com o sistema de bloqueio, em vários ângulos, por êmbolo de encravamento. Este sistema atuará em congruência com o sistema de atuação, que se encontrará por debaixo do calcanhar. Todo o mecanismo envolvente na ortótese deverá atuar para que a marcha do utilizador seja o mais suave e natural possível.

O sistema de bloqueio encontra-se representado na Figura 37, com os respetivos componentes constituintes. Os desenhos técnicos relativos a este sistema de encravamento encontram-se no Anexo B\*.

\*NOTA: Os desenhos técnicos foram realizados pelo aluno André Alves durante a realização da sua dissertação, como o sistema de encravamento não sofreu alterações, mantiveram-se os seus desenhos.



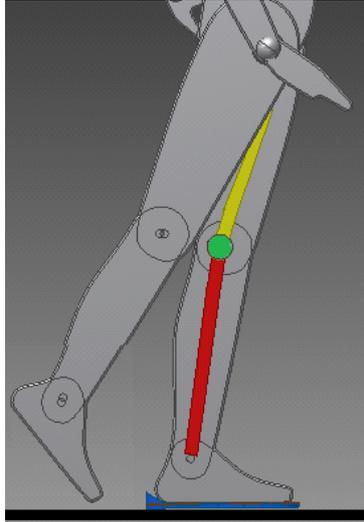
**Figura 37: Esquema representativo da perspectiva explodida do sistema por êmbolo de encravamento [adaptado de 4].**

Na Figura 37 é possível observar a perspectiva explodida do sistema de bloqueio, com a legenda dos seus constituintes. Entre o êmbolo de encravamento e o reservatório (metade 2), retratado com a numeração 6 na Figura 37, existem duas molas de compressão sobrepostas uma na outra (Figura 38), responsáveis pela descensão do fluido até ao sistema de atuação, que se encontra por baixo do calcanhar (figurado mais à frente). A parte do reservatório representada a azul na figura (componente 6) funciona como uma tampa do reservatório, é um elemento roscado na borda da superfície do lado interior e possui 4 seções circulares, por onde passarão os pinos do êmbolo.



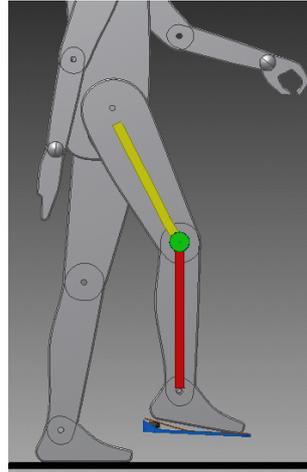
**Figura 38: Representação esquemática da posição da mola de compressão, no momento do êmbolo recuado (falta a representação do componente 6 na imagem) [adaptado de 4].**

O ciclo de marcha inicia na fase de apoio (Figura 39), e nesta fase, em termos de ação mecânica, o êmbolo de encravamento é empurrado na direção dos suportes de fixação da ortótese, componentes (2) e (4). Esta “obrigação” deve-se à compressão exercida na bolsa hidráulica, quando se pratica força no calcanhar, pressionando a ascensão do fluido até ao reservatório (8), o que resulta no deslocamento do êmbolo.



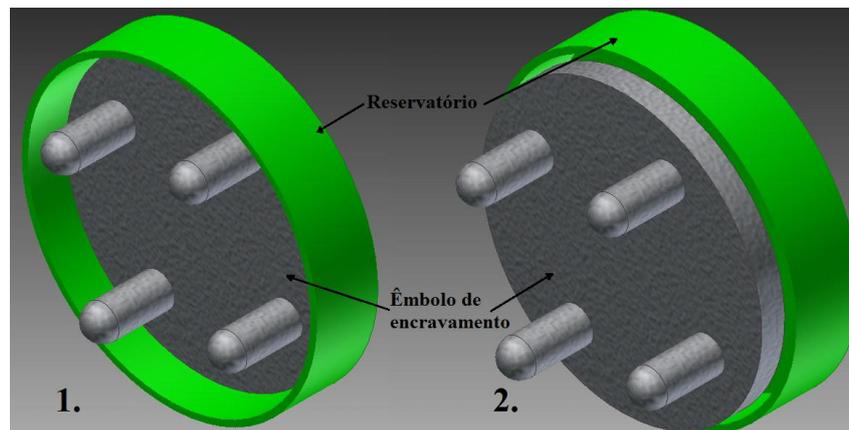
**Figura 39: Representação da fase de apoio, com a articulação do joelho bloqueada [adaptado de 4].**

Quando se entra na fase de balanço (Figura 40), significa que o pé está totalmente fora do chão, e neste momento o êmbolo de encravamento encontra-se na posição recuada, dentro do reservatório (8). Este facto deve-se à existência de duas molas, centradas ao redor do pino central, e posicionadas entre o reservatório (6) e o êmbolo de encravamento (7). A utilização de duas molas deve-se ao facto de o uso de uma mola, apenas, não fornecer a força suficiente para empurrar o êmbolo à sua posição de recuado, e extrair totalmente o óleo do sistema de encravamento. Com a ação das molas o retorno do óleo dá-se mais rapidamente, o que possibilita um caminhar mais natural para o paciente. Nesta fase de balanço, as partes superior (4) e inferior de fixação da ortótese (2), rodam entre si, devido à existência do pico central (Figura 37, componente 5), e a articulação do joelho movimenta-se livremente.



**Figura 40: Representação da fase de balanço, com movimento livre da articulação do joelho [adaptado de 4].**

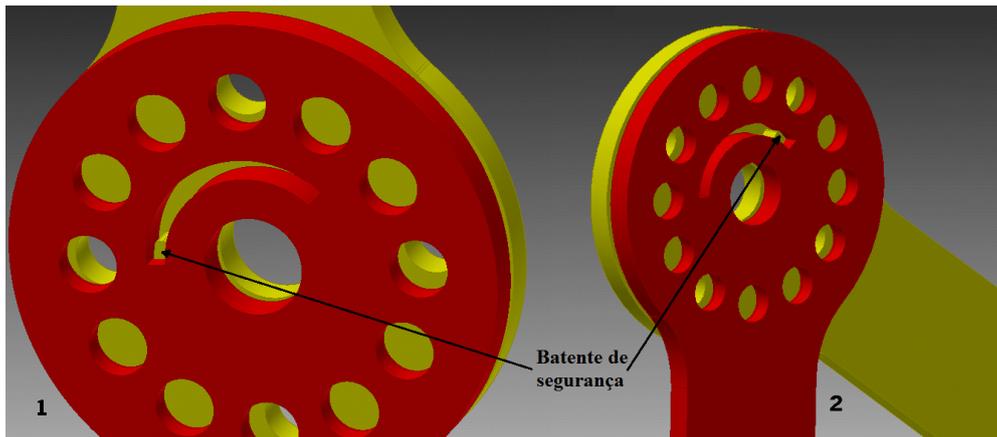
A Figura 41 exemplifica uma parte do reservatório e o êmbolo de encravamento na sua posição recuada e avançada.



**Figura 41: Representação do reservatório (metade 2) com o êmbolo de encravamento, na posição recuada (1.) e avançada (2.) [adaptado de 4].**

Durante o bloqueio, os pinos do êmbolo vão atravessar, simultaneamente, as ranhuras dos componentes (2) e (4), o que implica o bloqueio da articulação do joelho. À volta do êmbolo existe um vedante para que o óleo não verta para fora do reservatório.

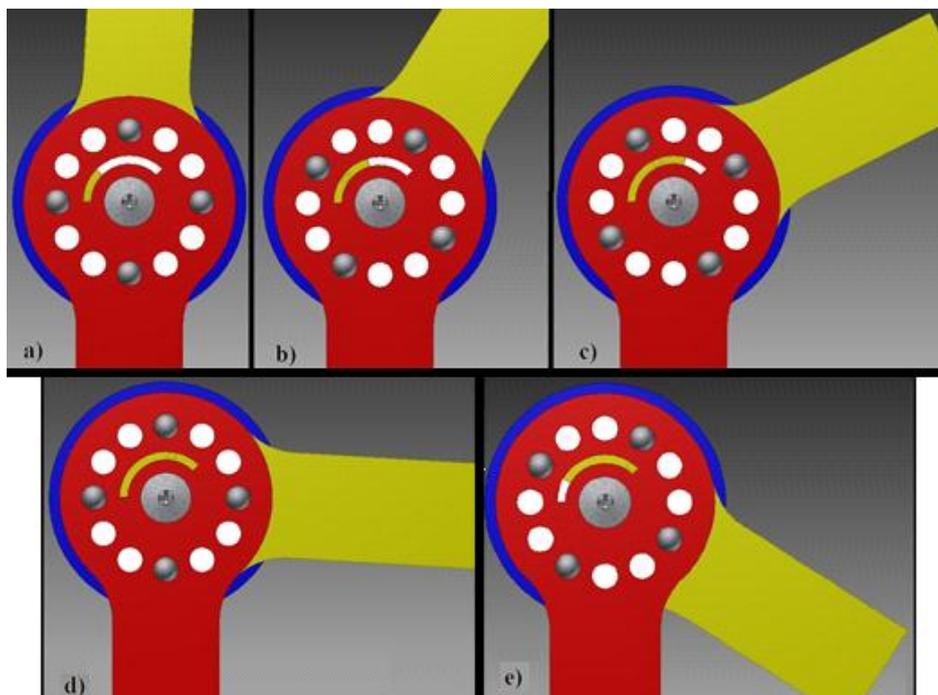
Como se pode observar nas figuras apresentadas, a parte inferior de fixação da ortótese exhibe vários orifícios na sua superfície, responsáveis pela facilidade de bloqueio da ortótese em diversos ângulos. Neste componente está, também, presente um aspeto importante que é uma pequena ranhura, denominada de batente de segurança. Esta ranhura existe por questões de segurança do sistema para o paciente, pois irá delimitar os seus movimentos de flexão e extensão, impedindo que os mesmos sejam demasiado severos para o paciente. A Figura 42 demonstra as duas perspetivas da utilização do batente de segurança.



**Figura 42:** Representação das partes inferior (vermelho) e superior da ortótese (amarelo), com o batente de segurança e a respectiva posição em que irá atuar. 1 – Extensão máxima; 2 – Flexão máxima [adaptado de 4].

### 3.6.3.1 Funcionamento do sistema de bloqueio

Tal como foi mencionado precedentemente, este sistema permite o encravamento em cinco ângulos de bloqueio diferentes,  $177^\circ$ ,  $147^\circ$ ,  $117^\circ$ ,  $87^\circ$  e  $57^\circ$ , e cada um destes ângulos representa uma posição diferente entre a parte superior e inferior de fixação da ortótese, tal como demonstrado na Figura 43. Estes ângulos em específico devem-se à posição descentrada dos pinos do êmbolo de encravamento, pelo que não é possível obter ângulos como, por exemplo, de  $120^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $30^\circ$  e  $0^\circ$ .



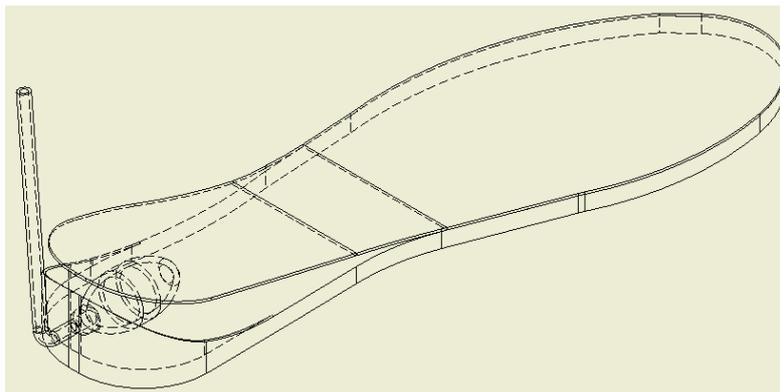
**Figura 43:** Representação dos vários ângulos de bloqueio da ortótese para diferentes posições. (a) bloqueio a  $177^\circ$ ; (b) bloqueio a  $147^\circ$ ; (c) bloqueio a  $117^\circ$ ; (d) bloqueio a  $87^\circ$ ; (e) bloqueio a  $57^\circ$  [adaptado de 4].

As imagens da Figura 43 representam os movimentos que o paciente poderá efetuar, facilitando o caminhar em vários tipos de pavimentos e, até, simplesmente se sentar. Na posição (a), por exemplo, o paciente encontra-se com o pé totalmente apoiado no chão, com extensão completa, na fase de apoio médio, já na posição de (d) e (e) o paciente estará sentado.

Em suma, o facto de este sistema ser simples e universal, significa que pode ser personificado de paciente para paciente, de acordo com a sua patologia, de tal forma que se pode aumentar ou diminuir o número de ângulos de bloqueio.

### 3.6.4 Constituição do sistema de atuação

O sistema de atuação consiste no conjunto de dois elementos principais, a bolsa hidráulica e o tubo de ligação (Figura 44).



**Figura 44: Concepção do sistema de atuação, com a respetiva posição ocupada pelo tubo de ligação e a bolsa hidráulica [adaptado de 4].**

#### 3.6.4.1 Funcionamento do sistema de atuação

Após já referidas algumas considerações do sistema ao longo do trabalho, sabe-se que a bolsa hidráulica deverá posicionar-se entre o calcanhar e o sapato, visto ser no calcanhar que se transmite a maior parte do peso do corpo, proveniente do astrágalo em direção solo. No momento em que o pé se apoia totalmente no solo exerce-se o máximo de pressão na bolsa. Com o aumento de pressão o fluido existente na bolsa é “obrigado” a deslocar-se no sentido do sistema de bloqueio, ao nível da articulação do joelho. Esta transmissão deve-se à presença de uma tubagem, que se liga desde a bolsa hidráulica ao sistema de bloqueio, com a ajuda de 2 joelhos, um em cada entrada do tudo, não provocando a danificação do tubo.

O tubo de ascensão e descensão do fluido é o mesmo, mas adquirem denominações diferentes para cada situação anunciada. Quando o fluido sobe em direção ao sistema de bloqueio estamos na presença de uma conduta de pressão, quando o fluido efetua o processo contrário, devido à ação da mola de compressão como já foi explicado, o tubo é apelido de conduta de retorno [44]. Estas especificações serão importantes para os cálculos efetuados no Capítulo 4, onde serão analisadas com mais cuidado.

Em suma deste capítulo, o bloqueio e desbloqueio da ortótese e conseqüentemente da articulação dos membros inferiores tem de ser quase que imediato, sendo extremamente importante garantir a correta coordenação entre estes dois sistemas, de bloqueio e de atuação. Assim, prevê-se a obtenção de uma marcha o mais suave e natural possível.



---

# Análise Teórica

---

## CAPÍTULO 4

Neste capítulo será estudado e apresentado todos os cálculos necessários ao bom funcionamento do projeto, as suas limitações e todas as dimensões utilizadas. Serão especificados os materiais utilizados para os componentes, como algumas das suas propriedades mecânicas, físicas, elétricas e térmicas.

### 4.1 Cálculo de perdas de carga no circuito

O princípio utilizado no funcionamento da ortótese para membros inferiores desenvolvida neste projeto, baseia-se na atuação de um fluido hidráulico, e estes fluidos apresentam funções vantajosas, tais como: a transmissão de pressão, a lubrificação de partes móveis, a proteção contra a oxidação, a eliminação de calor e a remoção de partículas metálicas. Para este trabalho em particular foi utilizado um óleo de baixa viscosidade da classe SAE 30 (*Society of Automotive Engineers* de grau 30). Assim sendo, mecanicamente, trata-se de um circuito óleo-hidráulico e que acarreta consigo perdas de energia durante o seu funcionamento. O óleo utilizado é avaliado

e classificado como um produto que não é perigoso nem para a saúde pública nem para o meio ambiente [45-47].

A forma na qual a energia hidráulica se manifesta é através do fluxo do óleo, sendo que essa energia é função de dois parâmetros, o caudal e a pressão. Com os dados das perdas de caudal e pressão é possível determinar as perdas de energia de um sistema hidráulico. As perdas de caudal são perdas por fuga de óleo que podem ocorrer internamente, nos órgãos hidráulicos, ou externamente, em encanamentos e uniões. As perdas de pressão, geralmente denominadas de perdas de carga, resultam do atrito gerado no escoamento do óleo, quer entre o óleo e a superfície, quer entre as moléculas do próprio óleo. As perdas de carga podem, ainda, assumir-se como distribuídas ou localizadas. As perdas de carga distribuídas (atrito viscoso) ocorrem ao longo de todo o circuito como, por exemplo, um tubo com determinado comprimento, em que ocorre escoamento de óleo. As perdas de carga localizadas (atrito cinético) acontecem em pontos específicos, aquando de uma mudança bruta no escoamento, como é o caso de um joelho a 90° [44].

Para se determinar a pressão total num ponto do circuito, é necessário considerar três componentes: componente dinâmica; componente estática; e componente gravítica. A soma destes três componentes é dada pela equação de Bernoulli, que descreve o comportamento de um fluido ao longo de uma linha de corrente, e declara que um fluido ideal, em regime de condução em circuito fechado, segue o princípio da conservação da energia [44].

Segue-se a equação de Bernoulli (1), da qual se obterá a pressão total num ponto do circuito:

$$p_T = K_e \cdot \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v^2 \cdot 10^{-5} + p + \rho \cdot g \cdot h \cdot 10^{-5} \quad (1)$$

Com:

$p_T$  = pressão total (bar);

$K_e$  = coeficiente do tipo de escoamento;

$K_e = 2$  – regime laminar

$K_e = 1$  – regime turbulento

$\rho$  = massa específica do óleo SAE30 (a  $T_{\text{ambiente}} = 20^\circ$ ) ( $\text{kg}/\text{m}^3$ ) – em geral considerar  $\rho = 890 \text{ kg}/\text{m}^3$ );

$v$  = velocidade média do óleo no ponto considerado ( $\text{m}/\text{s}$ );

$p$  = pressão hidrostática (bar);

$g$  = aceleração da gravidade ( $g \approx 9,8 \text{ m}/\text{s}^2$ );

$h$  = diferença de nível entre o ponto considerado e o ponto mais baixo do circuito (m), que corresponde à altura desde a articulação do joelho anatómico à base do pé.

A componente gravítica normalmente é desprezada para baixas diferenças de nível,  $h$ , contudo o fator “g” pode contribuir durante a descida do fluido.

Alguns dos cálculos que serão efetuados neste capítulo estão disponíveis no Anexo C.

#### 4.1.1 Cálculo de perdas de carga distribuídas ao longo do tubo

As perdas de carga distribuídas são em função direta do caudal do óleo ( $Q$ ), do comprimento do tubo (m) e da pressão de trabalho (bar), e são inversamente proporcionais ao diâmetro do tubo (m) [44].

Tratando-se de uma instalação já conhecida, e portanto com o conhecimento do diâmetro do tubo, o primeiro passo a dar é definir a velocidade média do óleo no tubo. Após o conhecimento desse dado, verifica-se em primeiro lugar se se trata de uma situação admissível, ou não. Através da Tabela 6 é possível verificar as velocidades admissíveis limite em condutas de retorno e de pressão, para uma pressão entre os 0 e 50 bar [44].

**Tabela 6: Tabela de velocidades admissíveis em condutas de retorno (óleo desce) e condutas de pressão (óleo sobe) para pressões inferiores a 50 bar [adaptado de 44].**

Conduta de retorno	Conduta de pressão
2 m/s	0 – 50 (bar)
	3 m/s

Um dado adquirido é que a pressão absoluta do fluido, isto é, a pressão disponível, quando se pressiona a bolsa hidráulica é de, aproximadamente, 2,4 bar (240 kPa), obtida através de um manómetro de pressão. A bolsa hidráulica tem uma geometria elíptica, com um diâmetro de, aproximadamente, 55 mm e feita do material de borracha. Este teste foi realizado com um indivíduo de, aproximadamente, 90 kg.

Como se trata de uma pressão entre os 0 e 50 bar, obtém-se os dois valores de velocidades admissíveis apresentadas na Tabela 6. Segundo as normas, o óleo não deve ultrapassar os 3 m/s, mas como a conduta para a ascensão e descensão do fluido é a mesma considera-se o valor da velocidade admissível limite em condutas de retorno (2 m/s), para não haver perdas de carga elevadas.

Após a seleção do tubo, é possível determinar a perda de pressão na conduta, com a seguinte expressão [44]:

$$\Delta p = \lambda \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2} \cdot \frac{\ell}{d} \cdot 10^{-5} \quad (2)$$

com:

$\Delta p$  = perda de pressão na conduta (bar);

$\ell$  = comprimento do tubo (mm);

$d$  = diâmetro interno do tubo (mm);

$\lambda$  = coeficiente de perda de carga, que depende do tipo de escoamento do óleo, se é laminar ou turbulento.

Como se trata de um tubo estreito e liso, para baixas velocidades, o regime em causa é laminar. O coeficiente de perda de carga, para regime laminar, é determinado da seguinte forma [44]:

$$\lambda = 64 \cdot Re^{-1} \quad (3)$$

Em que o número de Reynolds,  $Re$ , é dado por [44]:

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\mu} \quad (4)$$

Sendo que num fluido uma das variáveis mais importantes para o estudo do comportamento do mesmo é a viscosidade, apresenta-se de seguida o cálculo de determinação da viscosidade dinâmica do óleo ( $\mu$ ) recorrendo-se à seguinte expressão [46]:

$$\vartheta = \frac{\mu}{\rho} \quad (5)$$

com:

$\mu$  = viscosidade dinâmica (Pa.s).

$\vartheta$  = viscosidade cinemática (m<sup>2</sup>/s)

#### 4.1.2 Cálculo de perdas de carga distribuídas em tubagens curvas

As perdas de carga localizada numa tubagem curva podem ser calculadas pela seguinte expressão [44]:

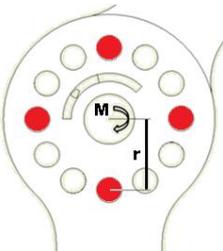
$$\Delta p = k \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2 \cdot g} \cdot 10^{-3} \quad (6)$$

em que:

$k$  = coeficiente de perda de carga obtido graficamente, da função entre o raio de curvatura e o diâmetro interior do tubo;

Todos os resultados inerentes ao estudo cinemático e dinâmico da marcha, determinados, anteriormente, pelo centro de investigação CT2M da Universidade do Minho, estão apresentados na Tabela 7. Os mesmos foram calculados com respeito a certas especificações, sendo elas, a consideração de um indivíduo sem patologias e com cadência normal. Segundo a literatura, o momento máximo na articulação do joelho anatómico, para um indivíduo com estas características, tem um valor de 0,615 N.m/kg, e foi estipulada uma massa corporal máxima de 110 kg, para o indivíduo que poderá usar a ortótese. Os cálculos apresentados foram efetuados para situações limite.

**Tabela 7: Cálculos referentes ao estudo académico realizado anteriormente [adaptado de 4].**

Descrição	Fórmulas	Cálculos e resultados
Binário máximo admissível no mecanismo	$\tau(\text{máx.}) = \text{Momento}_{\text{máx joelho}} \times m_{\text{máx.paciente}}$	$= 0,615 \times 110 = 67,65 \text{ N.m}$
Valor máximo da força que atua nos pinos de encravamento (zona de aprisionamento do sistema entre o êmbolo e a parte inferior da ortótese) M – Momento presente no eixo de rotação r – Distância entre o centro de rotação e o centro de um dos pinos	$F_{\text{pinos}} = \frac{M}{r}$ 	$= \frac{67,65 \times 1000}{17} = 3979,41 \text{ N}$
Força que atua em cada um dos 4 pinos (representados a vermelho na imagem acima)	$F_{\text{cada pino}} = \frac{F}{4}$	$= \frac{3979,41}{4} = 994,85 \text{ N}$
Área do pino sujeita ao esmagamento d – diâmetro do pino h – altura do pino sujeita a esmagamento	$A = \frac{2\pi \times d \times h}{2}$	$= \frac{2\pi \times 6 \times 4}{2} = 75,4 \text{ mm}^2$
Área do pino sujeita ao corte, d – diâmetro do pino	$A = \pi \times d^2$	$= \pi \times 6^2 = 113 \text{ mm}^2$
Valor do coeficiente de segurança aplicável ao sistema		$S_g = 5$

**Tabela 7: Cálculos referentes ao estudo académico realizado anteriormente [adaptado de 4] – continuação.**

Tensão de cedência para o esmagamento	$\sigma(esm) = \frac{F_{cada\ pino}}{A(esm)}$	$= \frac{994,85}{75,4} = 13,19\ MPa$
Valor da tensão de cedência ao esmagamento do material	$\sigma e = Sg \times \sigma(esm)$	$= 5 \times 13,19 = 65,97\ MPa$
Tensão de cedência para o corte	$\tau(corte) = \frac{F_{cada\ pino}}{A(corte)}$	$= \frac{994,85}{113} = 8,8\ MPa$
Valor da tensão de cedência ao corte do material	$\tau e = \tau(adm) \times Sg$	$= 36,21 \times 5 = 44,02\ MPa$
Coeficiente de segurança (para os pinos do êmbolo de encravamento)		$Sg = 5$
Valor da tensão de cedência ao esmagamento na parte inferior da ortótese	$\sigma(esm) = \frac{F_{cada\ pino}}{A(esm)}$	$= \frac{994,85}{87,96} = 11,31\ MPa$
Valor máximo da força que o paciente exercerá sobre a bolsa hidráulica	Valor normalizado (Winter, 2009)*	$F = 10,96 \frac{N}{kg}$
Carga que o paciente exerce para o sistema encravar, a $\approx 2\%$ de marcha	Valor normalizado (Winter, 2009)*	$F(vertical) = 2,92 \frac{N}{kg}$
Área do êmbolo	$A_{\text{êmbolo}} = \pi \times r_{\text{êmbolo}}^2$	$= \pi \times 24,5^2 \cong 1886\ mm^2$
Força da Mola ( $y=31\text{mm}$ ) k – constante de rigidez da mola y – deslocamento da mola em pré – tensão	$F_{MOLA1} = k \times y$	$= 1667,54 \times 0,031 \cong 51,69\ N$
Força da Mola ( $y=35\text{mm}$ )	$F_{MOLA2} = k \times y$	$= 1667,54 \times 0,035 \cong 58,36\ N$
Força do fluido	$F_{fluido} = F_{MOLA2} + F_{atrito}$	$= 58,36 + 20 = 78,36\ N$
Pressão do fluido = Pressão da bolsa	$p_{fluido} = \frac{F_{fluido}}{A_{\text{êmbolo}}}$	$= \frac{78,36}{1,886 \times 10^{-3}} \cong 41548,25\ Pa$ $41548,25 \times 10^{-5} = 0,4155\ bar$
Área máxima da bolsa Massa do corpo, $m = 80\ kg$	$A_{bolsa} = \frac{F(vertical) \times m}{p_{fluido}}$	$= \frac{2,92 \times 80}{41548,25} = 5,622 \times 10^{-3}\ m^2$
Área da bolsa hidráulica $d_{bolsa} = 55\text{mm}$	$A_{bolsa} = \pi \times r_{bolsa}^2$	$= \pi \times 27,5^2 \cong 2375,83\ mm^2$ $= 2500\ mm^2$ $= 2,5 \times 10^{-3}\ m^2$
Volume mínimo de segurança da bolsa Para paciente de $m = 80\ kg$	$V_{bolsa} = A_{bolsa} \times Sg$	$= 2500 \times 5 = 12500\ mm^3$

\* Curvas normalizadas em relação à massa do corpo – Winter, 2009 [48].

O curso (l) necessário para que o óleo desloque o êmbolo, e este encrave, é de 4 mm. O ideal seria um curso nulo em que o bloqueio e desbloqueio ocorreria automaticamente, mas como ainda não é possível, obtém-se com este curso a força máxima necessária para encravar o êmbolo. Para o avanço do êmbolo no sentido das partes de fixação da ortótese é necessário um volume de óleo deslocado para o interior do sistema de encravamento, a fim de fazer esse trabalho. Para a sua determinação, como a área de superfície do êmbolo é maior que a área da tubagem, e o êmbolo tem um diâmetro de 49 mm, faz-se o cálculo de acordo com o volume do óleo atuado (V), pela equação (7).

$$V = \pi \times r_{\text{êmbolo}}^2 \times l \quad (7)$$

Com a resolução da equação anterior tem-se o volume seguinte:

$$V = \pi \times 0,0245^2 \times 0,004 = 7,54 \times 10^{-6} \text{m}^3 \cong 8,0 \times 10^{-6} \text{m}^3$$

Após um estudo pela literatura, e recorrendo à tabela anexada em Anexo D, o sistema deverá encravar quando o paciente exercer uma força de 2,92 N/kg, valor para o qual o sistema de atuação (bolsa hidráulica) deve ser dimensionado, o que corresponde a, aproximadamente, 2% da marcha, sendo que esta fase representa o momento em que começa a surgir a flexão do joelho, com aparecimento de uma força horizontal negativa [4,48].

## 4.2 Caracterização dos componentes constituintes

Nesta fase é necessária a listagem de cada componente do produto, individualmente, e o reconhecimento da função atendida por cada componente.

### 4.2.1 Listagem das peças

A Tabela 8 apresenta uma lista do tipo de material relativo a cada elemento que constitui o sistema mecânico de bloqueio. A fonte de extração desta lista foi o *software Inventor*, que permite fazê-lo diretamente, através do acesso à biblioteca do próprio *software*.

**Tabela 8: Lista de peças (dados obtidos no *software Inventor*).**

Quantidade	Peças	Material
1	Parafuso	Aço 1045
1	Película de anti-fricção	Politetrafluoretileno (PTFE)

**Tabela 8: Lista de peças (dados obtidos no software Inventor) – continuação.**

1	<b>Pino central</b>	<b>Aço 1045</b>
1	Reservatório (metade 1)	Polietileno de alta densidade (HDPE)
1	Reservatório (metade 2)	Polietileno de alta densidade (HDPE)
1	Êmbolo de encravamento	Liga de alumínio (7075)
1	Parte superior de fixação	Liga de alumínio (7075)
1	Parte inferior de fixação	Plástico

São vários os aspetos mecânicos a ter em conta aquando da utilização e manuseio de um determinado material. Devem ser efetuados estudos relativos às suas propriedades mecânicas como a sua viscosidade cinemática, o conhecimento da massa específica, resistência à fadiga e ao corte, entre outros. O estudo pormenorizado de cada material vai ao encontro de uma boa funcionalidade e, acima de tudo, a segurança na sua utilização.

A liga de alumínio (liga de trabalho mecânico) é um dos materiais utilizados neste projeto, na parte superior de fixação e no êmbolo de encravamento. Este material dispõe de excelentes propriedades físicas e mecânicas, desde durabilidade, resistência à corrosão e dureza, é soldável e reciclável, e bastante económico. Apresenta boa condutibilidade térmica e elétrica e admite a realização de acabamentos de superfície [49]. A Tabela 9 mostra alguns dos valores das propriedades mecânicas associados à liga de alumínio 7075.

**Tabela 9: Propriedades mecânicas da liga de alumínio 7075 [adaptado de 49].**

<b>Propriedades da liga de alumínio 7075</b>								
<b>Liga</b>	Peso Específico [g/cm <sup>3</sup> ]	Módulo de Elasticidade [MPa]	Módulo de Rigidez [MPa]	Intervalo de Solidificação [°C]	Calor Específico (0-100°C) [Cal/g °C]	Coefficiente de Expansão Linear [L/°C]	Condutibilidade Térmica (25°C) [Cal/cm °C]	Condutibilidade Elétrica (IACS) %
<b>7075</b>	2,80	73000	27500	475-630	0,23	24×10 <sup>-6</sup>	0,29	30,0

Seguem-se as propriedades físicas, térmicas, elétricas e mecânicas do Polietileno de alta densidade (HDPE ou PEAD), usado para o reservatório do sistema de bloqueio (Tabela 10). Estas propriedades tornam-se importantes devido ao contacto do material com o óleo, devendo ser compatível com o mesmo. Algumas das principais características do material HDPE são o baixo

coeficiente de atrito, excelente resistência e propriedades químicas, baixa densidade específica, boa resistência ao impacto, baixa absorção de umidade e é auto-lubrificante [50].

**Tabela 10: Propriedades físicas, térmicas, elétricas e mecânicas do Polietileno de alta densidade (HDPE ou PEAD) [adaptado de 50,51].**

<b>*Propriedades do HDPE</b>					
Densidade Específica [g/cm <sup>3</sup> ]	Temperatura de Fusão [°C]	Temperatura de Fragilidade [°C]	Temperatura máxima de uso em curto período [°C]	Temperatura de Transição Vítrea [°C]	Condutividade Térmica [W/m.K]
0,962 – 0,968	128 – 135	-140 – -70	100	- 95	0,46 – 0,52
Módulo de Elasticidade à Tração [MPa]	Módulo de Elasticidade à Flexão [MPa]	Alongamento no ponto de Escoamento [%]	Alongamento no ponto de Rutura [%]	Resistência à tração [MPa]	Resistência ao corte [MPa]
900 – 1200	1400	5 – 8	50 – 900	25 – 45	20 – 38

\*Propriedades referentes ao HDPE altamente linear.

O material usado como película de anti-fricção é o Politetrafluoretileno (PTFE), conhecido como *teflon*, e é um termoplástico que oferece excelentes combinações de diversas propriedades, desde físicas, mecânicas, térmicas, químicas a eletrônicas [52]. É aplicável em situações de vedação em sistemas hidráulico/água e hidráulico/óleo, em sistemas pneumáticos, em peças lubrificadas e não lubrificadas, assento de válvulas, entre outros. É resistente à temperatura, ajuda no amortecimento de vibrações, é auto-lubrificante, e quimicamente inerte, podendo ser alterado, apenas, por metais alcalinos fundidos e trifluoreto de cloro ou difluoreto de oxigênio [52]. Este material é um excelente isolador elétrico e entre os materiais sólidos é o que apresenta menor coeficiente de atrito [52]. Os óleos em geral têm uma ótima relação com o PTFE, e também acarreta consigo um baixo custo, podendo ser mudado com uma certa frequência [4,52]. A tabela 11 apresenta algumas das propriedades do PTFE.

**Tabela 11: Propriedades do PTFE [adaptado de 4,52].**

<b>Propriedades do PTFE</b>					
Densidade Específica [g/cm <sup>3</sup> ]	Temperatura de Fusão [°C]	Condutividade Térmica [10 <sup>4</sup> cal/seg/cm <sup>2</sup> por °C/cm]	Resistência à Compressão [PSI]	Resistência à Flexão [PSI]	Resistência à Tração [PSI]

**Tabela 11: Propriedades do PTFE [adaptado de 4,52] – continuação.**

2,14 – 2,20	327	6,00	1700	10000 – 16000	2000 – 5000
Coeficiente de Atrito: PTFE/PTFE Seco Estático e Dinâmico		PTFE/PTFE – Lubrificado com óleo	PTFE/AÇO – Lubrificado com óleo		
	0,009	0,04 – 0,07	0,02 – 0,06		

#### 4.2.2 Estudo do óleo SAE 30

No que se refere ao estudo académico, realizado anteriormente, foi considerado como fluido do sistema um óleo de costura, contudo neste trabalho optou-se por se usar óleo de motor SAE 30. Esta escolha deve-se à compatibilidade entre as propriedades do óleo e o material da bolsa hidráulica, para que o óleo não ataque a borracha da bolsa, visto ter-se observado que o óleo de costura retirou toda a flexibilidade da antiga bolsa, e posteriormente pode mesmo destruí-la.

O óleo de motor SAE 30 é um óleo de classe mineral, super-refinado, quimicamente estável e quando comparado com outros lubrificantes sintéticos, como os óleos minerais, apresenta as seguintes características (Tabela 12):

**Tabela 12: Resultados da análise de comparação das características dos óleos minerais, super-refinados, com outros lubrificantes sintéticos [adaptado de 42].**

Classe	Propriedades								
	Relação viscosidade-temperatura	Gama líquida	Propriedades a baixa temperatura	Estabilidade térmica	Estabilidade à oxidação	Resistência água	Resistência ao fogo	Capacidade de lubrificação	Volatilidade
<b>Óleos minerais super-refinados</b>	Excelente	Boa	Boas	Boa	Fraca	Excelente	Baixa	Boa	Baixa

A SAE admite certos intervalos de viscosidade cinemática para os seus óleos lubrificantes a 100°C (baixa velocidade de deformação), que correspondem ao intervalo de [9,3;12,5] cSt, valor mínimo e máximo respetivamente [46,53]. Relativamente à viscosidade dinâmica, a 40°C, o óleo SAE 30 pertence o intervalo de valores [150;200] cP [46]. Para os cálculos efetuados com este óleo serão usadas as especificações do óleo de motor Husqvarna SAE 30, e o valor tabelado para a massa específica é de 883 kg/m<sup>3</sup>, estando compreendido

entre os valores 850 – 900 kg/m<sup>3</sup> [46, 47]. As propriedades mecânicas relativas a este tipo de óleo são apresentadas na Tabela 13.

**Tabela 13: Propriedades mecânicas do óleo de motor Husqvarna SAE 30 [adaptado de 47 – Anexo E].**

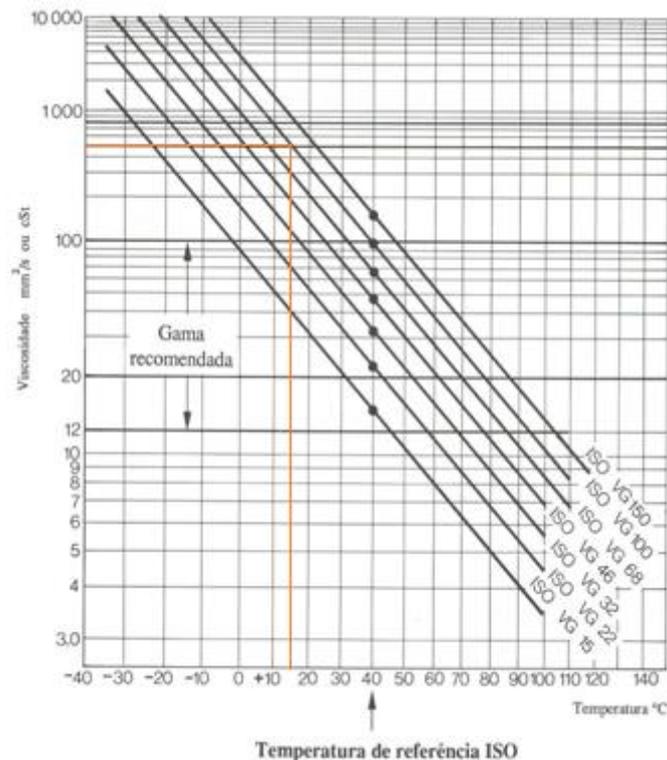
Propriedades Físico-Químicas	Sistema Métrico
Massa específica	883 kg/m <sup>3</sup> (15°C)
Ponto de inflamação	> 200°C
Viscosidade cinemática	81 mm <sup>2</sup> /s (40°C)

Os valores de viscosidade são sempre referidos a uma determinada temperatura [45]. E uma forma de se obter o valor da viscosidade cinemática para o óleo SAE 30 é através dos dados presentes na Figura 45, em que é possível verificar a relação entre classes de viscosidade, para uma dada temperatura. Observando-se, então, a Figura 45 verifica-se uma relação entre o óleo SAE 30 e óleo ISO-VG 100, o que significa que apresentam comportamentos semelhantes em relação à temperatura. Esta relação é importante porque através do gráfico da Figura 46, consegue-se retirar o valor da viscosidade cinemática para o óleo SAE 30, a diversas temperaturas, nomeadamente a pretendida, os 15°C, pois o valor tabelado da massa específica está de acordo com essa temperatura.

Classificação SAE	ISO-VG	DIN 51502
30	100	68
		49
20, 20 W	68	36
	46	25
10 W	32	16
5 W	22	
	(15)	9
	10	

**Figura 45: Classes de viscosidade [adaptado de 45].**

O gráfico da Figura 46 caracteriza a variação dos valores de viscosidade cinemática em relação à variação da temperatura, segundo a classe de viscosidade ISO-VG e, conseqüentemente, segundo o óleo SAE 30.



**Figura 46: Viscosidade vs Temperatura [adaptado de 45].**

Do gráfico acima recolhe-se, então, que para uma temperatura de 15°C o valor de viscosidade do óleo SAE 30 ronda os 500 mm<sup>2</sup>/s ou cSt. A partir daqui já é possível determinar o valor da viscosidade dinâmica do óleo, através da aplicação da equação (5).

O comportamento da viscosidade em relação à temperatura é caracterizado através do índice de viscosidade (I.V.), sendo que quanto mais elevado o I.V. de um óleo menor é a variação de viscosidade com a temperatura. Em termos gráficos significa que quanto mais elevado o índice de viscosidade, mais horizontal é curva resultante da relação Viscosidade-Temperatura, da Figura 46 [45].

### 4.3 Cálculo “real” de perdas de carga em cada circuito

Nesta seção serão efetuados os cálculos de perdas de carga para as duas principais fases de funcionamento do dispositivo, como a fase de bloqueio da ortótese (subida do fluido a partir da bolsa plantar para o sistema de encravamento) e a fase de desbloqueio da ortótese (retorno do fluido do sistema de encravamento para a bolsa plantar).

### 4.3.1 Subida do fluido – Bloqueio da ortótese

São várias as considerações que devem ser feitas aquando da subida e descida do fluido, entre o sistema atuador e de encravamento.

A subida do fluido, que vai do sistema atuador (bolsa) ao sistema de encravamento, está dependente da pressão exercida pelo paciente na bolsa hidráulica. Sabe-se, pelo estudo académico anterior, que a pressão da bolsa disponível para o óleo subir, determinada por um manómetro de precisão, é de 2,4 bar, o que equivale a aproximadamente 240 kPa, e deve garantir um encravamento total da ortótese para diferentes massas do corpo, até um máximo de 110 kg, com garantia de segurança. Para o devido bloqueio da ortótese, são vários os fatores interligados que se devem ter em atenção, sendo uma deles a velocidade média do fluido. Esta deve ser suficientemente rápida para que se obtenha um tempo de resposta curto, e rápido, de bloqueio da ortótese. Se se considerar uma frequência de 60 passadas por 1 minuto, sabe-se, portanto, que 1 passada corresponde a 1 segundo. Sendo este um caso associado a uma marcha de uma pessoa sem deficiências, ao considerar a existência de uma falência muscular prevê-se que 40 passadas estarão para 1 minuto, e como tal 1 passada estará para 1,5 segundos. Assim, desse 1,5 segundos estima-se que 0,5 segundos é o tempo de bloqueio da ortótese, e o restante 1 segundo refere-se ao intervalo de tempo de desbloqueio da mesma. Neste intervalo de tempo de 1,5 segundos devem acontecer os dois processos importantes para uma locomoção mais “natural” do paciente, com um rápido bloqueio e desbloqueio da ortótese nas fases de apoio e balanço, respetivamente. Existe esta diferença entre ambos os intervalos de tempo, visto haver pressões diferentes a que o fluido estará sujeito, como será explicado já de seguida.

Antes de ser efetuado o cálculo das perdas que ocorrem ao longo da tubagem reta e curva (aplicando as equações (2) e (6), respetivamente), e assim se fazer uma estimativa do que acontece durante a subida e descida do fluido, é necessário é prior ter conhecimento de todos os parâmetros importantes à realização do mesmo.

A velocidade média do fluido ( $v$ ), ao longo do tubo, necessária para bloquear a ortótese é determinada pela razão entre o caudal e a área da secção do tubo ( $A_{\text{secção tubo}}$ ). O valor do caudal ( $\varphi$ ) ao longo do tubo é estimado a partir do volume do óleo atuado ( $V$ ) por unidade de tempo de bloqueio da ortótese, isto é:

$$\varphi = \frac{V}{t} \quad (8)$$

Logo, aplicando a equação (8) obtém-se:

$$\varphi = \frac{8,0 \times 10^{-6}}{0,5} = 1,60 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{s}$$

Como o caudal é o volume de fluido que passa numa determinada área por unidade de tempo, também pode ser expresso da seguinte forma:

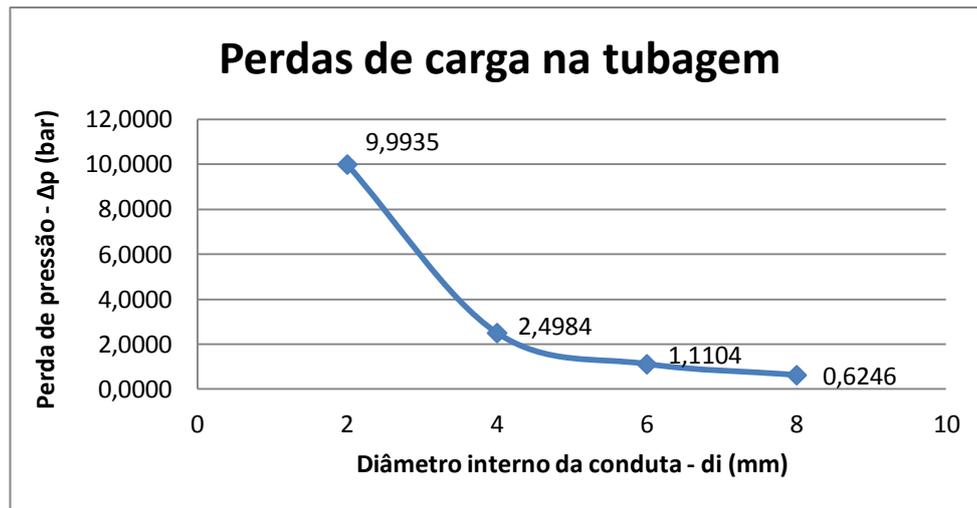
$$\varphi = v \times A_{\text{secção tubo}} \quad (9)$$

E a partir daqui já é possível estimar o valor real da velocidade média do fluido ao longo da tubagem.

$$v = \frac{\varphi}{A_{\text{secção do tubo}}} = \frac{1,60 \times 10^{-5}}{2,83 \times 10^{-5}} = 0,566 \text{ m/s}$$

Visto haver uma transição do fluido entre dois tipos de tubagens, reta e curva, este processo acarreta consigo perdas de carga acrescidas. Para um melhor dimensionamento e compreensão do que acontece ao longo das tubagens, é necessário um estudo pormenorizado, no qual é importante saber o tipo de fluido mais adequado para entrar em contacto com os materiais a serem utilizados, o tipo de viscosidade, qual o tipo de escoamento presente, as forças que atuam, entre outros. Do que foi mencionado no subcapítulo 4.1, já se pode calcular o valor relativo à equação (1) da qual se retira um valor de pressão num ponto da conduta de  $\approx 2,444$  bar, o que vai de acordo com o disponível na bolsa para o óleo subir, de 2,4 bar.

A escolha do diâmetro do tubo é outra característica importante para a rapidez de resposta no encravamento e descravamento do sistema mecânico de bloqueio da ortótese. Analiticamente, pela equação (9) verifica-se que quanto maior a área de secção do tubo (maior diâmetro interno), maior é o caudal que nele passa. Se se observar a equação (2) denota-se que as perdas de carga ou pressão ( $\Delta p$ ) são inversamente proporcionais ao diâmetro do tubo, ou seja quanto mais largo o tubo menor são as perdas de carga, o que é uma vantagem para o caso, mas esteticamente um tubo de grandes dimensões não será o mais indicado. Contudo, um tubo de pequenas dimensões também não será o mais indicado, porque para manter o mesmo caudal, a mesma cadência, com uma secção de área mais estreita, obriga a que se aumente a velocidade do fluido, o que faz com que haja maiores perdas de carga. Através de o gráfico da Figura 47, é possível analisar as perdas que ocorrem ao longo de uma tubagem linear, calculadas a partir das equações (2) – (5) e com o valor da velocidade real, obtida na equação (9), em relação aos diferentes diâmetros de tubo.



**Figura 47: Gráfico relativo às perdas de carga na tubagem.**

Na análise do gráfico da Figura 47 verifica-se que as menores perdas de carga na tubagem ocorrem para o diâmetro interno de 8 mm, contudo isso significa que o tubo teria de ter um diâmetro externo de 10 mm, o que seria exorbitante, demasiado grosseiro e antiestético para o pretendido. Portanto, perante tudo o que foi mencionado, o diâmetro que apresenta as melhor rácio perda de carga versus estética é o tubo com um diâmetro interno de 6 mm, apresentando uma perda de carga de 1,11 bar (cálculos apresentados em Anexo C).

Para haver a ligação entre o sistema atuador (bolsa) e o de encravamento é necessário para além do tubo linear, dois tubos curvos, ou melhor dizendo, dois joelhos (90°). Cada joelho (90°) é colocado nas extremidades do tubo linear, e fazem a tal ligação entre os sistemas de atuação e encravamento e o tubo de ligação. E tal como acontece num tubo linear, os joelhos (90°) também têm perda de carga, com a passagem do fluido. A partir da equação (6) é possível obter as perdas de carga que ocorrem ao longo de um joelho (90°). Este cálculo é efetuado com base no valor de velocidade real, tomado da equação (9), e um coeficiente de perda de carga (k) de 16 [54]. As perdas de carga em regime laminar para fluidos newtonianos são escassos, e como tal o valor de k considerado é o que mais se aproxima do pretendido, e é um valor que corresponde ao número de Reynolds de 50, num joelho de 90° e raio curto [54]. Os cálculos encontram-se no Anexo C.

As perdas de carga em condutas curvas, teoricamente, tendem a ser maiores do que as que ocorrem em tubagens lineares. Neste caso, as perdas de carga na tubagem curva são bastante inferiores relativamente às que ocorrem numa tubagem reta, porque os comprimentos dos dois tipos de tubagens são muito díspares, e o tubo curvo é muito inferior em termos de comprimento que o tubo linear. Como se pode comprovar através da análise do gráfico da Figura

46, o valor de perda de carga obtido no tubo longo é  $\Delta p = 1,11 \text{ bar}$  ( $d_i = 6 \text{ mm}$ ), e o valor obtido para os dois joelhos ( $90^\circ$ ) pela equação (6) é  $\Delta p = 2 \times 0,231 = 0,462 \text{ bar}$ .

Ainda no que respeita à subida do fluido, também, se pode considerar as perdas de pressão resultantes da componente gravítica, visto que para o fluido subir precisa contrariar a força da gravidade. E como tal,

$$\Delta p = \rho \cdot g \cdot \Delta H \cdot 10^{-5} \quad (10)$$

em que  $\Delta H$  é a diferença de altura no tubo (m), e obtém-se um valor de  $\Delta p \cong 0,0433 \text{ bar}$  (resolução em Anexo C).

No seguimento dos cálculos efetuados, para que ocorra a ascensão do fluido, a força deste tem que ser superior ao somatório da força das molas com as forças de atrito, provenientes da entrada dos pinos e da raspagem do vedante do êmbolo do sistema de encravamento. Os valores da seguinte equação, obtida pelo antigo estudo [4], estão apresentados na Tabela 7, com respetiva resolução ( $F_{\text{fluido}} = 78,36 \text{ N}$ ).

$$F_{\text{fluido}} > F_{\text{Mola2}} + F_{\text{atrito}} \quad (11)$$

A pressão máxima (P) do fluido ocorre no momento em que o êmbolo se encontra bloqueado, e a mola está totalmente comprimida. O valor é dado pela seguinte equação:

$$P = \frac{F_{\text{Mola2}} + F_{\text{atrito}}}{A_{\text{êmbolo}}} \times 10^{-5} \quad (12)$$

O cálculo relativo a esta pressão encontra-se na Tabela 7, e tem como valor  $P \cong 0,4155 \text{ bar}$ . Mas a força de atrito considerada neste projeto será de  $15 \text{ N}^{(1)}$  e não de  $20 \text{ N}$ , explicado mais à frente, em “Observações” (página 94). Logo  $P = (58,36 + 15) / 1,886 \times 10^{-3} \times 10^{-5} \cong 0,3890 \text{ bar}$ .

A perda de carga/pressão total ( $\Delta p_T$ ) deste sistema é igual ao somatório de todas as cargas distribuídas e localizadas envolvidas na ascensão do fluido. E tem-se, portanto:

$$\Delta p_T = \Sigma \Delta p = 0,462 + 1,11 + 0,043 + 0,389 = 2,0043 \text{ bar}$$

Logo, este sistema apresenta uma descida de rendimento de, aproximadamente,  $2,0043 \text{ bar}$ , o que dá uma margem de  $0,3957 \text{ bar}$  em relação à pressão disponível de  $2,4 \text{ bar}$ . Estes valores são uma estimativa do que poderá acontecer na realidade, sendo nesse caso, provavelmente, um valor um pouco acima do previsto, daí a importância de uma margem de erro. Tem é que

ser sempre inferior aos 2,4 bar, determinados inicialmente, para que o fluido consiga alcançar o sistema de encravamento e haja um correto bloqueio do êmbolo.

### 4.3.2 Descida do fluido – Desbloqueio da ortótese

No que se refere ao vazamento do fluido, do sistema de encravamento ao sistema atuador, o fluido recua devido à diminuição da pressão do mesmo a partir do momento em que o paciente começa a libertar o pé da bolsa hidráulica, isto é, quando começa a elevar o calcanhar do chão. Com esta diminuição da pressão, juntamente com a atuação das duas molas que se encontram dentro do reservatório (entre o êmbolo de encravamento e uma das partes do reservatório), como já foi explicado anteriormente, e com a ajuda da força da gravidade, o fluido desce totalmente até à bolsa, por baixo do calcanhar. Posto isto, tem-se a seguinte formulação:

$$F_{Mola} > F_{fluido}$$

em que a força das molas deve superar a força do fluido e atrito existente do vedante.

A pressão disponível no êmbolo, para o fluido descer, é criada pela força das molas à medida que o valor da sua força diminui da compressão máxima para a pré-tensão, o que significa que vai haver perda de pressão máxima para uma pressão mínima (limiar da pré-tensão), necessária para todo o fluido sair do reservatório. Assim, o fluido é “obrigado” a sair do sistema de bloqueio e a entrar na tubagem, devido ao deslocamento do êmbolo para a sua posição recuada. Como se trata do percurso entre a compressão máxima e a pré-tensão estima-se uma média da força das molas nas duas posições ( $F_{Mola2} - F_{Mola1} = (58,36 + 51,69) / 2 = 55$  N), retira-se o atrito gerado e adiciona-se a componente da gravidade, que também auxilia na descida do fluido, mesmo que mais reduzida a sua contribuição comparativamente com a ação das molas. O valor de pressão da componente gravítica é de 0,0433 bar, igualmente calculado para a perda de pressão por gravidade, na subida do fluido. A seguinte equação representa a determinação da pressão disponível no êmbolo, para o óleo descer:

$$P = \left( \frac{F_{MolaMédia} - F_{atrito}^{(1)}}{A_{êmbolo}} \right) + P_{gravidade} \quad (13)$$

Os valores, relativos à força das molas na posição 1 e 2, área do êmbolo e força de atrito, foram retirados da Tabela 7, e o valor resultante do cálculo da equação (13) é:

$$P = \left( \frac{55 - 15}{1,886 \times 10^{-3}} \right) + 4326,7 \cong 25535,61 \text{ Pa} \times 10^{-5} = 0,255 \text{ bar}$$

Assim que o fluido sai totalmente do reservatório, e o êmbolo se encontra na sua posição recuada, a mola fica em pré-tensão ( $y=31\text{mm}$ ), sendo que na realidade já não está a exercer nenhuma força sobre o fluido, pois o êmbolo já está encostado à base do reservatório e o fluido expelido para a bolsa hidráulica.

Como se pode verificar pelo resultado da equação (13) a pressão disponível para o óleo descer ( $P = 0,255 \text{ bar}$ ) é bastante inferior à disponível para o óleo subir ( $P = 2,4 \text{ bar}$ ). A partir daqui estimou-se um valor de velocidade para o fluido à saída do reservatório, inferior claro ao valor obtido para a subida. Sendo a velocidade inferior, estima-se igualmente uma resposta ao sistema mais demorada, daí a estipulação de 0,5 segundos para o fluido subir e até 1 segundo para descer. Este intervalo de tempo é determinado com base no processo de cálculos inverso à ascensão do fluido, estimando-se que a velocidade de descida será 50% da velocidade de subida do fluido. Assim obtém-se  $v_{descida} = v/2 = 0,283 \text{ m/s}$ . Com este valor é possível determinar o valor do caudal, pela equação (9), em que

$$\varphi = 0,283 \times 2,827 \times 10^{-5} = 8,0 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{s}.$$

Aplicando agora a equação (8) retira-se que:

$$t = \frac{V}{\varphi} = \frac{8,0 \times 10^{-6}}{8,0 \times 10^{-6}} = 1 \text{ s}$$

A partir daqui e recorrendo igualmente às equações de (2) a (6) é possível calcular as perdas de carga nos joelhos a  $90^\circ$  e na tubagem linear, mas com o novo valor de velocidade. O valor da perda de carga nos dois joelhos é de  $\Delta p \cong 0,115 \text{ bar}$ , já a perda de carga na tubagem linear é de  $\Delta p \cong 0,556 \text{ bar}$ . O somatório destas perdas de carga na descida do fluido perfaz um resultado de:

$$\Delta p_T = \Sigma \Delta p = 0,115 + 0,556 = 0,672 \text{ bar}$$

Ao considerar este valor de perda de pressão e compará-lo com o valor da pressão disponível no sistema de bloqueio para o óleo descer, verifica-se uma diferença de valores que na prática não pode acontecer, pois há mais perdas de carga do que pressão disponível para a descida do óleo. Perante isto, em vez de se considerar que a velocidade de descida do óleo será 50% da velocidade de subida do fluido, estipula-se uma redução para os 25% da velocidade, para a mesma pressão disponível no êmbolo. Recalculando as perdas, tem-se que  $v_{descida} = 0,25 \times v = 0,1415 \text{ m/s}$ . Daqui retira-se o valor do caudal, pela equação (9):

$$\varphi = 0,1415 \times 2,827 \times 10^{-5} = 4,0 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{s}.$$

Com a aplicação da equação (8) retira-se que o tempo de resposta para o óleo descer é algo como:  $t = V/\varphi = 8,0 \times 10^{-6}/4,0 \times 10^{-6} = 2 \text{ s}$ . A partir daqui e recorrendo igualmente às equações de (2) a (6) calculam-se as perdas de carga nos joelhos a 90° e na tubagem linear, com 0,1415 m/s de valor de velocidade. Dos cálculos das equações resulta o valor da perda de carga nos dois joelhos de  $\Delta p \cong 0,0289 \text{ bar}$ , e a perda de carga na tubagem linear de  $\Delta p \cong 0,2779 \text{ bar}$ . O somatório das perdas de carga durante a descida do fluido tem um resultado de:  $\Delta p_T = \Sigma \Delta p = 0,0289 + 0,2779 = 0,3068 \text{ bar}$ . Como se pode ver o valor total de perdas de carga diminui para, aproximadamente, metade do obtido anteriormente, mesmo assim continua a ser superior à pressão disponível no êmbolo.

#### 4.3.2.1 Resolução do problema

Daqui partem dois pressupostos para uma possível resolução do problema: aumentar o diâmetro do tubo ou aumentar a constante de rigidez da mola, e aumentar assim a pré tensão e a compressão máxima da mola. O primeiro caso não é sustentado, como já foi explicado no início do capítulo, pois entram as questões da falta de estética, visto o tubo que está a ser considerado, de 8 mm de diâmetro externo, já ser um limite de dimensão. O caso do aumento da rigidez da mola é possível, mas traz consigo outras questões dimensionais, como um aumento da pressão na bolsa, pois é preciso contrariar a força das molas no sistema de bloqueio, de forma ao êmbolo travar totalmente a ortótese. Esse aumento de pressão na bolsa seria possível com a diminuição da sua área, restringindo-se mais ao tamanho do calcanhar. Para uma determinação teórica do que acabou de se enunciar, vai-se considerar, hipoteticamente, que o valor médio da força das molas é de 80 N e não de 55 N. Em termos de recuo do óleo para o sistema de atuação, ter-se-ia uma pressão de óleo (equação 13) disponível no êmbolo de:

$$P = ((80 - 15)/1,886 \times 10^{-3}) + 4326,7 \cong 38791,175 \text{ Pa} \times 10^{-5} = 0,3879 \text{ bar}.$$

Com este valor obtido já se superariam as perdas de carga obtidas ao longo do sistema de circulação do óleo, com alguma margem de segurança.

Existe uma diferença notória entre os valores determinados teoricamente, em comparação aos alcançados na prática, e pode ser devido à forma de calcar a bolsa em cada

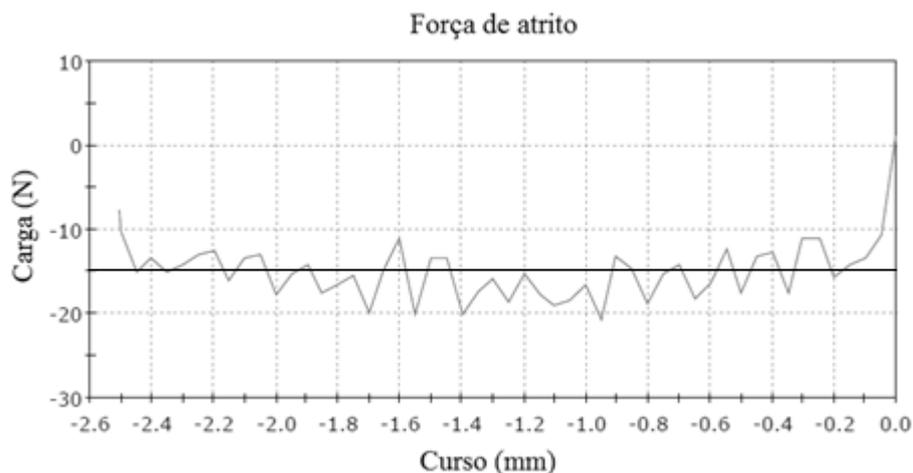
passada. A maneira de andar e colocar o pé no chão pode ser diferente entre cada passada da própria pessoa, e é diferente comparativamente às passadas das outras pessoas.

Todos os cálculos do Capítulo 4 em que foram apresentados os resultados e não a resolução, encontram-se no Anexo C.

Em suma, não se pode considerar uma igualdade para o valor do caudal, velocidade e tempo de resposta na subida (bloqueio) e descida (desbloqueio) do fluido, pois as pressões disponíveis para ocorrerem estas duas ações são diferentes. Alguns dos fatores mais importantes e manipuláveis para o estudo do comportamento do fluido são o diâmetro da conduta, a viscosidade do fluido e a constante de rigidez da mola. Este tipo de cálculos de perdas de carga em regime laminar para fluidos newtonianos são escassos, o que dificulta a obtenção exata do que acontece durante todo o processo dinâmico do fluido no sistema, tendo por base uma estipulação.

### Observações <sup>(1)</sup>

Com a dificuldade em se determinar a força de atrito entre o êmbolo e o reservatório, criado pelo o-ring, e com a falta de formulação teórica para o seu cálculo, a força de atrito usada no estudo académico anterior, foi de 20N, como demonstrado na Tabela 7, e foi obtido com base nos testes realizados numa prensa hidráulica no laboratório de ensaios estruturais da Universidade do Minho [4]. O valor aplicado neste trabalho em concreto, e com base nos resultados provenientes do teste de compressão realizado (Figura 48), optou-se antes por um valor intermédio de força de atrito, que ronda os 15N<sup>(1)</sup>, parecendo o mais indicado.



**Figura 48: Resultados dos ensaios de compressão para a determinação da força de atrito [adaptado de 4]. O traço contínuo, nos 15N, representa uma aproximação do valor médio de força de atrito.**

---

# Conceção e Projeto

---

## CAPÍTULO 5

Com a colaboração da empresa Padrão Ortopédico foi possível materializar o estudo idealizado. Foram feitas alterações na figura do protótipo anteriormente adquirido, procedendo-se à construção de um produto dito “final”, bastante satisfatório para a realização de um primeiro teste prático.

### 5.1 Construção do protótipo

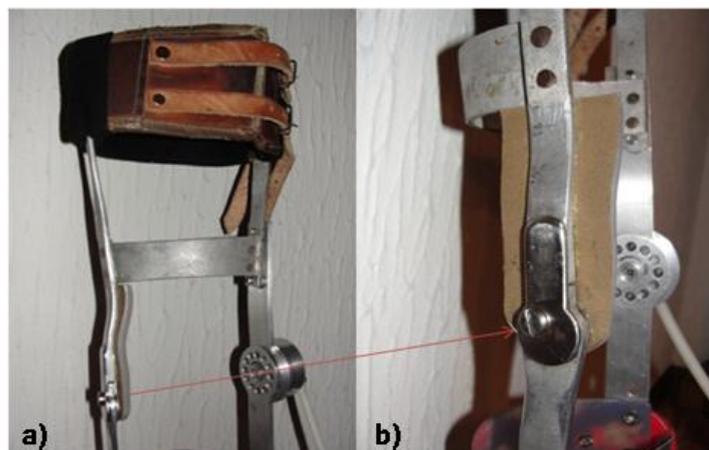
Numa primeira fase do procedimento prático procedeu-se à construção do dispositivo que será usado para o teste, com base na análise teórica supramencionada. Esta construção consistiu em realizar diversas alterações ao protótipo obtido no estudo académico anterior [4] com o propósito de lhe conferirem melhores características de funcionamento, e que serão descritas de seguida. Praticamente todo o sistema foi reestruturado, e o que se mantém inalterável é o sistema de bloqueio e a parte superior de fixação da ortótese. Posto isto, os desenhos técnicos referentes ao sistema de bloqueio encontram-se no Anexo B, como já foi referenciado.

A essência do “esqueleto” da ortótese consiste na parte superior e inferior da ortótese, as articulações no joelho e tornozelo, o sistema de bloqueio/encravamento e o sistema de atuação. As seguintes alterações podem ser averiguadas em comparação com o protótipo antigo. A Figura 49 demonstra o protótipo que existia como ponto de partida para este projeto, com os apoios de ferro e couro, contudo esta ortótese, não é completa, só abrange até meio da perna, essencialmente.



**Figura 49: Ortótese com: a) apoios metálicos e b) apoios de couro [adaptado de 4].**

A parte superior de fixação da ortótese consiste num apoio em couro (ver figura 50), que será apertado a zona proximal da coxa com fivelas, um apoio em metal e hastes em metal que se prolongam até ao joelho. Já na zona do joelho existe o sistema de bloqueio que se situa na parte de fora da ortótese (lado esquerdo), e do outro lado (direito) existe uma articulação livre, oferecendo o livre movimento do mesmo. A imagem da Figura 50 demonstra os componentes referidos da parte superior de fixação da ortótese e joelho. A existência do silicone junto da articulação livre do joelho, visível na Figura 50, é, apenas, para ser mais confortável aquando do uso da ortótese, e não magoar a perna do seu utilizador.

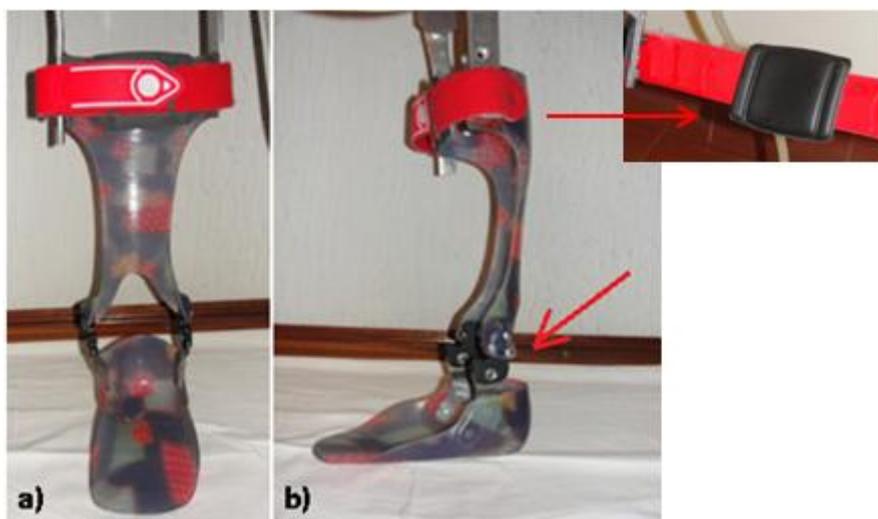


**Figura 50: a) Parte superior de fixação da ortótese; b) Vista lateral da ortótese com articulação livre do joelho, e sistema de bloqueio do lado interior da ortótese.**

Como já foi referido, a parte superior da ortótese não sofreu alterações, mas a parte inferior da ortótese sofreu um prolongamento até ao pé. Foram-lhe retirados os apoios que

existiam na perna, e conjugou-se uma ortótese AFO de plástico, articulada na zona do tornozelo, e com um fecho de velcro pouco abaixo da zona do joelho, como se pode ser na figura abaixo (Figura 51). A fita de velcro possui no seu lado interno, uma pequena almofada acolchoada que entrará em contacto com a perna, de forma a não magoar a mesma quando a fita se encontra fechada, contra a perna do utilizador.

Como se pode verificar pela imagem abaixo representada (Figura 52), existe uma articulação no tornozelo que permitirá um movimento livre do paciente nessa zona, para movimentos de dorsiflexão e plantiflexão.



**Figura 51: Ortótese AFO aplicada numa ortótese KAFO. A) Vista de frente; B) Vista lateral, a seta de baixo indica a posição da articulação do tornozelo, e a seta de cima a almofada na fita de velcro.**

Através da imagem da Figura 52 verifica-se a funcionalidade da articulação do tornozelo, a ortótese encontra-se em plantiflexão.



**Figura 52: Posição de plantiflexão.**

Ao comparar a imagem anterior com a que se segue, é possível observar-se uma notória diferença entre o formato dos dois sistemas, pois o apoio do pé da Figura 52 é próprio para este

tipo de dispositivos (um dos possíveis), já o que se encontra na Figura 53 é simplesmente uma palmilha.



**Figura 53: Primeiro protótipo do sistema de atuação [adaptado de 4].**

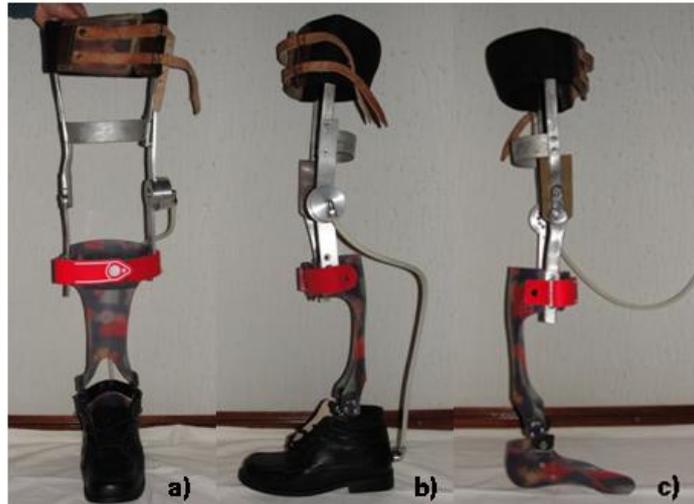
Relativamente ao sistema de atuação, este contém uma bolsa hidrúlica e um tubo de ligação. Para complementar o que já havia, como é visto na figura acima (base de uma sapatilha, bolsa e palmilha) e torná-lo mais prático, cómodo e estético, e funcionalmente mais correto, para além de se referir o prolongamento até ao pé, também, se acrescentou um sapato. Dentro do sapato está contida a nova bolsa, uma palmilha por cima da bolsa e, posteriormente a estas, a nova base da ortótese, como é demonstrado nas Figuras 54 e 55.



**Figura 54: Adaptação de um sapato à ortótese: a) Posição da bolsa dentro do sapato; b) Vista lateral do sapato, com o joelho hidrúlico; c) Colocação de uma palmilha por cima da bolsa; d) Montagem exterior do sapato com o joelho a 90° e tubo linear, e braçadeira entre o joelho a 90° e a bolsa.**

Para a colocação da bolsa a bota teve de ser furada na parte do calcanhar, permitindo a ligação com o joelho de 90° e, conseqüentemente, com o tubo. Para não haver fuga de óleo entre os componentes, colocou-se uma braçadeira entre o joelho e a bolsa garantindo, assim, maior eficácia na passagem do óleo por essa zona, sob a ação da pressão sofrida com pé

(Figura 54-d). Na Figura 55 é possível observar a ortótese montada e completa, introduzida no sapato.



**Figura 55: Ortótese com e sem sapato: a) Vista de frente da ortótese, incluída no sapato; b) Vista lateral, do lado do êmbolo de encravamento, com sapato; c) Vista lateral, do lado da articulação livre do joelho, sem sapato.**

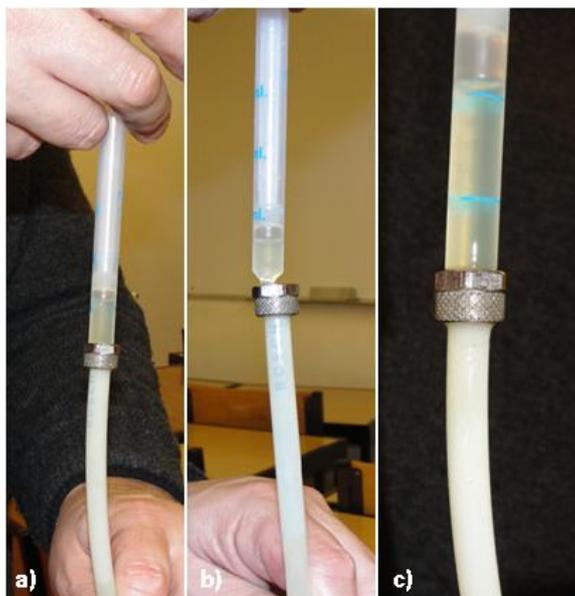
Após a montagem da ortótese efetua-se a experimentação da mesma a fim de se verificar se está bem ou não. Para tal recorreu-se à ajuda de uma voluntária, como é demonstrado na Figura 56. Nesta fase ainda não foi introduzido óleo no sistema.



**Figura 56: Experimentação da ortótese: a) Posição vertical; b) Posição de dorsiflexão; c) Posição de plantiflexão.**

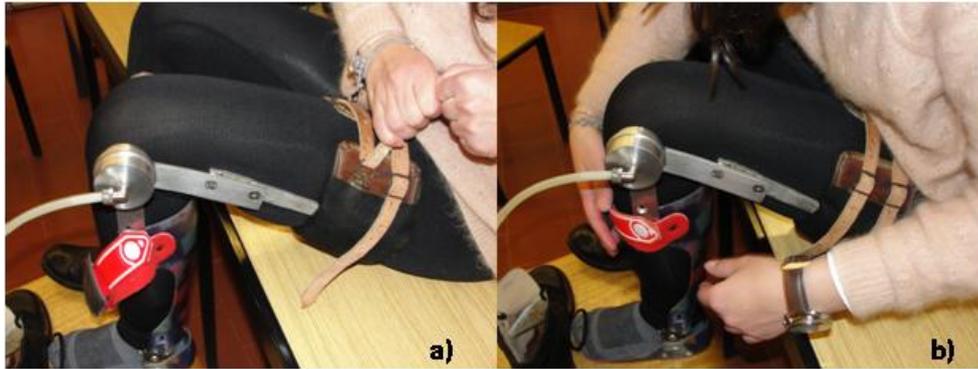
## 5.2 Preparação da ortótese para os testes práticos

Depois de concluídas todas as devidas e necessárias adaptações da ortótese partiu-se para o seu teste real. Em primeiro encheu-se o tubo, a bolsa e o sistema de encravamento, com o óleo SAE 30 através de uma seringa calibrada com 5 ml de capacidade e resolução mínima até 1 mm (Figura 57). O enchimento da bolsa foi feito a partir do tubo de ligação, pois o sistema de atuação (bolsa) já se encontrava incorporado no sapato por baixo da palmilha.



**Figura 57: Inserção do óleo no sistema, com uma seringa calibrada.**

Para o correto funcionamento da ortótese é necessário inserir óleo no sistema de atuação e encravamento até perfazer, minimamente, por completo todos os componentes, desde a bolsa, o tubo de ligação, ao reservatório do sistema de encravamento. Sabe-se, pela análise teórica, que o volume necessário para efetuar o encravamento ( $\text{Área do êmbolo} \times \text{Curso do êmbolo}$ ), é de 8 ml. Com o recurso a uma seringa foi possível encher o sistema, contudo não se contabilizou o número de seringas cheias de óleo utilizadas. E como tal, para uma melhor perceção da quantidade de óleo inserida no sistema, estimou-se que o volume de óleo na bolsa é de 50 a 60 ml, no tubo rondará os 15 a 20 ml, mais os 8 ml determinados. O volume total de óleo injetado para o sistema deverá perfazer, aproximadamente, uns 80 a 90 ml. Após o enchimento do sistema com o óleo apertam-se os dois “*raccords*”/curvos 90°, e dá-se início à colocação da ortótese na perna. Para o processo de colocação a utilizadora deve estar sentada numa cama com a perna esticada. Podem ser efetuados alguns ajustes no fecho de couro e de velcro (Figura 58), e calça-se bota (Figura 59).



**Figura 58: Colocação da ortótese: a) Ajuste do fecho de couro; b) Ajuste do fecho de velcro.**



**Figura 59: Visualização da ortótese na utilizadora. a) Vista anterior. b) Vista posterior. c) Vista lateral-posterior.**

Com a colocação da ortótese e o óleo já incorporado, iniciaram-se os testes práticos, a fim de se verificar a funcionalidade de bloqueio e desbloqueio do sistema, durante a marcha.

### 5.3 Resultados obtidos

Dando início ao teste prático (filmagem das passadas e fotografias), pediu-se à voluntária para iniciar a marcha, que foi verbalizando o que acontecia em cada passo efetuado. Foi feita uma pequena filmagem com e sem a ortótese e retirou-se uma sequência de passos realizados com a ortótese, e ao qual se pôde verificar a funcionalidade do sistema (Figura 60.)



**Figura 60: Ciclo da marcha com a ortótese. a) Posição parada. b) - h) Ciclo da marcha. d) - f) Ortótese bloqueada. b) - c) e g) - h) Ortótese desbloqueada.**

A ortótese bloqueia e desbloqueia sem grandes esforços, é confortável, e é de fácil colocação e manipulação. A ortótese possibilitou uma marcha bastante natural à voluntária e permitiu que se sentasse confortavelmente, obtendo-se como tempo de resposta ao bloqueio, uma média de 2 segundos (entre 1,5 a 2,3 segundos, aproximadamente) e para o desbloqueio uma média de 2,5 segundos (intervalos de tempo variavam entre os 2 e os 3 segundos). É importante referir que durante a realização dos testes práticos “forçou-se” a velocidade da marcha com a ortótese. Os testes não foram para provar exatamente o seu tempo de resposta, mas sim o seu modo de funcionamento, ou seja, o bloqueio e desbloqueio da mesma, pelo se proporcionou intervalos de tempo um pouco superiores aos estipulados (de 0,5 seg. para subir e 1 seg. para descer), mas não exorbitantes e fora do contexto. Na realidade, e atendendo à marcha mais lenta, em certas passadas verificadas pelas filmagens, com passadas um pouco mais curtas, o tempo de resposta para o desbloqueio nem chegou aos 2 segundos, aproximando-se mais dos resultados obtidos teoricamente para a descida do óleo. O que leva a concluir que, mesmo com passadas mais demoradas na realização dos testes, o tempo de resposta tanto com o uso da ortótese como sem, vai depender da colocação do pé no chão, do encurtamento ou alongamento do membro durante as passadas, do piso, entre muitos outros fatores, não sendo uma constante.

Para este estudo da marcha, a bota calçada no pé com a ortótese era diferente da bota do pé sem ortótese, mas não havia grandes diferenças entre ambos os membros, nas alturas dos pés ao solo, pelo que a utilizadora não criou nenhum desnível ao nível da anca, facultando uma certa linearidade na marcha.

### **5.3.1 Limitações durante o teste**

Inicialmente colocou-se muito óleo criando uma grande pressão no mesmo, o que dificultava o desbloqueio da ortótese durante a marcha, demorando muito tempo a desbloquear, contudo conseguia-se bloquear como pretendido. Com a libertação dessa pressão, retirando-se algum óleo criou-se uma folga de ar no tubo, na zona de proximidade ao sistema de encravamento. Sabe-se que para bloquear a ortótese são precisos 8 ml de óleo, e durante esta fase todo o óleo e ar existentes no tubo são comprimidos, porque o sistema de bloqueio foi dimensionado para esses 8 ml de óleo. Para desbloquear a ortótese, provavelmente, não serão necessários esses 8 ml. O facto de não se encher o tubo completamente, e ficar 1 centímetro de ar, aproximadamente, acaba por na fase de recuo do óleo, não “obrigar” a deslocar os 8 ml de

volta à bolsa, e sim deslocar menos, o que poderá implicar um retorno mais rápido do óleo. Isto para dar resposta aos 2 segundos de tempo que leva a desbloquear, valor sobrevalorizado, determinado teoricamente. Na realidade nem aos 2 segundos chegou para desbloquear, mesmo com a questão de passadas mais lentas. O sistema passou, assim, a ser hidropneumático com a inclusão do sistema pneumático ao hidráulico, devido à folga no tubo de ligação (1 cm de tubo transparente, que ficou sem óleo no topo do tubo). Agora há um amortecimento daquele ar, e é como se funcionasse como uma mola. Logo, já não é preciso deslocar os 8 ml de óleo para a bolsa, parte fica contida no espaço adicional devido à compressão do ar.

Outras características, que também terão de ser tidas em conta em futuros melhoramentos ao protótipo existente e testado, é o facto de o tubo de ligação ser mais comprido que o necessário, e o próprio furo efetuado no calcanhar da bota, para a ligação do tubo de óleo, estar um pouco acima do pretendido, pois deveria estar mais ao nível da posição da bolsa quando comprimida. Este facto, foi sentido, pois havia uma certa dificuldade em pressionar bem a bolsa, o que poderá ter levado a que ficasse com excesso de pressão na zona de saída/entrada do óleo. Mas para este último aspeto entra, também, o facto de o sapato ser de homem e ser bastante superior ao tamanho do pé da voluntária, e o pé escorregava um pouco para a frente, dificultando a pressão da bolsa corretamente.



---

## Conclusão

---

A mobilidade é uma ato importante na vida de qualquer ser humano, de qualquer ser vivo. É tão grandioso que não interessa a idade, a sua estatura social ou financeira, ninguém é mais ou menos merecedor dessa dádiva muitas vezes perdida para sempre, infelizmente. É elementar trabalhar no sentido de garantir a mobilidade, o equilíbrio e a estabilização do corpo. Tal, como é simplesmente gratificante a possibilidade de melhorar a qualidade de vida das pessoas, e poder ver nos olhos de quem é ajudado a sua grande alegria e admiração.

Ao longo da realização do projeto surgiram alguns percalços, que em certos momentos se tornaram de difícil resolução. Inicialmente um dos objetivos propostos seria a otimização da bolsa hidráulica a ser colocada dentro do sapato, com dimensões pré-estudadas e a adaptação de um formato mais adequado ao molde do calcanhar do utilizador (dentro da forma quadrangular ou retangular). Tal como a recriação da bolsa com um material diferente da borracha, um material que fosse impermeável, como o plástico das boias ou o utilizado nos estores. Para esta etapa chegou-se ao contato com uma empresa responsável por colagens (com calor e fita colante), pelo processo de pressão e calor, em materiais impermeáveis como as gangas. Mas para os materiais considerados para a realização da bolsa não se obtiveram resultados positivos no processo da colagem (falta de resistência nos locais de colagem). Os materiais não eram suficientemente resistentes às temperaturas exercidas, porque as temperaturas de fusão dos materiais não eram as adequadas ao processo. Posteriormente conseguiu-se adaptar para o projeto outro tipo de bolsa, de borracha, que não sendo a mais indicada, pela sua forma elíptica e pelo próprio tipo de material, foi a única possibilidade encontrada para efetuar os testes práticos. Como a bolsa entra em contacto direto com o óleo, a borracha pode perder a sua flexibilidade e até mesmo desfazer-se com o tempo, por

incompatibilidade entre as propriedades do óleo e da borracha, a médio prazo, visto ter acontecido numa situação anterior com o uso de óleo de costura.

No que diz respeito à análise teórica do dispositivo em que se inclui o dimensionamento do mesmo, a especificação dos materiais utilizados e os cálculos efetuados para a determinação das perdas de carga ao longo do percurso do óleo, chegou-se à conclusão que durante a subida do óleo se obtém uma perda de carga/pressão total de 2,0043 bar, o que dá uma margem de 0,3957 bar em relação à pressão disponível na bolsa de 2,4 bar. Ainda na subida do fluido, as perdas de carga nas duas condutas curvas - joelhos ( $\Delta p = 2 \times 0,231 = 0,462$  bar) foram bastante inferiores em relação às perdas de carga na conduta linear ( $\Delta p = 1,11$  bar). Teoricamente tende a ser o contrário, mas como se trata de comprimentos de tubagens muito diferentes, se esta determinação fosse comparada para o mesmo comprimento de tubagem, no joelho a 90° haveria perdas de carga muito superiores.

Para a descida do óleo obteve-se uma perda de carga/pressão total de 0,672 bar, valor este superior à pressão disponível no êmbolo, que é de 0,255 bar. Efetuou-se um novo cálculo mas para  $\frac{1}{4}$  da velocidade de subida, do qual se obteve um tempo de reposta de desbloqueio de 2 segundos, e o valor total das perdas de carga foram de 0,3068 bar. Mas continuou a ser um pouco superior à pressão disponível no êmbolo, para o óleo descer. Quanto ao tempo de resposta, na realidade não se verificaram esses 2 segundos, tal como se aferiu que a perda de carga na prática não foi o valor obtido teoricamente. Uma possível explicação para este facto deve-se que ao libertar a pressão do óleo, durante a preparação do tubo para os testes, ficou uma fração de ar no tubo, e deste modo, uma parte do óleo vai comprimir aquele ar, e assim já não foi necessário deslocar os 8 ml de óleo para a bolsa, mas sim menos.

Uma alternativa à diminuição das perdas de pressão recai no uso de um valor superior de constante da rigidez da mola. Ao recalculer a pressão disponível no êmbolo com 80 N de força média das molas obteve-se uma pressão disponível de 0,3879 bar, superior às perdas de carga calculadas, para a mesma pressão na bolsa. E quanto maior a força das molas maior a pressão disponível, contudo a pressão na bolsa tem que aumentar para que o fluido seja capaz de empurrar o êmbolo e bloquear a ortótese, que pode ser resolvido utilizando uma bolsa com uma área menor e melhor adaptada ao calcanhar, e deste modo permitir atingir um valor mais elevado de pressão de óleo disponível para a atuação/bloqueio do sistema.

Uma das grandes dificuldades neste processo teórico foi a determinação do valor do coeficiente de perda de carga ( $k$ ) para o cálculo de perdas de pressão em joelhos a 90°, com o

uso do óleo SAE 30. Como as perdas de carga em regime laminar para fluidos newtonianos são escassos, se o valor considerado não for indicado pode influenciar negativamente os cálculos que foram efetuados, e inflacionar os resultados obtidos.

Para a ocorrência da subida e descida do óleo prevalecem diferentes conceitos, o que leva a valores de caudal, velocidade e tempo de resposta na subida (bloqueio) e descida (desbloqueio) do fluido, serem diferentes. Posto isto, a obtenção de resultados de pressões e perdas de carga, também, são diferentes. A disparidade entre os valores determinados teoricamente, em comparação aos alcançados na prática pode corresponder à diferente forma de calcar a bolsa em cada passada. Sendo diferente entre cada passada da própria pessoa e é diferente de pessoas para pessoas.

Um dos objetivos mais importantes para este projeto era o de testar a ortótese num paciente com falência ao nível do membro inferior, causando destabilização do membro. Não foi possível por desistência do paciente inicialmente selecionado, e a dificuldade de se conseguir um outro durante um longo período, resultando numa inevitável falta de tempo para realizar atempadamente todo o processo de realização de testes sistemáticos. Como tal, tentou-se adaptar a ortótese existente, dando seguimento às alterações necessárias no protótipo já existente, para a realização dos testes num outro utilizador. Não se prova com clareza que a ortótese resolverá a anomalia da marcha em pacientes com problemas de falência ao nível do membro inferior, mas com os testes foi possível verificar a funcionalidade do sistema, o que reverterá em muito, numa continuidade do projeto com alcance muito positivo. Dos resultados das filmagens foi perceptível o bloqueio, durante a fase de apoio, e o desbloqueio da ortótese, na fase de balanço, com a apresentação de uma marcha bastante normal. Segundo a verbalização da voluntária, o dispositivo era confortável, e não magoava, e era de fácil colocação e aplicação. De facto no início dos testes detetaram-se algumas falhas, pois a ortótese bloqueava bem, mas era muito difícil o seu desbloqueio. O furo do sapato para a ligação da bolsa com o tubo não foi feito na zona mais adequada, deveria estar um pouco mais abaixo, podendo ser uma das causas da dificuldade de desbloqueio, tal como o excesso de óleo no sistema. Para esta situação foi essencial a libertação de pressão no óleo, e o dispositivo passou a funcionar muito melhor e com facilidade de trabalho. Relativamente ao fato do utilizador poder sentar-se foi de facto possível, mas não foi comprovado com fotos, nem durante as filmagens. Os resultados práticos foram coerentes com o que era pretendido, chegando-se à conclusão que a ortótese bloqueia e desbloqueia em tempos muitos próximos aos que foram previstos teoricamente. Os valores

teóricos de tempo de resposta estipulados foram de 0,5 segundos para bloquear e 1 segundo para desbloquear. Na realidade esses intervalos de tempo são um pouco superiores com o uso da ortótese, mas é preciso ter em atenção que não se forçou uma marcha com uma passada normal, mas sim, a necessária para uma percepção de bloqueio e desbloqueio durante a filmagem das passadas. Portanto, forçou-se o tempo de resposta para o vídeo, em que se queria tentar demonstrar que a ortótese realmente bloqueava e desbloqueava. Como resultados do estudo prático obteve-se, mais ou menos, um tempo de bloqueio, a rondar entre 1,5 a 2,3 segundos (uma média de 2 segundos) e no desbloqueio, à volta dos 2 a 3 segundos (uma média de 2,5 segundos). Ao observar o vídeo com as passadas sem a ortótese não se denotou grandes diferenças de tempos, de bloqueio e desbloqueio, em comparação com os tempos obtidos com o uso da ortótese, sendo que para a filmagem neste caso, forçou-se igualmente o tempo nas passadas.

O planeamento do produto final, com a aplicação de um mecanismo óleo-hidráulico, mostrou-se muito positivo, e bem sustentado, indo ao encontro de alguns dos requisitos propostos.

## **Sugestão de futuros trabalhos**

Para futuros desenvolvimentos no estudo do equipamento, são propostos alguns pontos interessantes, como a otimização da bolsa. O sistema ideal para a bolsa seria a diminuição da sua área e volume, e um formato diferente, porque a bolsa atual não é tão ergonómica, dependente da base do pé da ortótese. Como no caso apresentado é uma ortótese com base rígida para o apoio do pé, o utilizador não sente a forma da bolsa e não se torna desconfortável, mas se for uma simples palminha a posicionar-se entre o pé e a bolsa, a sensação de conforto já não será a mesma. Com a diminuição da área e volume da bolsa, e um formato mais adequado à forma do calcanhar, zona de pressão entre o pé do utilizador e a bolsa, irá provocar um aumento de pressão capaz de vencer as perdas de carga decorrentes do dinamismo do óleo pelos sistemas de atuação e encravamento. Com isto permitirá reforçar as molas utilizadas, que se tornariam mais rígidas, e proporcionariam o desbloqueio da ortótese muito mais facilmente e com mais rapidez. Não esquecer a importância do estudo de um novo material para a bolsa e processo de fabrico (colagem), e até para o tubo de ligação, porque devido à pressão do óleo, o tubo de plástico tem tendência a deformar-se. Uma possível solução para criação da bolsa

poderá passar por processos de vulcanização, que são usados para produzir camaras de ar dos pneus.

Outra ideia recai na otimização do volume necessário ao bloqueio da ortótese. Quanto menor o volume, menor curso do êmbolo será necessário para bloquear. O ideal seria não ter curso, em que a ortótese, nas fases de marcha corretas, bloquearia e desbloquearia automaticamente. A nível estético, também, se pode estudar a otimização do sistema de encravamento, provocando uma redução das suas dimensões, quer em diâmetro quer em comprimento. Futuramente, também será importante um estudo do tipo de calçado próprio, mais adequado à ortótese. Como se verificou na parte prática o furo no sapato para se puder fazer a ligação entre a bolsa e o tubo de ligação, ficou um pouco acima do seria suposto, e poderá provocar na própria zona do buraco e na zona imediatamente anterior a essa, dentro do sapato, uma maior pressão na bolsa.

Na impossibilidade de se realizarem os testes com um paciente, com falência muscular ao nível do membro inferior, deve-se dar seguimento do projeto com a cooperação do Hospital São João, por exemplo, do qual já existe aprovação da instituição. E da qual deve resultar uma bateria de testes, com várias pessoas, de forma a validar o sistema e permitir a sua otimização.



## Referências Bibliográficas

- [1] **Ayyappa, E.** Normal human locomotion, Part 2: Motion, Ground Reaction Force and Muscle Activity. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 9 (2), 49-57. 1997.
- [2] **Ackermann, M.** Sistema de acionamento e travamento para flexão mecanizada de joelho em órteses de membros inferiores. *Dissertação de mestrado. Escola Politécnica da Universidade de São Paulo*. São Paulo. 2002.
- [3] **Moreira, P., Ramôa, P., Silva, L. F., Flores, P.** On the biomechanical design of stance control knee ankle foot orthosis (SCKAFO). *CT2M/DSM Department of Mechanical Engineering and Department of Industrial Electronics. University of Minho. Campus de Azurém, 4800-058 Guimarães. Portugal*. 2011.
- [4] **Alves, A. R.** Conceção e projeto de ortótese para os membros inferiores. *Tese de mestrado em Engenharia Mecânica. Universidade do Minho. Guimarães*. 2012.
- [5] **Moore, K. L., Dalley, A. F.** Anatomia orientada para a clínica. *Quarta edição (tradução). Editora Guanabara Koogan. Rio de Janeiro*. 2001.
- [6] **Seeley, R., Stephens, T.D., Tate, P.** Anatomia e Fisiologia (Anatomy & Physiology), *Lusodidacta*. 1997.
- [7] **Canale, S. Terry, Beaty, James H.** Campbell's Operative Orthopaedics. 2007.
- [8] **Fernandes, P.** Modelação e Análise da Fusão Intersomática Cervical. *Dissertação Instituto Superior Técnico de Lisboa*. 2008.
- [9] **Romanes, G. J.** Cunningham's Textbook of Anatomy (ed. 12). *Oxford medical publications. New York. United States*. 1981.
- [10] **Netter, F. H.** Atlas of Human Anatomy. *Fourth Edition. Saunders, Elsevier. Philadelphia, Pennsylvania*. 2006.
- [11] **Putz, R., Pabst, R.** Sobotta: Atlas de Anatomia Humana. Volume 2: Tronco, Visceras e Extremidade Inferior. *21ª Edição. Editora Guanabara Koogan. Rio de Janeiro*. 2000.
- [12] **Medved, V.** Measurement of human locomotion. *London: CRC Press*. 2001.
- [13] **Corazza, S., Mündermann, L., Chaudhari, A. M., Demattio, T., Cobelli, C., Andriacchi, T. P.** A markerless motion capture system to study musculoskeletal biomechanics: Visual hull and simulated annealing approach. *Annals of biomedical engineering*, 34 (6), 1019-1029. 2006.

- [14] **Sousa, A. S. P.** Controlo postural e marcha humana: análise multifactorial. *Monografia. Programa Doutoral em Engenharia Biomédica. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.* 2010.
- [15] **Abrantes, J. M. C. S.** Fundamentos e elementos de análise em biomecânica do movimento humano. Reedição do autor. *MovLab – Universidade Lusófona Lisboa. Portugal.* 2008.
- [16] **Peterka, R. J.** Sensorimotor integration in human postural control. *Neurological Sciences Institute, Oregon Health & Science University. Journal of neurophysiology.* 88 (3), 1097-1118. 2002.
- [17] **Kuo, A. D.** The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Department of Mechanical Engineering and Biomedical Engineering. University of Michigan. Human movement science,* 26 (4), 617-656. 2007.
- [18] **Mafra, N.R.** Análise de imagem na avaliação clínica da marcha humana. *Monografia de preparação de dissertação. Faculdade de Engenharia – Universidade do Porto.* 2012.
- [19] Os determinantes da marcha – O guia do fisioterapeuta. (Consultado a 3 de Setembro de 2013). Disponível em [www: <URL: http://fisioterapiahumberto.blogspot.pt/2010/02/os-determinantes-da-marcha.html>](http://fisioterapiahumberto.blogspot.pt/2010/02/os-determinantes-da-marcha.html).
- [20] **Gard, S. A., Childress, D. S.** The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Archives of physical medicine and rehabilitation,* 80 (1), 26-32. 1999.
- [21] **Al Hasan, S., Hoque, M. Z.** Lower limb orthoses: A review. *Journal of Chittagong Medical College Teachers' Association.* 19 (1), 33-36. 2008.
- [22] **Watts, P., Knight, L., Charlton, P.** Lower Limb Orthoses in Rehabilitation of a Neurologically Impaired Patient: Case report. *Physiotherapy.* 89(6), 359-364. 2003.
- [23] **Teste de Oxford** para avaliação da força muscular. Centro de estudos avançados em hemiplegia. (Consultado a 12 de Setembro de 2013). Disponível em WWW:  [<URL: http://ceah-uepb.blogspot.pt/2009/03/teste-de-oxford-para-avaliacao-da-forca.html>](http://ceah-uepb.blogspot.pt/2009/03/teste-de-oxford-para-avaliacao-da-forca.html).
- [24] Empresa Padrão Ortopédico – Sociedade de Representações, Lda. Disponível em  [<www.padrao-ortopedico.com>](http://www.padrao-ortopedico.com).
- [25] **Ortóteses Bauerfeind.** Catálogo de produtos, Terapêutica sistemática. *Made in Germany.* (Consultado em Agosto de 2013). Disponível na internet em:  [<www.bauerfeind.com>](http://www.bauerfeind.com).

- [26] **Branco, P. S., colaboradores.** Temas de reabilitação – Ortóteses e outras ajudas técnicas. *Servier. Porto, Portugal.*
- [27] Empresa PRIM. (Consultado em Outubro e Novembro de 2013).  
Disponível na internet em: <[www.prim.es](http://www.prim.es)> e <[www.ortoprim.com](http://www.ortoprim.com)>.
- [28] **Kaufman, K. R., Irby, S. E., Mathewson, J. W., Wirta, R. W., Sutherland, D. H.** Energy-efficient knee-ankle-foot orthosis: a case study. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 8 (3), 79-85. 1996.
- [29] Clínica Ethnos. (Consultado em Outubro de 2013).  
Disponível em WWW:  
<URL: <http://ethnos.com.br/orteses/membros-inferiores/?section=clinica>>.
- [30] Empresa Ortopédica Egydio. (Consultado em Outubro de 2013).  
Disponível em WWW: <URL: <http://www.ortopedicaegydio.com.br/egydio-oficina-ortopedica>>.
- [31] Blogão de Fisio: (Consultado em Outubro de 2013).  
Disponível em WWW: <URL: <http://blogaodefisio.blogspot.pt/2013/04/orteses-para-os-membros-inferiores.html>>.
- [32] Empresa Ortopédica Catarinense. (Consultado em Outubro de 2013).  
Disponível em WWW: <URL: <http://www.ortopedicacatarinense.com.br/>>.
- [33] Diário da República, 1ª série – N°115 – 17 de Junho de 2009 (Consultado em Março de 2013).
- [34] **Naressi, W.G.** O Consultório: sua instalação, o ambiente físico de trabalho, o equipamento e a distribuição na sala clínica. *Ergonomia em Odontologia.*
- [35] Associação Portuguesa de Certificação, APCER. (Consultado em Maio de 2013).  
Disponível na internet em: <[www.apcer.pt](http://www.apcer.pt)>.
- [36] **Neves, M. J.** Dispositivos Médicos – O Infarmed e a Legislação. *Infarmed – Autoridade Nacional do Medicamento e Produtos de Saúde I.P.* 2010.
- [37] **Costa, N., Bezdicek, M., Brown, M., Gray, J. O., Caldwell, D. G., Hutchins, S.** Joint motion control of a powered lower limb orthosis for rehabilitation. *International Journal of Automation and Computing*. 3 (3), 271-281. 2006.
- [38] *Blog emagister.* (Imagem retirada a 2 de Outubro de 2013). Disponível em WWW: <URL: [http://grupos.emagister.com/imagen/planos\\_anatomicos/2489-199238](http://grupos.emagister.com/imagen/planos_anatomicos/2489-199238)>.
- [39] Ortóteses no Desporto. (Consultado em Abril de 2013).  
Disponível em WWW: <URL: <http://www.alternet.pt/olympica/tele-olympica/ortoteses.html>>.

- [40] Instituto Nacional de Estatística. *Censos 2011 – Análise da população residente com deficiência segundo os Censos: total e por tipo de deficiência e sexo (2001)*. Portugal. 2001. (Consultado a 9 de Outubro de 2013). Disponível em WWW: <URL: <http://censos.ine.pt>>.
- [41] **Santos, R., Fúção, C.** Antropometria. *Curso Pós Graduação: Técnico Superior de HST*. Universidade de Évora. Fevereiro 2013.
- [42] **Ulijaszek, S.J.** Anthropology: The Individual and the Population. *Cambridge University Press*. 1994.
- [43] **Silva, L. F.** Projeto De Dispositivos Médicos e Reabilitação. *Publicações internas da Escola de Engenharia da Universidade do Minho (MIEMEC)*. Departamento de Engenharia Mecânica. 2011/2012.
- [44] **Silva, J. C. L. F.** Ar comprimido e óleo – hidráulicos, Aplicações gerais. *Ministério da Educação. Universidade do Minho*. 1985.
- [45] **Seabra, E.** Slides/apontamentos aulas. *Publicações internas da Escola de Engenharia da Universidade do Minho (MIEMEC)*. Departamento de Engenharia Mecânica.
- [46] **Silva, L. F.** Componentes Mecânicos. Capítulo 4 – Lubrificação e Lubrificantes. *Publicações internas da Escola de Engenharia da Universidade do Minho (MIEMEC)*. Departamento de Engenharia Mecânica. 2011/2012.
- [47] Empresa Husqvarna. Ficha de dados de segurança do material. (Consultado em Outubro de 2013). Disponível em WWW: <URL: <http://www.husqvarna.com/pt/home/>>.
- [48] **Winter, D. A.** Biomechanics and Motor Control of Human Movement. *Fourth Edition*. University of Waterloo. Waterloo, Ontario, Canada. John Wiley & Sons, Inc. 2009.
- [49] Coppermetal Aços e Metais. Informações Técnicas – Alumínio 7075-T651. São Paulo. (Consulta em Outubro de 2013). Disponível em WWW: <URL: [http://www.coppermetal.com.br/produtos\\_aluminio.html](http://www.coppermetal.com.br/produtos_aluminio.html)>.
- [50] Empresa Hipermetal Comércio e Indústrias Ltda. Polietileno PEAD. Pernambuco. (Informação consultada em Outubro de 2013).
- [51] **Coutinho, F. M. B., Mello, I. L., Maria, L. C. S.** Polietileno: principais tipos, propriedades e aplicações. *Instituto de Química, Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Polímeros: Ciência e Tecnologia*, vol. 13, nº1, p. 1-13. 2003.
- [52] *Datasheet* Politetrafluoretileno – PTFE. *Boletim Técnico*. 12/Julho/2011. (Consultado em Novembro de 2013).
- [53] *Viscosity Classifications*. (Consultado em Outubro de 2013).

Disponível em WWW: <URL: <http://www.tribology-abc.com/abc/viscosity.htm>>.

[54] Cálculo da perda de energia mecânica por atrito em acessórios. Aula 07: 23/03/2012. TA 631 – Operações Unitárias I. (Consultado a 26/11/2013).

Disponível na internet em: <[www.unicamp.br/fea/ortega/aulas/aula07\\_perdaLocalizada.ppt](http://www.unicamp.br/fea/ortega/aulas/aula07_perdaLocalizada.ppt)>.

[55] Austenitic Stainless steel, 2012. (Consultado em Outubro de 2013).

Disponível na internet em: <[www.matweb.com](http://www.matweb.com)>.

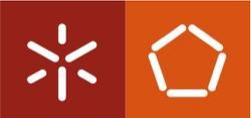


---

## **Anexo A – Formulário**

---



	<b>Formulário</b> MESTRADO INTEGRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA
---	---

Este inquérito é **confidencial** e destina-se, apenas, a apoiar a dissertação de Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica da Universidade do Minho, no ramo de Biomateriais, Reabilitação e Biomecânica.

Este documento é restrito, exclusivamente, à aluna que realiza esta dissertação e aos seus orientadores.

<p><b>1. Género:</b>    <input type="checkbox"/> Masculinho                   <input type="checkbox"/> Feminino</p> <p><b>2. Idade:</b> _____ Anos</p> <p><b>3. Patologia:</b> _____ _____</p>
--

#### 4. Dados Antropométricos:

<p><b>4.1. Peso:</b> _____ kg</p> <p><b>4.2. Altura:</b> _____ cm</p> <p><b>4.3. Tamanho do pé:</b> _____</p> <p><b>4.4. Membros – Inferiores:</b></p> <p>    <b>4.4.1. Altura total do membro-inferior:</b> _____ cm</p> <p>    <b>4.4.2. Altura da coxa:</b> _____ cm</p> <p>    <b>4.4.3. Altura da perna (do joelho ao pé):</b> _____ cm</p> <p>    <b>4.4.4. Perímetro da coxa:</b></p>
--

**4.4.4.1: Parte proximal:** \_\_\_\_\_ cm

**4.4.4.2: Parte distal:** \_\_\_\_\_ cm

**4.4.5. Perímetro da perna:**

**4.4.5.1. Parte proximal:** \_\_\_\_\_ cm

**4.4.5.2. Parte distal:** \_\_\_\_\_ cm

**4.4.6. Perímetro do Joelho:** \_\_\_\_\_ cm

**5.1 Arco de Mobilidade:**

**5.1.1. Dorsiflexão:** \_\_\_\_\_ (graus)

**5.1.2. Flexão plantar:** \_\_\_\_\_ (graus)

**5.2. Extensão da Coxa:** \_\_\_\_\_ (graus)

**5.3. Flexão da Coxa:** \_\_\_\_\_ (graus)

**5.4. Abdução (para fora) da Coxa:** \_\_\_\_\_ (graus)

**5.5. Adução (para dentro) da Coxa:** \_\_\_\_\_ (graus)

**5.6. Extensão (para a frente) do Joelho:** \_\_\_\_\_ (graus)

**5.7. Flexão do Joelho:** \_\_\_\_\_ (graus)

**6. Adaptação do paciente à ortótese:**

Não confortável

Pouco confortável

- Confortável
- Bastante confortável
- Muito confortável

**Outras observações:** \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**ASSINATURAS**

**Orientador:** \_\_\_\_\_

**Co-orientador:** \_\_\_\_\_

**Supervisor do Hospital:** \_\_\_\_\_

**Aluna:** \_\_\_\_\_

**Data:** \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_



---

## **Anexo B – Desenhos técnicos**

---































---

## **Anexo C – Cálculos efetuados**

---



**Cálculos:****Equação (1) – Pressão num ponto do circuito**

Situação Limite

$$\begin{aligned}
 p_T &= K_e \cdot \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v^2 \cdot 10^{-5} + p + \rho \cdot g \cdot h \cdot 10^{-5} = \\
 &= 2 \times \frac{1}{2} \times 883 \times 2^2 \times 10^{-5} + 2,4 + 883 \times 9,8 \times 0,50 \times 10^{-5} = \\
 &= 0,0353 + 2,4 + 0,0433 \cong 2,479 \text{ bar}
 \end{aligned}$$

Situação Real

$$\begin{aligned}
 p_T &= K_e \cdot \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v^2 \cdot 10^{-5} + p + \rho \cdot g \cdot h \cdot 10^{-5} = \\
 &= 0,566 \times \frac{1}{2} \times 883 \times 0,566^2 \times 10^{-5} + 2,4 + 883 \times 9,8 \times 0,50 \times 10^{-5} = \\
 &= 8,0 \times 10^{-4} + 2,4 + 0,0433 \cong 2,444 \text{ bar}
 \end{aligned}$$

**Equação (2) – Perdas de carga na tubagem**

Para a subida do óleo:

$$\begin{aligned}
 \Delta\rho &= \lambda \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2} \cdot \frac{\ell}{d} \cdot 10^{-5} = 9,425 \times \frac{883 \times 0,566^2}{2} \times \frac{0,50}{0,006} \times 10^{-5} = \\
 &= 1,11 \text{ bar}
 \end{aligned}$$

Para a descida do óleo, com a velocidade a  $\frac{1}{2}$  da velocidade de subida:

$$\begin{aligned}
 \Delta\rho &= \lambda \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2} \cdot \frac{\ell}{d} \cdot 10^{-5} = 18,867 \times \frac{883 \times 0,283^2}{2} \times \frac{0,50}{0,006} \times 10^{-5} = \\
 &= 0,556 \text{ bar}
 \end{aligned}$$

Para a descida do óleo, com a velocidade a  $\frac{1}{4}$  da velocidade de subida:

$$\begin{aligned}
 \Delta\rho &= \lambda \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2} \cdot \frac{\ell}{d} \cdot 10^{-5} = 37,73 \times \frac{883 \times 0,1415^2}{2} \times \frac{0,50}{0,006} \times 10^{-5} = \\
 &= 0,2779 \text{ bar}
 \end{aligned}$$

**Equação (3) – Coeficiente de perda de carga**

Para a subida do óleo:

$$\lambda = 64 \cdot Re^{-1} = 64 \times 6,79^{-1} = 9,425$$

Para a descida do óleo, com a velocidade a ½ da velocidade de subida:

$$\lambda = 64 \cdot Re^{-1} = 64 \times 3,392^{-1} = 18,867$$

Para a descida do óleo, com a velocidade a ¼ da velocidade de subida:

$$\lambda = 64 \cdot Re^{-1} = 64 \times 1,696^{-1} = 37,73$$

**Equação (4) – Número de Reynolds**

Para a subida do óleo:

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\mu} = \frac{883 \times 0,566 \times 0,006}{0,442} = 6,79$$

Para a descida do óleo, com a velocidade a ½ da velocidade de subida:

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\mu} = \frac{883 \times 0,283 \times 0,006}{0,442} = 3,392$$

Para a descida do óleo, com a velocidade a ¼ da velocidade de subida:

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\mu} = \frac{883 \times 0,1415 \times 0,006}{0,442} = 1,696$$

**Equação (5) – Viscosidade dinâmica**

$$\vartheta = \frac{\mu}{\rho} \Leftrightarrow \mu = \vartheta \cdot \rho = 500 \times 10^{-6} \times 883 = 0,442 \text{ Pa} \cdot \text{s}$$

**Equação (6) – Perdas de carga nos joelhos (90°)**

Para a subida do óleo:

$$\Delta p = k \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2 \times 9,8} \cdot 10^{-3} = 16 \times \frac{883 \times 0,566^2}{19,6} \times \frac{1}{1000} = 0,231 \text{ bar}$$

Como são 2 joelhos:  $\Delta p = 2 \times 0,231 = 0,462 \text{ bar}$  , com K = 16 [45]

Para a descida do óleo, com a velocidade a  $\frac{1}{2}$  da velocidade de subida:

$$\Delta p = k \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2 \times 9,8} \cdot 10^{-3} = 16 \times \frac{883 \times 0,283^2}{19,6} \times \frac{1}{1000} = 0,0577 \text{ bar}$$

Como são 2 joelhos:  $\Delta p = 2 \times 0,0577 = 0,115 \text{ bar}$  , com  $K = 16$  [45]

Para a descida do óleo, com a velocidade a  $\frac{1}{4}$  da velocidade de subida:

$$\Delta p = k \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2 \times 9,8} \cdot 10^{-3} = 16 \times \frac{883 \times 0,1415^2}{19,6} \times \frac{1}{1000} = 0,0144 \text{ bar}$$

Como são 2 joelhos:  $\Delta p = 2 \times 0,0144 = 0,0289 \text{ bar}$  , com  $K = 16$  [45]

### **Equação (10) – Perdas de carga e pressão por componente gravítica**

Para a subida ( $\Delta p$ ) e descida do fluido (P)

$$\Delta p = P = \rho \cdot g \cdot \Delta H \cdot 10^{-5} = 883 \times 9,8 \times 0,50 \times 10^{-5} \cong 0,0433 \text{ bar}$$



---

## **Anexo D – Tabelas auxiliares**

---



**Tabela 14: Valores médios da força de reação do solo, para várias percentagens da duração marcha, para indivíduos com marcha e ritmo normal [adaptado de 48].**

Marcha (%)	F(vertical) (N/Kg)	F(horizontal) (N/Kg)	F(reacção do solo) (N/Kg)
0	0,64	0,03	0,64
2	2,92	-0,16	2,92
4	5,35	-0,82	5,41
6	7,31	-1,42	7,45
8	8,69	-1,75	8,86
10	9,76	-1,92	9,95
12	10,52	-1,90	10,69
14	10,82	-1,76	10,96
16	10,57	-1,52	10,68
18	9,95	-1,28	10,03
20	9,14	-1,06	9,20
22	8,31	-0,86	8,35
24	7,70	-0,69	7,73
26	7,29	-0,55	7,31
28	7,10	-0,42	7,11
30	7,07	-0,31	7,08
32	7,19	-0,20	7,19
34	7,45	0,08	7,45
36	7,84	0,28	7,84
38	8,37	0,52	8,39
40	8,97	0,79	9,00
42	9,61	1,11	9,67
44	10,20	1,44	10,30
46	10,62	1,77	10,77
48	10,63	2,05	10,83
50	10,13	2,19	10,36
52	8,97	2,02	9,19
54	6,92	1,50	7,08
56	4,55	0,81	4,62
58	2,42	0,29	2,44
60	1,03	0,07	1,03
62	0,33	0,00	0,33
64	0,06	0,00	0,06
66	0,00	0,00	0,00
68	0,00	0,00	0,00
70	0,00	0,00	0,00
72	0,00	0,00	0,00
74	0,00	0,00	0,00
76	0,00	0,00	0,00
78	0,00	0,00	0,00
80	0,00	0,00	0,00
82	0,00	0,00	0,00
84	0,00	0,00	0,00
86	0,00	0,00	0,00
88	0,00	0,00	0,00
90	0,00	0,00	0,00
92	0,00	0,00	0,00
94	0,00	0,00	0,00
96	0,00	0,00	0,00
98	0,00	0,00	0,00
100	0,00	0,00	0,00

**Tabela 15: Valores médios das forças que atuam no joelho anatômico ao longo da marcha para um indivíduo de 56,7 Kg com marcha e ritmo normal [adaptado de 48].**

Marcha (%)	t (s)	RX (N)	RY (N)	Rjoelho (N/Kg)
0	0,00	52,0	31,6	1,07
1	0,01	41,1	27,1	0,87
3	0,03	30,8	22,2	0,67
4	0,04	22,0	17,8	0,50
6	0,06	15,1	14,6	0,37
7	0,07	10,1	12,7	0,29
9	0,09	6,5	12,2	0,24
10	0,10	4,1	13,4	0,25
12	0,11	2,5	15,9	0,28
13	0,13	1,4	19,1	0,34
15	0,14	0,4	22,8	0,40
16	0,16	-0,9	27,1	0,48
18	0,17	-2,8	31,8	0,56
19	0,19	-5,7	36,2	0,65
21	0,20	-9,5	39,6	0,72
22	0,22	-14,2	42,0	0,78
24	0,23	-19,7	43,4	0,84
25	0,24	-25,5	43,7	0,89
26	0,26	-30,7	42,7	0,93
28	0,27	-35,5	40,7	0,95
29	0,29	-39,9	38,2	0,97
31	0,30	-43,9	34,9	0,99
32	0,32	-46,6	30,6	0,98
34	0,33	-47,3	26,1	0,95
35	0,34	-45,3	23,3	0,90
37	0,36	-40,6	24,1	0,83
38	0,37	-34,1	29,1	0,79
40	0,39	-64,3	-50,2	1,44
41	0,40	-16,8	-148,2	2,63
43	0,42	27,2	-255,2	4,53
44	0,43	59,9	-354,6	6,34
46	0,44	77,7	-429,9	7,70
47	0,46	86,3	-480,2	8,60
49	0,47	91,5	-516,7	9,25
50	0,49	94,3	-547,2	9,79
52	0,50	91,7	-568,4	10,15
53	0,52	80,9	-573,4	10,21
55	0,53	63,7	-558,2	9,91
56	0,54	47,2	-525,1	9,30
58	0,56	36,8	-481,5	8,52
59	0,57	32,2	-436,1	7,71
60	0,59	29,8	-395,6	7,00
62	0,60	27,4	-364,4	6,44
63	0,62	24,6	-344,7	6,09
65	0,63	22,3	-335,4	5,93
66	0,64	21,0	-333,8	5,90
68	0,66	21,0	-337,2	5,96
69	0,67	20,7	-343,7	6,07
71	0,69	18,3	-352,3	6,22
72	0,70	13,0	-364,3	6,43
74	0,72	6,0	-381,2	6,72
75	0,73	-0,9	-402,2	7,09
77	0,74	-6,8	-426,3	7,52
78	0,76	-12,3	-453,7	8,00
80	0,77	-19,7	-483,6	8,54
81	0,79	-30,9	-513,0	9,06
83	0,80	-43,5	-538,7	9,53
84	0,82	-53,3	-559,3	9,91
85	0,83	-59,1	-573,0	10,16
87	0,84	-63,1	-576,4	10,23
88	0,86	-66,5	-566,1	10,05
90	0,87	-68,9	-538,7	9,58
91	0,89	-69,7	-491,1	8,75
93	0,90	-67,5	-421,9	7,54
94	0,92	-60,1	-335,2	6,01
96	0,93	-46,1	-240,4	4,32
97	0,94	-26,4	-149,3	2,67
99	0,96	-4,1	-71,2	1,26
100	0,97	16,9	-6,8	0,32

---

## **Anexo E – Propriedades dos materiais**

---



A Tabela 16 expõe algumas propriedades do óleo SAE 30, usadas no processo de cálculo.

**Tabela 16: Propriedades Físico-Químicas do óleo de motor Husqvarna SAE 30 [adaptado de 47].**

<b>Forma</b>	Fluido
<b>Cor</b>	Castanho claro
<b>Cheiro</b>	Óleo. Fraco
<b>Solubilidade</b>	Solventes orgânicos (a maioria)
<b>Densidade</b>	883 kg/m <sup>3</sup> (15°C) ASTM D 4052
<b>Ponto de inflamação</b>	>200°C ASTM D 92
<b>Solubilidade na água</b>	Negligenciável
<b>Viscosidade</b>	81 mm <sup>2</sup> /s (40°C) , ASTM D 445

A Tabela 17 apresenta mais propriedades mecânicas para o óleo SAE30, obtidas de outra fonte.

**Tabela 17: Propriedades do óleo de motor ChevronTexaco Delo 100, óleo SAE 30 [adaptado de 55].**

<b>Physical Properties</b>	<b>Metric</b>
API Gravity	29.4 °
Viscosity Measurement	99
Kinematic Viscosity at 40°C (104°F)	110 cSt
Kinematic Viscosity at 100°C (212°F)	12.1 cSt
Ash	0.76 %
<b>Chemical Properties</b>	<b>Metric</b>
Total Base Number	7.0
<b>Thermal Properties</b>	<b>Metric</b>
Pour Point	-30.0 °C
Flash Point	246 °C
<b>Component Elements Properties</b>	<b>Metric</b>
Phosphorous, P	0.098 %
Zinc, Zn	0.108 %