

Desenvolvimento de uma Prótese Transfemoral Ativa

Manuel Jorge Soares Marques da Cruz

Dissertação de Mestrado

Orientador na FEUP: Prof. Joaquim Gabriel Magalhães Mendes
Coorientador na FEUP: Prof. Renato Manuel Natal Jorge



**Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica
Especialização em Automação**

Setembro 2017

Aos que viram o trabalho e não aproveitaram e aos que souberam do trabalho e não reconheceram.

Mas também, aos que acompanharam o trabalho e o apreciaram, e sobretudo àqueles que não viram, não souberam nem acompanharam mas que o celebrariam se estivessem presentes para além da minha memória.

Resumo

A locomoção é uma parte crucial do dia-a-dia de qualquer pessoa. A perda dessa capacidade por amputação de um membro, por exemplo, é extremamente limitante para o indivíduo, daí que a possibilidade da sua restituição seja um tópico de grande interesse nas áreas da Engenharia e Medicina.

Neste sentido, o objetivo desta dissertação é o desenvolvimento de uma prótese transfemoral ativa. Para isso, inicialmente, definiu-se um formato estrutural de 4 barras para o joelho considerando um funcionamento deste equipamento completamente passivo. Posteriormente, foi adicionado um motor passo-a-passo no sentido de tentar aproximar a marcha do utilizador com o sistema, à marcha de uma perna normal.

Foi desenhado um modelo funcional 3D da prótese, e validada a resistência deste recorrendo ao cálculo de resistência à flexão, encurvadura e fadiga.

Partindo do modelo criado, foram definidas as bases do sistema de controlo e os sensores a utilizar para tornar a prótese inteligente (dois acelerómetros, um acima e uma abaixo do joelho, um sensor de carga e um sensor de posição angular colocado no joelho).

A partir do modelo, foi criado um protótipo impresso em 3D de modo a testar o programa de controlo e demonstrar as funcionalidades.

Os resultados obtidos mostram que o sistema tem potencial para poder ser utilizado para o desenvolvimento da estratégia global de controlo da marcha em planos horizontais, inclinados e transposição de obstáculos, mantendo ao mesmo tempo uma abordagem de baixo custo e flexibilidade de modo a poder ser adaptável às necessidades do utilizador final.

Development of an Active Transfemoral Prosthesis

Abstract

Locomotion is crucial for the human being's daily life. The loss of such skill due to an amputation is extremely limiting. Therefore, the possibility of restoring that capacity is a subject of great interest and extensive study nowadays.

For that matter, this dissertation concerns the development of an active transfemoral prosthesis. To accomplish that, it was initially defined a four-bar linkage system for the knee considering as if it was completely passive. Subsequently, a stepper motor was selected to drive the system, in order to make the user's gait as smooth and symmetrical as possible.

A 3D working model of the prosthesis was designed, and calculated its bending, buckling and fatigue resistances.

Taking into consideration the system created, the basis of the control system was defined and the sensors for the application were selected (two accelerometers, one above and another one below the knee, a load cell and an angular position sensor), in order to turn the device into an intelligent prosthesis.

To test the behaviour of the system, it was created a simplified model, which was printed in 3D. Based on the results obtained, this project shows potential to be used in further development of the control system and to obtain a working device, keeping a low overall cost of the equipment and maintaining the flexibility needed to be suited to any user.

Agradecimentos

Para levar a cabo um projeto precisamos de três tipos de pessoas:

- As que nos apoiam na realização do trabalho: Professores e Colegas,
- As que nos protegem enquanto realizamos o trabalho: Família e amigos
- As que nos desaprovam e desiludem e por isso incentivam a continuar a provar que é possível.

A todas a minha gratidão, repartida na medida do esforço que fizeram...

Gostaria de agradecer em particular ao meu orientador, Professor Joaquim Gabriel Magalhães Mendes, pelo apoio e dedicação.

Quero agradecer ao co-orientador desta dissertação, Professor Renato Manuel Natal Jorge pelas sugestões dadas a que procurei responder neste documento.

Gostaria ainda de realçar e agradecer o apoio dos meus amigos, que sempre me acompanharam e ajudaram ao longo destes anos de curso.

Deixo também um agradecimento aos meus colegas que partilharam comigo o espaço do laboratório, companheiros nesta última conquista.

Finalmente, e mais importante, devo um agradecimento aos meus pais e ao meu irmão. Reconheço que foi graças ao apoio que me deram e paciência que tiveram comigo que consegui atingir este objetivo.

Índice de Conteúdos

1	<i>Introdução</i>	1
1.1	Enquadramento do projeto e motivação	1
1.2	Objetivos do projeto	1
1.3	Descrição do problema	1
1.4	Metodologia usada	3
1.5	Estrutura da dissertação	3
2	<i>Estado da Arte e Revisão Bibliográfica</i>	5
2.1	Definição dos planos.....	5
2.2	Fases do ciclo de marcha	6
2.2.1	Fases do ciclo de marcha	6
2.3	Ensaios de marcha	8
2.4	Tipos de próteses existentes no mercado	11
2.4.1	Encaixe (elemento de ligação ao coto).....	11
2.4.2	Pé prostético.....	11
2.4.3	Joelho.....	12
3	<i>Solução Construtiva</i>	19
3.1	Estudo comparativo dos sistemas	19
3.1.1	Prótese uniaxial	20
3.1.2	Prótese multi-eixo	20
3.2	Construção do modelo de 4 barras	22
3.2.1	Estrutura de 4 barras e curva em J	26
3.2.2	Definição do modo de acionamento	31
3.2.3	Modelo inicial com motor passo-a-passo	32
3.2.4	Modelo inicial com motor e fuso (acionamento linear)	38
3.3	Desenho do modelo final.....	40
3.4	Dimensionamento dos constituintes do joelho.....	41
3.4.1	Dimensionamento do modelo final com motor passo-a-passo.....	42
3.5	Solução para o pé	56
4	<i>Arquitetura do sistema</i>	59
4.1	LabVIEW	59
4.2	Arduino	60
4.3	I ² C (Inter-integrated circuit).....	60
4.3.1	NI-8451	61
4.3.2	Arduino	61
4.4	Seleção dos sensores	61
4.4.1	Acelerômetro.....	61
4.4.2	Sensor de posição angular do joelho (Potenciómetro)	62
4.4.3	Sensor de carga	62
4.4.4	Eletromiografia	63
4.5	Motor Passo-a-Passo	64
4.6	Driver do motor	65
4.7	Bateria.....	65

4.8	Círculo Elétrico	65
5	Sistema de controlo	67
5.1	Definição geral do funcionamento do sistema (GRAFCETs)	67
5.1.1	“Calibração Inicial” (Anexo D.1)	68
5.1.2	“Seletor de funções” (Anexo D.2)	68
5.1.3	“Função sentado” (Anexo D.3).....	68
5.1.4	“Função marcha” (Anexo D.4)	69
5.1.5	“Função Ultrapassar Obstáculos”	71
5.2	Teste de funcionamento do sistema simplificado	72
6	Conclusões.....	75
6.1	Trabalhos futuros	76
Referências		77
ANEXO A:	Formas alternativas de atuação da prótese.....	83
A.1	Polímeros	83
A.1.1	Nonelectrically Deformable Polymers	84
A.1.2	Electroactive polymers (polímeros eletroativos)	84
A.2	SMA.....	88
ANEXO B:	Manual de Operação dos motores passo-a-passo PKP da OrientalMotor	91
ANEXO C:	Parte do catálogo da SKF das chumaceiras correspondente ao método de cálculo a utilizar para a escolha.....	97
ANEXO D:	GRAFCETs do sistema	105
D.1.	GRAFCET GO “Calibração Inicial”	106
D.2.	GRAFCET G1 “Seletor de Funções”	107
D.3.	GRAFCET G2 “Função Sentado”	108
D.4.	GRAFCET G3 “Função Marcha”	109

Índice de Figuras

Figura 2.1 Terminologia dos planos, em posição anatómica [5].....	5
Figura 2.2 Posição das pernas em cada fase do ciclo de marcha [6].....	6
Figura 2.3 Posição dos marcadores na superfície da pele	9
Figura 2.4 Reação vertical com o solo, ao longo do ciclo de marcha para os dois pés [10]	10
Figura 2.5 <i>C-Leg</i> (sistema semi-ativo da Ottobock) [18]	13
Figura 2.6 <i>Power Knee</i> (sistema ativo da Ossür) [20].....	14
Figura 2.7 <i>Genium</i> , Ottobock - prótese transfemoral [23]	15
Figura 2.8 Mauch Knee, Ossür - prótese transfemoral [24]	15
Figura 3.1 Demonstração da diminuição da dimensão da prótese com o sistema de quatro barras durante a flexão do joelho - o comprimento total da perna é dado, no caso totalmente distendido por C ₁ e, após flexão, por C ₂ [32].....	21
Figura 3.2 Comparação da altura ao solo durante a flexão entre uma prótese de eixo único (à esquerda) e uma prótese com o sistema de quatro barras [14]	21
Figura 3.3 Posição do CIR (<i>ICR</i>) e da força de reação com o solo (<i>GR</i>) ao longo da fase de apoio do ciclo de marcha para uma prótese com sistema de quatro barras [14]	22
Figura 3.4 Esquema do sistema de quatro barras com a linha de referência vertical	23
Figura 3.5 Esquema do sistema de quatro barras	24
Figura 3.6 Representação de todos os CIRs da estrutura de quatro barras	24
Figura 3.7 Sistema de 4 barras e identificação do sistema de eixos x'y'	26
Figura 3.8 Sistema de quatro barras com a representação do sistema de eixos final	28
Figura 3.9 Curva que define a posição do CIR ao longo da rotação da prótese para Θ ₃ de 30° a 120° (rotação de 0° a 90° do joelho)	30
Figura 3.10 Desvio da ligação ao encaixe com o coto no sistema de quatro barras proposto..	31
Figura 3.11 Modelo 3D para simulação onde está assinalado o eixo selecionado como eixo acionado pelo motor	32
Figura 3.12 Binário do motor em função do tempo obtido por simulação utilizando os dados da referência [6].....	34
Figura 3.13 Velocidade angular do motor em função do tempo obtido por simulação utilizando os dados da referência [4]	34
Figura 3.14 Deslocamento angular do veio do motor em função do te correspondente aos dados da referência [4].....	35
Figura 3.15 Posições obtidas para a prótese seguindo os dados de deslocamento da referência [6], correspondentes aos tempos (da esquerda para a direita): 0,075s; 0,330s; 0,660s; 1,100s; 1,350s.....	35
Figura 3.16 Deslocamento angular alterado, em função do tempo	36
Figura 3.17 Posições obtidas para a prótese seguindo os dados de deslocamento alterados, correspondentes aos tempos (da esquerda para a direita): 0,075s; 0,330s; 0,660s; 1,100s; 1,350s	36
Figura 3.18 Binário do motor em função do tempo pós-alteração	36

Figura 3.19 Velocidade angular em função do tempo pós-alteração	37
Figura 3.20 Binário do motor em função do tempo, pós-alteração e considerando o esbarro.	37
Figura 3.21 Força do atuador linear em função do tempo	39
Figura 3.22 Força do atuador em função do tempo com a alteração pequena à curva de deslocamentos	39
Figura 3.23 Modelo 3D final.....	40
Figura 3.24 Dimensões de atravancamento do equipamento.....	40
Figura 3.25 Modelo 3D final do joelho prostético, em que se pode ver a localização e fixação do motor e o formato do esbarro	41
Figura 3.26 Posição do joelho prostético quando o utilizador está sentado (flexão máxima da prótese).....	41
Figura 3.27 Desenho do esquema do sistema de 4 barras no modelo final	42
Figura 3.28 Diagrama de corpo livre da parte superior da prótese	42
Figura 3.29 Limite máximo estrutural de rotação do joelho prostético	43
Figura 3.30 Diagrama de corpo livre para o eixo do motor, correspondente ao eixo D	44
Figura 3.31 Diagrama de corpo livre do veio do motor (caso1)	45
Figura 3.32 Diagrama de momentos fletores (Caso 1)	45
Figura 3.33 Diagrama de corpo livre do veio do motor (caso2)	46
Figura 3.34 Diagrama de momentos fletores (Caso 2)	46
Figura 3.35 Diagrama de corpo livre para o veio do eixo A	47
Figura 3.36 Diagrama de corpo livre do veio C.....	49
Figura 3.37 Diagrama de momentos fletores do veio C	50
Figura 3.38 Pormenor da orelha do modelo.....	52
Figura 3.39 Esquema da simplificação utilizada para o cálculo da resistência da orelha.....	52
Figura 3.40 Diagrama de corpo livre do veio da canela	54
Figura 3.41 Modelo 3D do pé da prótese.....	56
Figura 3.42 Pormenor da rótula do tornozelo	56
Figura 3.43 Pormenor da peça de ligação ao veio da canela, onde se vê o formato da extremidade inferior chanfrada para permitir a rotação de 10° para trás (rodando para a esquerda) e 5° para a frente (rodando para a direita).....	57
Figura 3.44 Vista de perspetiva do modelo 3D criado para o pé onde é visível a mola de torção	57
Figura 4.1 Arquitetura do sistema.....	59
Figura 4.2 Interface I ² C entre dois escravos e uma placa NI USB-8451 (equipamento utilizado e descrito no texto abaixo) e onde é visível a montagem das resistências em “pull-up” [60].	60
Figura 4.3 Módulo de comunicação da <i>National Instruments</i> , NI USB-8451 [61]	61
Figura 4.4 Bloco do LabVIEW do filtro de Butterworth	62
Figura 4.5 Músculos superficiais da perna direita [6].....	63
Figura 4.6 Atividade típica dos grupos musculares da perna durante o ciclo de marcha [6] ..	64

Figura 4.7 Circuito elétrico previsto do sistema.....	66
Figura 5.1 Suavização do Movimento	69
Figura 5.2 Gráfico da Função polinomial de subida	70
Figura 5.3 Gráfico da Função polinomial de descida.....	70
Figura 5.4 Modelação 3D do sistema simplificado (vista de perspetiva à esquerda, vista de frente ao meio e vista de trás à direita).....	72
Figura 5.5 Montagem de teste do protótipo.....	72
Figura 5.6 Ilustração do funcionamento do programa desenvolvido para o protótipo.....	74

Índice de Tabelas

Tabela 2.1 Resumo comparativo das articulações apresentadas.....	17
Tabela 3.1 Posição do CIR no sistema de eixos x'y' (Figura 3.7) para a prótese em extensão completa	29
Tabela 3.2 Posição do CIR para a prótese em extensão completa.....	30
Tabela 3.3 Posição do CIR para rotações de 5° e 10° do joelho	30

1 Introdução

1.1 Enquadramento do projeto e motivação

Ao ter sido confrontado com o facto de ter um membro da família amputado acima do joelho na perna esquerda, surgiu o interesse em conceber um sistema que lhe pudesse restabelecer a capacidade de marcha.

Para isso seria necessário o desenvolvimento de uma prótese que permitisse recriar a articulação do joelho e munir este equipamento de capacidade de controlo para que, a partir de sinais de entrada dos sensores, contribuísse ativamente para a movimentação do joelho com o intuito de tornar a marcha mais natural.

Assim, surgiu a ideia deste tema da dissertação - Desenvolvimento de uma Prótese Transfemoral Ativa, que possa futuramente ajudar muito mais pessoas.

1.2 Objetivos do projeto

Este projeto visa o desenvolvimento de uma prótese transfemoral ativa utilizando microcontroladores. Este objetivo principal foi dividido nas seguintes tarefas:

- Estudo e definição da melhor solução estrutural para a prótese;
- Estudo dos modos de acionamento possíveis e definição de soluções;
- Conceção e desenvolvimento de um joelho ativo para a perna esquerda e respetivo dimensionamento;
- Projeto de um modelo 3D da prótese;
- Desenvolvimento de uma solução de controlo;
- Seleção dos sensores a utilizar;
- Desenvolvimento de um sistema controlo base;
- Desenvolvimento de um protótipo que permita o teste de algumas funcionalidades de controlo.

1.3 Descrição do problema

Uma prótese transfemoral é um equipamento em contacto direto com um indivíduo, proporcionando-lhe o suporte necessário à realização de tarefas do dia-a-dia, devendo ter um funcionamento de elevada fiabilidade que evite situações de risco para o amputado.

Assim, de um modo geral, estes equipamentos têm de ser funcionais, fiáveis, seguros e suficientemente confortáveis para uma utilização rotineira e contínua [1].

Neste capítulo são apresentados os requisitos funcionais para o desenvolvimento de uma prótese transfemoral ativa.

Uma perna inteligente biônica com joelho é uma prótese que consegue ajustar automaticamente o binário da articulação do joelho com a alteração da velocidade de marcha e o ângulo da articulação, tornando a marcha mais próxima da marcha da perna saudável [2].

Do ponto de vista mecânico, a marcha humana é um movimento complexo com um mecanismo com vários graus de liberdade [2].

De uma forma mais detalhada podem distinguir-se os seguintes requisitos para a construção de uma prótese:

1) Segurança

Segurança é a função mais importante e uma condição essencial à implementação das outras funções da prótese. Para atingir o balanço humano normal dos membros inferiores, manter o equilíbrio do corpo e uma marcha natural, as próteses devem apresentar uma elevada estabilidade durante a fase de apoio, flexão e extensão controlável durante a fase de balanço [2].

2) Baixo peso e atravancamento

A energia que controla o movimento da prótese advém do coto que tem menor força muscular e, por isso, as próteses devem ser leves. Para além disso, as próteses devem ser desenhadas no sentido de manter a aparente simetria das pernas do indivíduo [2].

3) Baixo consumo

Devido à deficiência física, o binário de flexão e extensão para a articulação do joelho prostético não pode ser fornecido pelo amputado. Sendo assim, o baixo consumo energético é um requisito básico para o desenvolvimento da prótese [2].

4) Adequação ao sujeito

As próteses devem simular a marcha normal humana, de modo natural, com um formato realístico e assegurar estabilidade na fase de apoio em estado dinâmico. Para além disso, a prótese deve mudar automaticamente com o ritmo da marcha para mantê-la adequada [2].

A seleção do tipo de prótese deve ter em conta o nível de atividade do paciente.

5) Compensação funcional

As próteses devem ser capazes de realizar movimentos de marcha básicos, mas também corresponder às necessidades do dia-a-dia: levantar, sentar, subir e descer escadas, andar de bicicleta, fazer desporto [2].

6) Facilidade de utilização e funcionalidade

Para além destas características, as próteses devem ser confortáveis e facilmente manipuladas. Devem ter baixo custo, elevada fiabilidade, e uma estrutura compacta e simples [2].

7) Conforto e aparência física

O conforto também é importante, o ruído e o calor produzidos pelo equipamento devem ser considerados de forma a não perturbar o utilizador e os que o rodeiam [1].

A aparência física do dispositivo, no caso de próteses externas, deve ser próxima do natural sempre que possível [1].

8) Controlo ativo das fases de apoio e de balanço

Próteses e ortóteses passivas são potenciadas somente por elementos passivos, como molas. Em próteses para marcha, essas molas são habitualmente usadas para armazenar energia elástica durante uma parte do ciclo de marcha, e retornar mais tarde no ciclo. No entanto, ações dinâmicas como marcha, corrida, subir escadas beneficiam com a capacidade de controlo da resistência desses elementos. Estes equipamentos quase passivos, definidos como os que não

podem aplicar forças não conservativas, incluem também amortecedores variáveis, embraiagens, que podem funcionar em conjunto com outros elementos passivos [1].

Sistemas ativos são capazes de fornecer uma funcionalidade ainda mais robusta, permitindo um controlo ativo do posicionamento da articulação [1].

1.4 Metodologia usada

A primeira fase do trabalho foi a realização de uma pesquisa bibliográfica de soluções existentes no mercado, formas construtivas, de acionamento e de controlo do sistema que se pretendia construir.

Seguidamente, foi definida a forma de acionar o equipamento e criado o desenho esquemático da estrutura do joelho prostético.

A partir do esquema, foi construído um modelo 3D simples, o qual foi utilizado para desenvolver uma forma de calcular o binário necessário para atuar o joelho. Conhecido o binário necessário, foi selecionado o motor e feita a modelação da estrutura final do joelho. Em simultâneo, foi definido o método de controlo do sistema e os sensores a utilizar. Com o desenho do joelho, foram feitos cálculos para verificar a sua resistência mecânica. Na impossibilidade de produzir o joelho funcional a partir do modelo 3D criado, construído nos materiais pretendidos, para ser testado com uma pessoa, optou-se pela impressão 3D de um modelo mais simples - protótipo - que permitisse validar algumas das funcionalidades.

Os sensores foram ligados aos microcontroladores Arduino e estes a um computador via USB. Este controla o motor passo a passo através de um módulo de comunicação I²C co o respetivo driver. Todo o conjunto é controlado por uma aplicação desenvolvida em LabVIEW 2015. Finalmente foram programados o controlador Arduino e uma aplicação no LabVIEW que foram testadas no protótipo desenvolvido e impresso em 3D.

1.5 Estrutura da dissertação

Esta dissertação divide-se em 6 capítulos que descrevem a forma como este projeto foi desenvolvido.

No capítulo 1- Introdução - é apresentada a motivação para a realização do projeto, os objetivos deste e a metodologia utilizada para o concretizar.

No capítulo 2 - Estado da Arte e Revisão Bibliográfica - é apresentada uma revisão bibliográfica abordando as fases do ciclo de marcha e os tipos de próteses existentes.

No capítulo 3 - Solução Construtiva - são definidos a solução estrutural de funcionamento do sistema e o acionamento deste e é apresentada a proposta de joelho a utilizar para prosseguir para testes reais.

No capítulo 4 - Arquitetura do Sistema - são apresentados os equipamentos propostos para utilizar na aplicação e descrita a sua função concreta no sistema.

No capítulo 5 - Sistema de Controlo - são apresentadas as propostas de controlo previstas para o equipamento, para as diversas tarefas e são apresentadas algumas soluções de programação e os resultados dos testes com os programas no protótipo. São também mencionados os principais problemas encontrados na utilização dos equipamentos propostos.

No capítulo 6 - Conclusões e Perspetivas de Trabalhos Futuros - são expostas as principais conclusões do trabalho e algumas sugestões de trabalhos futuros.

2 Estado da Arte e Revisão Bibliográfica

A locomoção humana é a ação através da qual o corpo se desloca e por isso é essencial à vida. Porém, no caso de pessoas sem uma ou ambas as pernas, andar sem ajuda é impossível [3].

A maioria das próteses convencionais transfemorais baseia-se em mecanismos passivos que não possibilitam caminhar de forma regular [3].

As próteses ditas ativas têm a capacidade de controlar o ângulo do joelho como uma perna normal. Existem ainda próteses semi-ativas que conseguem, dentro de determinados parâmetros capacitar o paciente a realizar uma marcha normal [3].

O desenvolvimento comercial dos membros prostéticos tem-se focado em membros dissipadores ou conservativos de energia. Estes sistemas, apesar de serem eficazes na aproximação do funcionamento do joelho em zonas planas e a descer uma escada, não são capazes de impor potência impedindo os amputados de executar um grande número de atividades do dia-a-dia [4].

Neste capítulo é definida a terminologia dos planos utilizada ao longo do documento, são descritas as fases da marcha, o método de medição e quantificação do processo de marcha, e apresentadas algumas próteses existentes no mercado.

2.1 Definição dos planos

As designações dos planos utilizadas neste documento estão de acordo com a imagem que se apresenta na Figura 2.1 [5].

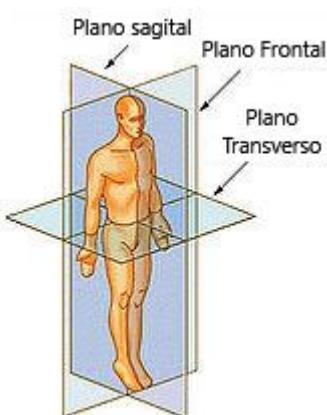


Figura 2.1 Terminologia dos planos, em posição anatómica [5]

2.2 Fases do ciclo de marcha

Caminhar é uma atividade conseguida através de um complexo e coordenado padrão de sinais nervosos, enviados para os músculos, que por sua vez fazem mover as articulações, os membros e o resto do corpo [6].

Quando uma pessoa saudável dá um passo, sinais do sistema nervoso central estimulam os músculos para produzir um padrão de marcha biomecanicamente eficiente. De contrário, quando uma pessoa sem um membro dá um passo, a musculatura do membro residual desenvolve uma estratégia de contração compensatória para primeiro criar estabilidade anatómica, e depois uma série de contrações para manter um controlo durante o movimento funcional [7].

2.2.1 Fases do ciclo de marcha

O ciclo de marcha, esquematizado na Figura 2.2, é definido como o intervalo de tempo entre duas ocorrências sucessivas de um dos eventos repetitivos ao caminhar. Habitualmente usa-se o instante em que um dos pés contacta com o chão - contacto inicial (*initial contact*) - para momento inicial. A descrição que se segue foi baseada na referência [6].

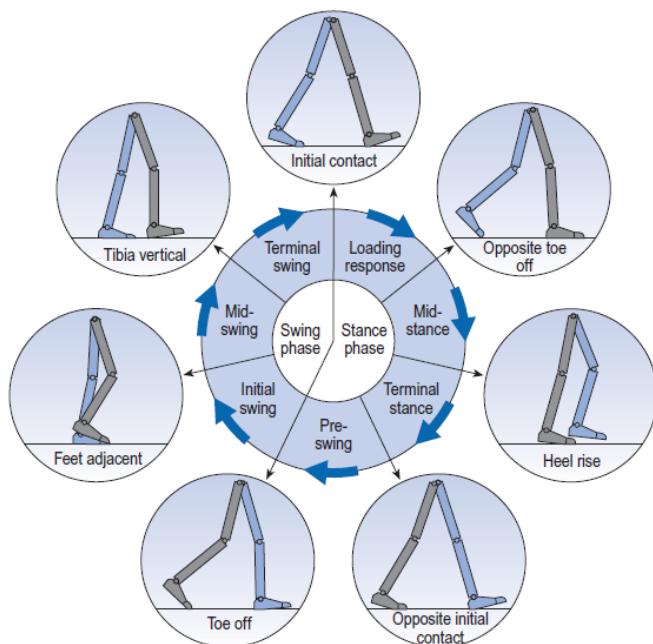


Figura 2.2 Posição das pernas em cada fase do ciclo de marcha [6]

Começando com o contacto inicial do pé direito com o chão, o ciclo dura até o pé direito voltar a ter o primeiro contacto com o chão. O pé esquerdo realiza exatamente a mesma série de eventos, mas desfasado no tempo de meio ciclo.

Os eventos do ciclo de marcha são:

1. Contacto inicial
2. Saída do pé contralateral
3. Subida do calcanhar
4. Contacto inicial do pé contralateral
5. Saída do pé
6. Pés lado a lado
7. Tibia vertical

Estes sete eventos subdividem o ciclo de marcha, quatro dos quais ocorrem na fase de apoio (“*stance phase*”), quando o pé se encontra no chão, e três na fase de balanço (“*swing phase*”), quando o pé se move para a frente no ar.

A fase de apoio, também chamada fase de suporte ou fase de contacto, dura desde o contacto inicial até o pé deixar de contactar com o solo. Dividindo-se em:

1. Resposta à carga (*Loading response*);
2. Apoio intermédio (*Mid-stance*);
3. Apoio terminal (*Terminal stance*);
4. Pré balanço (*Pre-swing*).

A fase de balanço vai desde o “*toe off*” até ao próximo contacto inicial. Subdivide-se em:

1. Balanço inicial (*Initial swing*);
2. Balanço intermédio (*Mid-swing*);
3. Balanço terminal (*Terminal swing*).

É seguidamente apresentado em detalhe o ciclo de marcha:

- Contacto inicial (*initial contact*)

O contacto inicial é o primeiro período da fase de apoio. É frequentemente chamado “*heelstrike*”, dado corresponder habitualmente a um impacto distinto do calcanhar no solo. A direção da força de reação do solo varia entre “na vertical para cima” (durante a fase de - *heelstrike*-), e “para cima e para trás” (na fase de resposta à carga, que sucede imediatamente o contacto inicial).

- Resposta à carga (*loading response*)

A resposta à carga é o período de duplo apoio entre o contacto inicial e o ponto em que o pé contrário sai do solo.

Durante este período, a reação do solo aumenta rapidamente em magnitude, e a sua direção e sentido é para cima e para trás.

- Saída do pé contralateral (*Opposite Toe-off*)

É o final da fase de duplo apoio, conhecido como *loading response* e o princípio da fase de *mid-stance*, o primeiro período de apoio só com um pé. O pé frontal, que estava a ser descido em direção ao solo, contacta completamente com o chão, o que ocorre geralmente por volta da altura em que o outro pé sai do solo (*opposite toe off*).

- Balanço intermédio (*Mid-Stance*)

Mid-stance é o período do ciclo de marcha entre a saída do pé contralateral e a subida do calcanhar ipsilateral.

- Subida do calcanhar (*Heel rise*)

Esta fase marca a transição entre a *mid-stance* e a fase terminal de apoio. É o momento em que o calcanhar ipsilateral começa a elevar-se da superfície do solo.

- Contacto inicial do pé contralateral

O contacto inicial do pé contralateral dá-se perto dos 50% do ciclo de marcha. Marca o fim do período de apoio só com um pé e o início da fase de *pre-swing*, que é o segundo período de apoio em dois pontos.

- Saída do pé (*Toe off*)

O *toe off* ocorre aproximadamente nos 60% do ciclo de marcha. Separa o *pre-swing* do balanço inicial e é o ponto em que a fase de apoio termina e a fase de balanço se inicia.

- Pés adjacentes (*Feet Adjacent*)

Este ponto corresponde à transição entre o balanço inicial e o intermédio. É o momento em que a perna que se encontra na fase de balanço passa pela que se encontra na fase de apoio.

- Tíbia vertical (*Tibia Vertical*)

A divisão entre o *mid-swing* e o *terminal swing* é marcado pelo ponto em que a tíbia da perna em balanço atinge a posição vertical.

- Contacto terminal do pé

O ciclo de marcha termina no novo primeiro contacto com o chão do mesmo pé, conhecido, por vezes, como “contacto terminal do pé”.

São seguidamente apresentadas técnicas usadas para caraterização e quantificação da marcha.

2.3 Ensaios de marcha

Duas pessoas podem ter um padrão de marcha normal usando diferentes combinações de músculos. O padrão de utilização dos músculos varia não só de pessoa para pessoa, como também é afetado pelo desgaste, cansaço e velocidade da marcha [6].

A aplicação de análises de marcha recai, fundamentalmente, em três categorias principais [8]:

- Diagnóstico;
- Monitorização;
- Investigação.

Os ensaios de marcha permitem uma análise objetiva da marcha. Podem ser usados vários métodos de medição, individualmente ou em conjunto [9].

A escolha do método é baseada na necessidade clínica, considerações financeiras, e nos equipamentos disponíveis. Tipicamente, são compilados simultaneamente dados de cargas e de movimento [9].

Movimento

A análise do movimento é um processo complexo de medição do comportamento de 3 articulações em cada um dos membros inferiores [9]. Apesar da maioria do movimento durante a marcha ocorrer no plano sagital, existem pequenas rotações noutros planos (frontal e transverso) que também são importantes [3, 6].

A posição dos centros de rotação das articulações é estimada graças à utilização de marcadores colocados na superfície da pele em pontos bem definidos (Figura 2.3). São necessários pelo menos 3 marcadores por cada segmento, e a posição de cada marcador é gravada utilizando várias câmaras. O benefício existente na colocação de um número elevado de marcadores sobre a pele prende-se com a redução dos efeitos da movimentação dos tecidos moles relativamente aos ossos e com a possibilidade de redundância. Determinadas as posições angulares de cada segmento, a velocidade e aceleração angulares das partes do membro são obtidas por diferenciação matemática [9].



Figura 2.3 Posição dos marcadores na superfície da pele

O ângulo do joelho é definido como o ângulo entre o fêmur e a tíbia. O ângulo do tornozelo é o ângulo entre a tíbia e uma linha arbitrária no pé e apesar de ter um valor em torno de 90°, é convencionalmente definido como 0°. Assim a dorsiflexão e a flexão plantar são movimentos no sentido positivo e negativo, respetivamente [6]. O ângulo da anca pode ser medido de duas maneiras distintas: o ângulo entre a vertical e o fêmur, e o ângulo entre a pelve e o fêmur [6]. Os dados de movimento podem ser combinados com a análise de cargas externas que atuam sobre o corpo [9].

Cargas externas

O cálculo dos binários nas articulações e forças de reação entre segmentos é dependente do conhecimento dos componentes iniciais dos respetivos segmentos e as cargas externas que afetam o corpo [9].

A magnitude e distribuição da massa dos segmentos relativamente aos eixos das articulações são obtidos a partir de dados de cadáveres ou da modelação matemática desses segmentos dos membros. As forças de contacto (reações com o solo) aplicadas no segmento distal (pé) são medidas com uma plataforma de carga [9].

A plataforma de carga (célula de carga) é um instrumento habitualmente utilizado em análise da marcha. Dá-nos a carga total exercida pelo pé em contacto com o solo [6]. Esta placa mede habitualmente forças e momentos em 3 dimensões em torno do centro de pressão do pé [9].

O centro de pressão é o ponto no solo onde se pode aplicar a força resultante, apesar de, na realidade a carga total ser distribuída por inúmeros pontos ao longo de uma área finita da plataforma [6].

A carga lateral é habitualmente muito pequena. Para a maior parte da fase de apoio do pé-direito, a reação com o solo acelera o centro de gravidade para o lado esquerdo do corpo, e durante a fase de apoio do pé esquerdo, a aceleração é no sentido do lado direito do corpo [6].

A carga vertical demonstra uma curva característica de duas “bossas” (Figura 2.4) que resultam de um contacto inicial, no princípio da fase de apoio, uma redução da força à medida que o corpo gira sobre a perna durante a *mid-stance* e um segundo pico devido à desaceleração, durante o movimento realizado no final da fase de apoio [6].

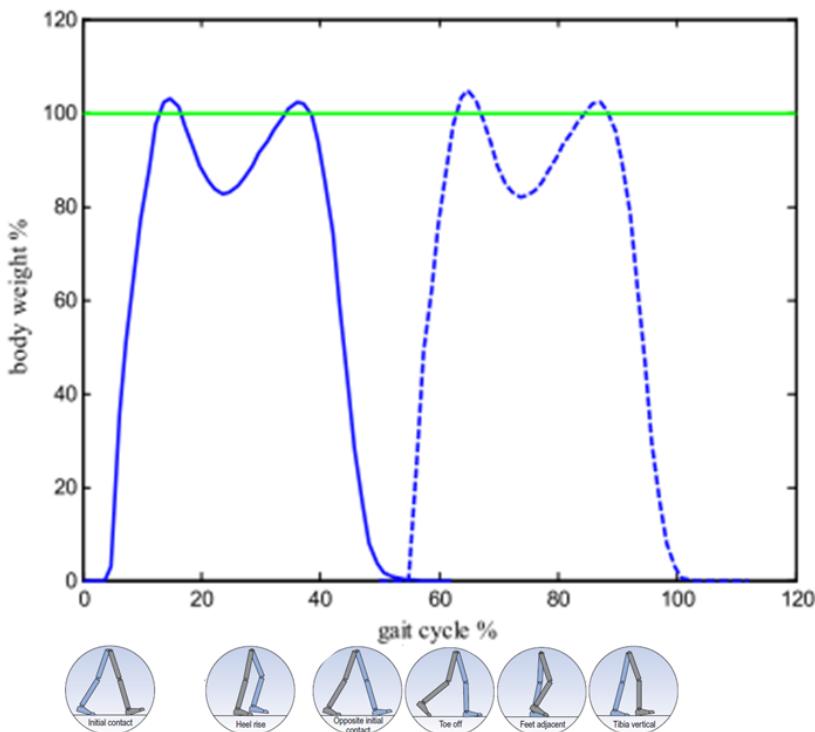


Figura 2.4 Reação vertical com o solo, ao longo do ciclo de marcha para os dois pés [10]

Binários e potências

A integração das cargas externas, centro de pressão, parâmetros dos segmentos do corpo e dados de movimentos permite obter informação sobre os binários das articulações, potência e reações entre segmentos utilizando técnicas de dinâmica inversa. O papel dos grupos musculares é inferido a partir da magnitude e sinal dos binários e potência exercidos sobre as articulações [9].

Eletromiografia dinâmica

Esta técnica permite monitorizar a atividade elétrica nervosa e muscular. Trata-se do registo extracelular do potencial de ação de um músculo, ou seja, a eletromiografia (EMG) é a medição da atividade elétrica de um músculo em contração [4, 6]. Como é uma medida da atividade elétrica e não mecânica, a relação entre a atividade medida com o EMG e a força de contração está longe de ser direta [6].

Os três métodos de medição de EMG são com elétrodos superficiais, fios finos e com agulhas. Em análises de marcha, o EMG é medido com a pessoa em movimento [6].

Neste caso e para uma possível aplicação numa prótese, faz sentido falar apenas do caso da medição com elétrodos superficiais uma vez que os restantes métodos são invasivos e, por isso, não são adequados [6].

Os elétrodos de superfície são fixados à pele sobre o músculo, sendo o EMG medido como a diferença de tensão entre dois elétrodos. Normalmente, é necessário também um elétrodo terra colocado no corpo. A tensão do sinal é relativamente baixa e, por isso, este é normalmente amplificado [6].

Os dados obtidos não são muito específicos devido às interferências de músculos adjacentes. Há habitualmente um artefacto que advém do movimento alterando a *baseline* do sinal. Pode também ocorrer interferência eletromagnética, como por exemplo dos equipamentos elétricos próximos [6].

A ação muscular não pode ser medida diretamente. O eletromiograma (EMG) permite uma medição indireta da atividade muscular. Este nível de análise não é realizado como parte de ensaio de marcha comum. Um EMG dinâmico (cinesiológico) representa a atividade de múltiplas unidades motoras [9].

A apresentação dos dados de EMG em dados absolutos não têm significado dado que o posicionamento e o tipo de elétrodo afetam substancialmente a amplitude do sinal. O EMG de marcha é apresentado como uma percentagem do máximo de contração muscular [9].

Eficiência metabólica e mecânica

É necessário metabolismo para criar energia para realizar o movimento. O gasto de energia pode ser determinado por calorimetria indireta. Durante este procedimento é medida a quantidade de oxigénio exalado porque reflete o gasto energético [9].

Quando estabiliza o consumo de oxigénio após 2 a 3 minutos de exercício a uma carga constante, ou seja, quando o batimento cardíaco e a respiração atingem um estado estacionário, o consumo energético para a atividade em causa reflete-se na taxa de consumo de oxigénio [9].

2.4 Tipos de próteses existentes no mercado

Prótese é um equipamento que substitui a função de um membro natural. Uma ortótese, por sua vez, tem a função de aumentar a capacidade de um sistema natural do corpo [1].

O ponto central desta dissertação corresponde ao joelho mecânico, mas importa também fazer referência aos restantes componentes dos quais resulta a prótese completa.

2.4.1 Encaixe (elemento de ligação ao coto)

O encaixe é o elemento que faz a ligação entre a prótese e o resto do corpo do paciente.

A configuração do encaixe é relatada como tendo influência no comprimento/razão de tensão do músculo, o movimento do fémur, e o movimento do membro residual, os quais afetam a marcha e outros movimentos funcionais [7].

Para além disso, dado que a pele e tecidos subjacentes do membro residual (coto) não estão preparados para suportar o intervalo de variação de pressões e cargas repetitivas encontradas durante a utilização da prótese, o desenvolvimento deste componente prende-se com a melhoria da eficiência da transferência de forças para suportar atividade prolongada sem danificar os tecidos, a pele, ou provocar desconforto [7].

2.4.2 Pé prostético

O pé prostético é um elemento que possui uma grande influência na estabilidade do joelho.

Um pé prostético de qualquer tipo deve ser capaz de cumprir três funções [12]:

- 1) Absorver o choque no momento de contacto do calcanhar com o solo;
- 2) Transição suave para um estado de suporte de carga estável sobre o pé;
- 3) Transição suave entre a fase de apoio e a fase de balanço.

Pés prostéticos flexíveis podem absorver parte da energia da reação com o solo e libertá-la quando o pé sai do chão para promover o movimento para a frente do corpo [2].

2.4.3 Joelho

É aceite que pacientes com amputações transfemorais caminham mais devagar que sujeitos normais. Uma das razões para a velocidade de marcha mais baixa é a fase de balanço prolongada no membro prostético [13].

Sistemas de acionamento e controlo

As articulações prostéticas distinguem-se tendo em conta o tipo de atuador utilizado em [14]:

- 1) Articulações ativas: a articulação é sempre conduzida por um motor elétrico, equipamento pneumático ou hidráulico.
- 2) Articulações passivas: articulações sem atuador, sem consumo energético e que tem a capacidade de armazenar alguma energia devido ao próprio *design* do mecanismo.
- 3) Articulações semi-ativas: estas articulações são controladas por amortecedores inteligentes, como os amortecedores eletro-reológicos, magneto-reológicos, etc. Podem impor uma elevada força de amortecimento, mas não produzem força ativa.

A maioria dos amputados transfemorais utilizam joelhos prostéticos passivos (não computORIZADOS) [15]. Nos sistemas passivos, as próteses mais simples podem ser munidas apenas de um mecanismo de bloqueio do joelho [16].

Nestes equipamentos, podem, no entanto, ser implementados sistemas de controlo da fase de balanço da perna, por exemplo através da utilização de uma célula de fricção ajustável que, pressionada contra o eixo do joelho, permite algum controlo do balanço da perna, mas garante um bom funcionamento apenas para uma cadência e é difícil de usar em superfícies irregulares [16].

Sistemas com mola ou elástico são também frequentemente utilizados para promover a extensão total da perna antes do contacto com o solo [16].

Existem ainda próteses passivas com controlo das fases do movimento com recurso a mecanismos hidráulicos ou pneumáticos, capazes de funcionar numa gama de cadências de ambulação [16].

Comparativamente ao controlo por fricção, um mecanismo de amortecimento por fluido permite ainda obter velocidades de ambulação superiores e a desigualdade entre as fases de balanço (da perna sã e da prostética) é menos pronunciada do que num sistema de fricção constante [16].

Os amortecedores hidráulicos são os mais utilizados para o controlo da fase de balanço. Eles funcionam restringindo a passagem de fluido através de um orifício de que resulta uma força de amortecimento no movimento de balanço da anca [16].

Os sistemas hidráulicos passivos têm a vantagem de providenciar um amortecimento suave do movimento do joelho durante a fase de balanço e de apoio do ciclo de marcha. Essa resistência pode ser diferente para os movimentos de flexão e extensão e pode ser ajustado para impor uma resistência considerável ao colapso na fase de apoio [17].

Todos os equipamentos passivos são limitados porque a configuração de resistência que controla a taxa de extensão do joelho durante o balanço permanece constante e é por isso otimizada para velocidades de marcha específicas, resultando em cinemática não otimizada para uma elevada variedade de velocidades. Para além disso, estes sistemas não adaptáveis e mecanicamente passivos não incorporam controlo adaptativo em apoio, o que requer, na maioria das vezes, que o amputado bloquee o mecanismo do joelho em extensão total enquanto está parado de pé para evitar que o joelho sobre [15].

Dentro dos sistemas com microprocessador incluem-se os sistemas ativos e os semi-ativos.

O controlo com microprocessador utiliza sensores para continuamente monitorizar a posição do joelho, tempo, velocidade, forças e binários durante a ambulação. Estes joelhos com microprocessador funcionam segundo princípios semelhantes, diferindo apenas no meio utilizado para o controlo da cadência e na velocidade do microprocessador [7].

A atuação do joelho é habitualmente realizado através de um de 3 tipos de acionamento: pneumático, hidráulico e com fluido magneto-reológico. Os sensores de força localizados no joelho e/ou na haste de ligação (canela) permitem ao microprocessador variar as restrições ao fluxo do fluido, ajustando assim a estabilidade do joelho. Ao passar para a fase de balanço, o microprocessador reajusta a resistência exercida para adequar à velocidade de marcha [7].

Estes equipamentos podem ter ainda implementado o sistema de ajuste da resistência do joelho com base nos últimos passos, para que à medida que o amputado caminha mais rapidamente ou mais lentamente, a flexão do joelho prostético se aproxime da do joelho anatómico [7].

Em sistemas pneumáticos, o ajuste do balanço ocorre de uma forma não linear dependente do tamanho do orifício através do qual o ar passa. Próteses transfemorais controladas por microprocessador podem variar o tamanho do orifício de acordo com a variação da velocidade de marcha para permitir o tempo de balanço mais adequado à marcha. Um sensor da articulação do joelho deteta a velocidade de balanço e envia o sinal a um motor passo a passo, que ajusta a válvula do cilindro pneumático [16].

Próteses do joelho controladas por microcontrolador de tipo semi-ativo, como é o caso da *C-Leg* (Figura 2.5) utilizam os dados provenientes dos sensores para o controlo de um amortecedor dentro do joelho [17].



Figura 2.5 *C-Leg* (sistema semi-ativo da Ottobock) [18]

Os benefícios potenciais de próteses ativas (como é o caso do *Power Knee* da Ossür - Figura 2.6) incluem o menor esforço em marcha, maior simetria da marcha, maior confiança, movimento mais natural em escadas, inclinações e terreno irregular e menor número de quedas [15].

Tem sido reiterado que joelhos controlados por microprocessador vieram melhorar a marcha e as habilidades funcionais de pessoas com amputações transfemurais [19].

Relatos de pacientes a usar estas próteses têm sido positivos. No entanto, há pouca evidência científica que suporte estas afirmações, ou que justifique o custo acrescido quando comparado com próteses não computorizadas [15].



Figura 2.6 *Power Knee* (sistema ativo da Ossür) [20]

Análise comparativa de próteses existentes no mercado

Existem diversos modelos de joelhos prostéticos no mercado, com diversos níveis de complexidade estrutural e de controlo.

Do estudo bibliográfico executado para a realização deste documento, verificou-se que a maioria dos testes comparativos, e por isso a maioria dos estudos sobre a capacidade deste tipo de sistemas para a execução das tarefas do dia-a-dia feitos entre pernas prostéticas recorria à prótese *C-Leg* como ponto de comparação [17].

- ***C-Leg, Ottobock***

A *C-Leg* (Figura 2.5), com um sistema linear hidráulico controlado por um microprocessador integrado combinado com um algoritmo de controlo, oferece ao sujeito amputado mais vantagens relacionadas com funcionalidade e segurança do que outras articulações de joelho demonstraram [21].

A *C-Leg* é uma prótese que utiliza um cilindro hidráulico para permitir um maior controlo do balanço e da fase de apoio da perna [16].

Estão incluídos na canela múltiplos sensores que recolhem dados biomecânicos tais como a amplitude de carga vertical e o movimento do joelho no plano sagital, e consegue ainda determinar a direção e a aceleração angular da articulação do joelho [16].

Estudos demonstram um benefício significativo somente em indivíduos relativamente saudáveis, que seriam, de qualquer forma, bons ambulantes, mesmo utilizando próteses convencionais [16].

Comparações da prótese *C-Leg* com equipamentos sem microprocessador demonstraram muitas diferenças. Parâmetros de marcha, como velocidade de marcha e simetria, melhoram com a utilização da *C-Leg*. Ocorre também uma diminuição no gasto de energia, assim como menores incidências de tropeços e quedas, durante a marcha e outras tarefas funcionais [17].

O joelho *C-Leg* é documentado como tendo também superado outros joelhos com microprocessador, oferecendo maior funcionalidade e segurança. Incluindo redução da carga do membro contralateral durante a subida de rampas e escadas [22].

O comportamento em escadas e inclinações também melhora, bem como ocorre uma melhoria da confiança na marcha e a satisfação geral aumenta, segundo relatos de pacientes, comparativamente à utilização de sistemas sem microprocessador [17].

Quando examinados em testes em passadeira, a *C-Leg* claramente demonstrou superioridade em velocidades de marcha superiores quando comparada com joelhos hidráulicos mecânicos [16].

- ***Genium, Ottobock***

A prótese *Genium* (Figura 2.7) oferece um sistema de controlo avançado desenvolvido para diminuir a deficiência, permitindo a flexão durante a fase de apoio, facilitando a transição entre fases da marcha e compensando alterações do terreno [19].



Figura 2.7 *Genium*, Ottobock - prótese transfemoral [23]

A unidade hidráulica controla o sistema. Graças a duas válvulas, as resistências à flexão e extensão da articulação são controladas de forma independente [23].

Entre o *Genium* e o *C-Leg* não se verificam alterações significativas nas fases de apoio e balanço para a perna dominante na marcha a plano e em rampa [19].

A acomodação, treino e utilização do *Genium* produz um aumento na flexão do joelho comparativamente ao *C-Leg* quer na fase de balanço, quer na fase de apoio. Este aumento é clinicamente significativo uma vez que recria melhor o movimento normal anatómico. O ângulo de flexão do joelho da perna não amputada não foi afetada significativamente pelo uso de nenhuma das duas próteses [19].

- ***Mauch Knee, Ossür***

Este sistema (Figura 2.8) é um modelo de alta performance que permite a pacientes com boa força muscular, coordenação e reflexos participar em atividades desafiantes como descer grandes inclinações, descer escadas, etc [16].



Figura 2.8 Mauch Knee, Ossür - prótese transfemoral [24]

O cilindro hidráulico deste equipamento simula o movimento natural do joelho. O fluido pressurizado controla o movimento linear do êmbolo ao longo das diferentes fases da marcha [24].

Comparativamente com a *C-Leg*, um estudo revela a inexistência de diferenças estatisticamente significativas entre as medições utilizando o sistema *C-leg* e o Mauch SNS, nomeadamente no que concerne aos binários no plano sagital e coronal do joelho do membro intacto [15].

Nesse estudo é ainda dito, no entanto, que as velocidades de marcha escolhidas pelos pacientes eram diferentes quando estavam a usar a prótese *C-Leg* comparativamente com a Mauch SNS verificando-se que os sujeitos ao utilizarem o *C-Leg* tinham tendência para andar mais rapidamente que os que utilizavam Mauch SNS [15].

No estudo é ainda relatada a existência de uma maior simetria do comprimento do passo no caso do *C-Leg* do que no caso do Mauch SNS, quando impõe uma velocidade de marcha específica [15].

Para valores de velocidade controlada, uma diferença inicialmente notada entre os dois joelhos era o pico de ângulo de flexão do membro prostético durante a fase de balanço. O *C-Leg* demonstrou um ângulo de pico inferior comparativamente ao Mauch SNS [15].

- ***The power knee II, Ossür***

O *Power Knee* (Figura 2.6) é o único joelho prostético disponível comercialmente que utiliza um motor para ativamente controlar a posição do joelho. Um conjunto de sensores enviam continuamente sinais ao microprocessador, que por seu lado envia um sinal de saída ao motor, que movimenta o joelho para a posição pretendida [7].

Os efeitos de joelhos com motor na marcha de amputados não está ainda documentada. No entanto, foi observado que o movimento do joelho nas fases de balanço e apoio podem reduzir a necessidade de movimentos compensatórios ou esforço adicional da anca para o controlo da posição do joelho. Esta redução pode, por sua vez, assistir na prevenção de pequenas lesões decorrentes de quedas e da tensão repetitiva sobre as articulações e músculos intactos [7].

Para além disso, tem-se vindo a observar que a utilização de motores no joelho permitem a deambulação em indivíduos que estariam em perigo, ou mesmo impossibilitados de o fazer com próteses passivas [7].

Estudos sobre o *Power Knee* são reduzidos, mas são reportadas maiores velocidades de marcha e distância no passo [22].

Comparando com o sistema *C-Leg*, um estudo realizado (referência [25]) aponta para que a carga criada no joelho do membro saudável durante a subida de escadas para sujeitos a utilizar o *C-Leg* seja significativamente superior do que para os que usavam o *Power Knee*.

Enquanto ambos os sistemas são controlados por microprocessador, diferem no facto do *C-Leg* só ser capaz de exercer resistência. O *Power Knee* exerce resistência e binário ativo através de motores elétricos [25].

Apesar do *Power Knee* reduzir a carga exigida ao joelho saudável para o caso da subida de escadas, não aparenta ser superior ao *C-Leg* noutras tarefas [25].

No caso da descida de escadas é a *C-Leg* que requer dos utilizadores menos binário da anca no membro saudável. Para além disso, a utilização da *C-Leg* resultou numa maior simetria entre o membro saudável e o prostético em rampas e a descer escadas [25].

Os dados presentes neste estudo indicam, portanto, que a tecnologia mais complexa como é a do *Power Knee* pode não ser ainda ideal e só ser benéfica relativamente a outros joelhos em determinadas tarefas [25].

A Ossür possui ainda um sistema que utiliza fluido magnetoreológico - o *Rheo Knee* [26]. O fluido magneto-reológico do amortecedor é um fluido controlável. Controlando o campo magnético externo, o fluido pode passar do estado líquido a semissólido em milissegundos para

se obter níveis de amortecimento e força distintos. O amortecedor magnetoreológico tem uma estrutura simples e pouco gasto energético [2].

Apesar de aqui ter sido dado destaque apenas a duas marcas de próteses, que representam valores de mercado superiores e que reúnem um maior conhecimento da comunidade, existem outras marcas com equipamentos semelhantes aos dispositivos semi-ativos anteriormente expostos com relatos de funcionamento próximos, nomeadamente a *TEH LIN* [27] e a *endolite* [28], por exemplo.

Neste capítulo foram apresentadas as fases do ciclo de marcha, descritas as técnicas de quantificação desta, e os principais produtos disponíveis no mercado. A Tabela 2.1 resume as vantagens e desvantagens das soluções apresentadas.

Tabela 2.1 Resumo comparativo das articulações apresentadas

Tipo de sistema	Próteses	Vantagens	Desvantagens
Passivo	Sistemas com mola ou elástico	Simplicidade Preço	Otimizado para velocidades de marcha específicas
	Sistemas com amortecedor hidráulico		
	Sistemas com célula de fricção ajustável		
Semi-ativo	C-Leg, Ottobock	Simetria de marcha numa gama alargada de velocidades Melhor comportamento em escadas e rampas	Elevado custo Pouca evidência científica dos benefícios (resultados baseados em relatos)
	Genium, Ottobock		
	Mauch Knee, Ossür		
Ativo	Power Knee, Ossür	Simetria de marcha numa gama alargada de velocidades Melhor comportamento em escadas e rampas Menor esforço em marcha	Elevado custo Pouca evidência científica dos benefícios (resultados baseados em relatos)

3 Solução Construtiva

Para a criação de uma prótese é necessário em primeiro lugar definir a estrutura que esta deverá ter para garantir o cumprimento dos requisitos apresentados anteriormente.

Assim, neste capítulo é descrito o critério de escolha da solução estrutural através do estudo comparativo entre várias alternativas, é construído o modelo inicial para que se possa obter um valor de binário do motor, seguindo-se a apresentação do modelo final e o respetivo dimensionamento dos componentes.

Finalmente, é também descrita uma possibilidade para o pé prostético também desenvolvida em simultâneo com a construção do joelho.

3.1 Estudo comparativo dos sistemas

O movimento principal da articulação do joelho é a flexão e extensão que ocorre no plano sagital; ao contrário do que se possa pensar, este não é um movimento simples. Durante a flexão e extensão do joelho, o fémur, para além do movimento de rotação, efetua um movimento de deslizamento, o que faz com que o centro de rotação do joelho não seja fixo mas exista um centro instantâneo de rotação (CIR) [29].

A definição de centro instantâneo de rotação é um ponto, comum a dois corpos em movimento plano, em que o ponto tem a mesma velocidade instantânea nos dois corpos [30].

Este representa o ponto solidário do plano que tem velocidade nula nesse instante [31].

No caso de uma pessoa com uma amputação transfemoral, esta estrutura é seccionada, deixando o coto do membro residual só com parte da musculatura disponível [29].

Para substituir a articulação foram desenvolvidas diversas próteses externas com mecanismos de centro fixo ou policêntricos: no caso do joelho de um eixo, a flexão e extensão fazem-se em torno de um eixo único fixo, enquanto no policêntrico, o eixo da articulação move-se em função do ângulo de rotação do joelho. No caso do mecanismo de 4 barras, o CIR que se associa à rotação propriamente dita do joelho, localiza-se no prolongamento das barras anterior e posterior, o que permite realizar movimentos de translação e rotação durante a flexão do joelho [29].

Do ponto de vista das próteses existentes, a estrutura do joelho prostético pode globalmente ser classificada em 4 categorias:

A primeira categoria, chamada “joelho fixo”, é a articulação do joelho com um sistema de bloqueio. Este mecanismo de bloqueio pode ser conseguido com um cabo ou uma barra de bloqueio. O joelho é bloqueado quando a perna está completamente estendida e livre para dobrar quando os amputados puxam o cabo ou carregam na barra de bloqueio para desbloquear. O joelho fixo é em geral usado pelos mais idosos com baixa atividade, ou amputados cuja força muscular residual da perna é muito reduzida [2].

A segunda categoria, “*load brake knee*” ou “*safety knee*”, é a articulação do joelho com auto-bloqueio por carga. Este tipo de joelho vem equipado com um sistema de travagem e é utilizado habitualmente em pessoas com atividade moderada. Quando a perna está completamente direita, o peso pode ser usado como travão para evitar que a perna dobre [2].

A terceira categoria é o joelho cujo centro instantâneo de rotação (CIR) é variável e pode ser chamado um joelho multi-eixo. Um joelho multi-eixo é um mecanismo composto por várias barras interligadas, sendo o mais comum o sistema de 4 barras [2].

A quarta categoria é um joelho completamente funcional, multi-eixo, habitualmente com 5 ou 6 barras, com as vantagens do *safety knee*. Comparando com o sistema de 4 barras, é adicionado um balancim acima da ligação superior. Desta forma, o centro instantâneo de rotação é colocado ainda mais atrás para aumentar a segurança e fiabilidade durante a fase de apoio [2].

3.1.1 Prótese uniaxial

O tipo mais comum de joelho é o de eixo único, em que a flexão e a extensão ocorrem em torno de apenas um eixo. As vantagens deste *design* são a sua fiabilidade, simplicidade, baixa manutenção e baixo custo. Esta é uma prótese simples e raramente utilizada com exceção de países em desenvolvimento [16].

Assim, apesar da simplicidade do *design* e limitações, o joelho prostético de um eixo é fiável e barato, adequado a indivíduos com pouco acesso a cuidados médicos regulares [16].

3.1.2 Prótese multi-eixo

A complexidade do funcionamento do joelho humano, associada à sua estrutura anatómica, tem impossibilitado igualar o seu comportamento com dispositivos prostéticos. Não obstante, os mecanismos policêntricos simulam (em comparação com os de um só eixo) mais adequadamente o movimento natural desta articulação [29].

O mecanismo do joelho policêntrico consiste na utilização de vários pontos de rotação, cada um deles conectado por uma barra de ligação. Isto permite um controlo ótimo das fases de balanço e apoio na marcha [16].

Outra das características do sistema policêntrico é a melhor estabilização do apoio, facilitando a flexão do joelho pré-balanço. Com um centro de rotação mais proximal e posterior, este aparelho resulta numa maior estabilidade da prótese [16].

Quando o joelho flete alguns graus, o centro instantâneo de rotação é deslocado para uma posição anterior, facilitando a continuação da flexão acompanhada por uma ligeira diminuição no comprimento da prótese, ou seja, a distância dos pés ao chão pode aumentar até 10 a 20 mm durante o balanço da perna, diminuindo o risco de tropeçar [16].

Um joelho biónico deve adotar um mecanismo multi-eixo porque este consegue simular melhor o movimento humano, melhorando a estética e a funcionalidade [10, 27].

Os sistemas multi-eixo de 5 ou 6 barras tem a vantagem de permitir posicionar o centro de rotação do joelho numa posição posterior à que pode ser atingida por um sistema de 4 barras, possibilitando a criação de dispositivos mais seguros. No entanto, estes sistemas têm mais variáveis do que as que se podem controlar, têm um funcionamento e estrutura mais complexa, à qual se podem associar um maior custo e manutenção. Neste trabalho em concreto, em que se pretende um sistema de controlo voluntário de rotação, não é desejável que o posicionamento do centro de rotação seja colocado muito atrás do joelho. Considerando o exposto, decidiu adotar-se a solução de 4 barras, sistema que garantia as condições de funcionamento pretendidas para o sistema [12, 29].

Concretizando, as vantagens do sistema de 4 barras face ao sistema de um único eixo são:

- O centro de rotação do joelho varia de posição em função do ângulo deste, descrevendo uma curva que se assemelha a um “J” e que corresponde bem ao mecanismo do joelho humano [10, 12].
- É necessário um espaço entre o pé e o solo para evitar a colisão durante a fase de balanço. Para garantir esse espaço, muitos pacientes inclinam o corpo no sentido da perna de apoio ou descrevem um arco com a perna no plano horizontal. Nos sistemas com um único eixo, há tendência para fazer a prótese ligeiramente mais pequena que a perna saudável, afetando a simetria da marcha e estética. Usando o sistema de 4 barras o comprimento efetivo da prótese é reduzido quando o joelho dobra pela variação da posição do CIR, reduzindo o risco do contacto da ponta do pé ao caminhar em terrenos desnivelados, irregulares, rampas ou escadas [10, 12, 28]. Esta situação é mostrada nas Figura 3.1 e Figura 3.2.

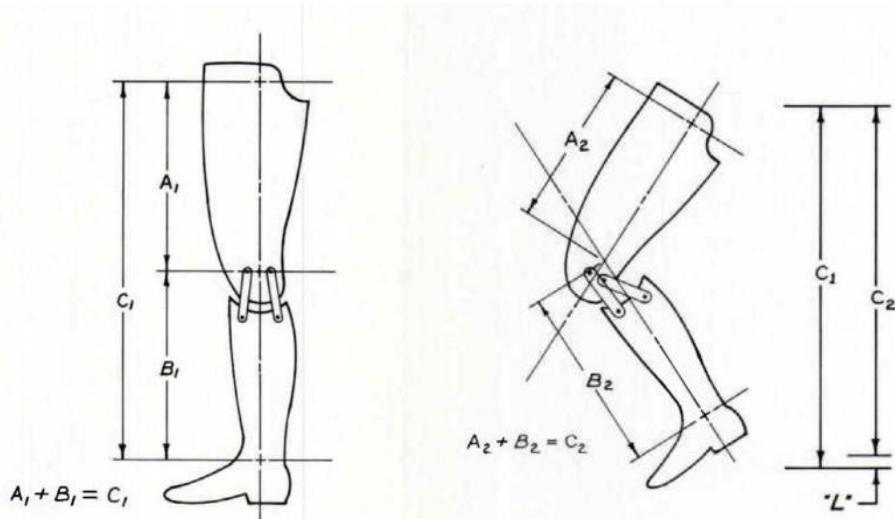


Figura 3.1 Demonstração da diminuição da dimensão da prótese com o sistema de quatro barras durante a flexão do joelho - o comprimento total da perna é dado, no caso totalmente distendido por C_1 e, após flexão, por C_2 [32]

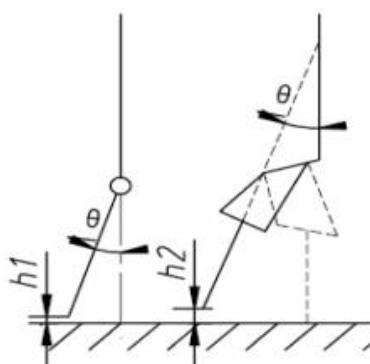


Figura 3.2 Comparação da altura ao solo durante a flexão entre uma prótese de eixo único (à esquerda) e uma prótese com o sistema de quatro barras [14]

- A estabilidade da prótese é conseguida através do mecanismo do joelho e a utilização da reação com o solo. A linha de ação da reação com o solo vai estar à frente do CIR o que faz o joelho esticar e evitar a flexão quando o calcanhar toca o solo. Durante o período em que a perna se encontra esticada, a estabilidade para que a articulação do joelho se mantenha nesse estado completamente esticado é muito alta [2].

Controlando o posicionamento do CIR em relação à carga definida pela força de reação com o solo, o mecanismo policêntrico permite incrementar a estabilidade da marcha do paciente. No caso da prótese de um eixo, o centro de rotação é fixo e para garantir a mesma estabilidade é necessário que o paciente amputado exerça um binário de extensão do quadril [29].

3.2 Construção do modelo de 4 barras

Pelos motivos evocados no subcapítulo anterior, foi decidido prosseguir o estudo e construção do modelo de prótese utilizando o sistema de quatro barras.

A linha de carga

A linha de carga é a linha ao longo da qual a carga única equivalente atua numa prótese a suportar o corpo. A localização e direção da linha de carga pode ser medida por uma célula de carga durante a marcha e muda de posição e direção constantemente (Figura 3.3) [12].

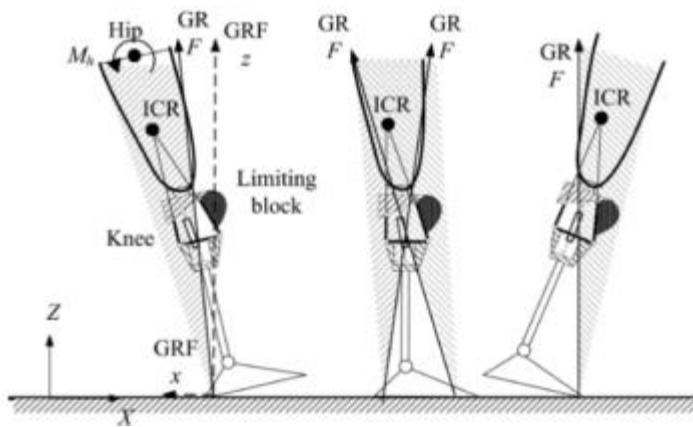


Figura 3.3 Posição do CIR (ICR) e da força de reação com o solo (GR) ao longo da fase de apoio do ciclo de marcha para uma prótese com sistema de quatro barras [14]

A direção da linha de carga no plano sagital para um amputado transfemoral está diretamente relacionada com a estabilidade do joelho prostético. Quando a linha de carga está numa posição anterior ao eixo de rotação do joelho, a prótese é forçada a esticar contra batentes. Para que o joelho dobre, a linha de carga deve mudar para uma posição posterior ao centro de rotação do joelho. O amputado pode controlar a direção desta linha pelo uso ativo da flexão-extensão da musculatura da articulação da anca. Isto leva ao conceito de “controlo voluntário da estabilidade do joelho” que é de particular interesse para o projeto do mecanismo de quatro barras [12].

No contacto do calcanhar com o solo, a linha de carga no calcanhar deve passar à frente do centro do joelho prostético no sentido do joelho estar estável durante a fase de contacto do calcanhar – fase de absorção do choque [12].

O mesmo princípio aplica-se no momento da transição para a fase de balanço. Nesta fase, o amputado deve ser capaz de iniciar a flexão do joelho sem elevar a perna do chão. Isto é conseguido por um binário de flexão da musculatura da anca que tem um efeito de redirecionar a linha de carga originada no tornozelo para uma orientação que passa atrás do centro da articulação do joelho, provocando a flexão deste [12].

A localização variável da linha de carga durante os eventos dinâmicos da fase de apoio do ciclo de marcha fazem com que a definição dessa linha seja dependente do conhecimento de todas as forças e binários a atuar na prótese em cada fase do movimento. Assim, opta-se pela utilização de uma linha de referência vertical para descrever a geometria da prótese do membro inferior relativamente a esta linha [12].

Linhas de referência para “Bench alignment”

Uma linha vertical de referência é usada para o *bench alignment* da prótese para montar os componentes da prótese de modo a que a prótese seja estável e capaz de suster a carga durante a marcha, sendo depois feitos pequenos ajustes, num procedimento chamado “alinhamento dinâmico” (*dynamic alignment*) [12].

O sistema utilizado para a definição da linha de referência vertical foi o posicionamento de Berkeley, um sistema que se baseia na utilização do ponto bissector da borda superior do encaixe da prótese como ponto de referência superior [12].

No sistema Berkeley, a linha de referência vertical (Figura 3.4) é a linha de eixo do tubo/veio da canela.

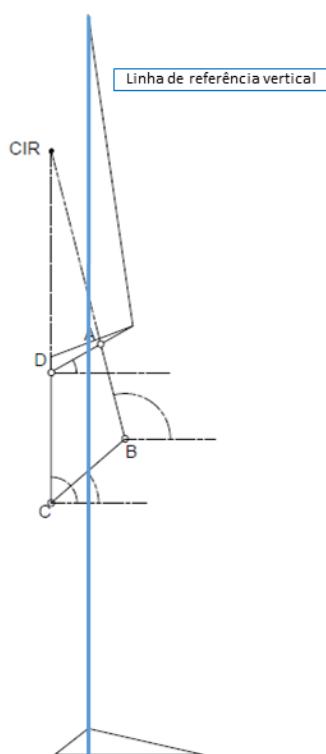


Figura 3.4 Esquema do sistema de quatro barras com a linha de referência vertical

Zona de estabilidade

A zona de estabilidade corresponde à área em que o centro do joelho em extensão máxima pode estar localizado e mantém as duas características desejadas: estabilidade no contacto com o calcanhar e a capacidade para iniciar a flexão do joelho voluntariamente antes do pé sair do solo (durante o ciclo de marcha) [12].

O centro instantâneo de rotação

A Figura 3.5 representa novamente o esquema do sistema 4 barras.

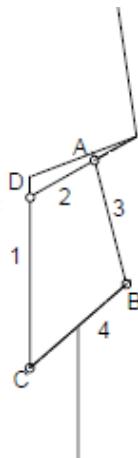


Figura 3.5 Esquema do sistema de quatro barras

Todas as rótulas são centros instantâneos de rotação permanentes [30].

Os restantes centros instantâneos de rotação, neste caso do sistema de quatro barras, podem ser obtidos pela propriedade do alinhamento [31].

O CIR das barras de ligação ao coto e ligação à canela é o que tem significado para esta aplicação, visto que representa o centro de rotação do joelho (CIR_{31}). Assim, podemos fazer as seguintes decomposições:

$$\begin{aligned} a) \quad & \left(\begin{matrix} 3 \\ 1 \end{matrix} \right) = \left(\begin{matrix} 3 \\ 2 \end{matrix} \right) \left(\begin{matrix} 2 \\ 1 \end{matrix} \right) \\ b) \quad & \left(\begin{matrix} 3 \\ 1 \end{matrix} \right) = \left(\begin{matrix} 3 \\ 4 \end{matrix} \right) \left(\begin{matrix} 4 \\ 1 \end{matrix} \right) \end{aligned} \quad (3.1)$$

Da alínea a) inferimos que o CIR_{31} estará sobre a reta que une os pontos C e D;

Da alínea b) inferimos que o CIR_{31} estará sobre a reta que une os pontos B e A;

Assim, a intersecção das duas retas corresponde ao centro instantâneo de rotação pretendido.

No caso de uma estrutura de 4 barras existem, assim, no total, 6 CIRs (Figura 3.6).

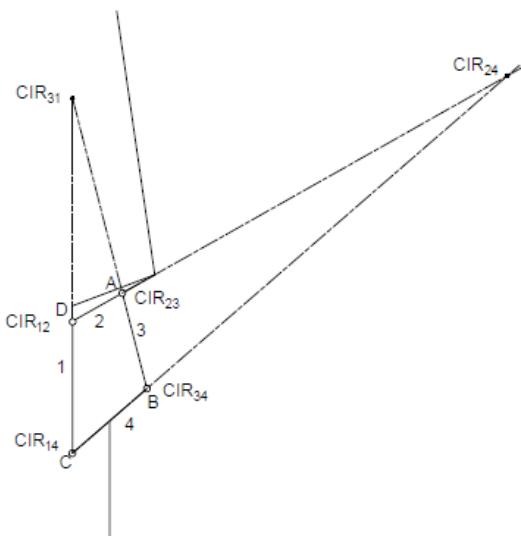


Figura 3.6 Representação de todos os CIRs da estrutura de quatro barras

Para um sistema de quatro 4 barras, o centro instantâneo de rotação representativo pode sempre ser localizado, em qualquer posição de flexão do joelho, na interseção da linha de centro das barras anterior e posterior que conectam o encaixe com o coto à zona da canela da prótese. À medida que o ângulo de flexão é aumentado, o centro instantâneo de rotação toma uma série de posições que formam uma curva descendente e para a frente que tende para o centro cosmético ou anatômico do joelho [12].

Aumentar a estabilidade do joelho durante o alinhamento dinâmico

Uma posição elevada e posterior do CIR vai aumentar a estabilidade do joelho.

A forma correta de aumentar a estabilidade do alinhamento do joelho é aumentando o *offset* posterior e superior do centro do joelho relativamente à linha de referência vertical [12].

A estabilidade dinâmica da prótese é determinada pela posição relativa do centro instantâneo de rotação do joelho e a linha de carga. De acordo com a flexibilidade da fase de balanço, o joelho prostético do mecanismo de 4 barras pode ser distinguido em três categorias, absolutamente estável, coordenado e flexível [14]:

- Sistemas de 4 barras absolutamente estáveis, também designados de mecanismo de 4 barras hiper-estabilizados, são aqueles em que o CIR está sempre atrás da linha de carga, quer na fase em que o calcaneo toca no chão, quer quando a ponta dos dedos deixa o solo. Desta forma, a flexão do joelho é difícil e a marcha não é natural, contudo tem uma elevada estabilidade e adequa-se a pacientes com pouca força muscular no membro residual [13, 10].
- Os sistemas de 4 barras coordenados (“*coordinated*”) são aqueles em que o CIR se encontra numa posição superior. É adequado a pacientes que necessitam não só de boa estabilidade, mas também de alguma flexibilidade [14].

Estes sistemas coordenados têm tipicamente uma barra anterior longa e uma barra posterior curta. Um sistema deste tipo oferece uma considerável estabilidade no contacto do calcaneo com o solo e tem a sua maior aplicabilidade em amputados com capacidade limitada para o controlo da estabilidade através do controlo ativo e voluntário utilizando a anca [12].

No momento de saída do pé do solo, o binário de flexão na anca exercido pelo paciente em conjunto com o *offset* da carga, são facilmente capazes de redirecionar a linha de carga para atrás do CIR, conseguindo iniciar a flexão [12].

- O sistema de 4 barras flexível, ou de controlo voluntário, tem uma estabilidade inferior à do sistema de 4 barras de coordenação, o binário necessário da anca é superior e o CIR localiza-se dentro da zona de estabilidade quer no contacto do calcaneo quer na saída do pé. Mas tem boa flexibilidade e permite realizar flexões do joelho durante a fase de apoio. É adequado a pacientes com bastante força no membro residual e próteses para desporto [11, 14].

Este tipo de equipamentos é desenhado para permitir ao amputado a capacidade de controlar a estabilidade do joelho no contacto do calcaneo e na saída do pé, e ter um controlo completo da estabilidade do joelho ao longo de uma banda limitada de flexão [12].

Concretamente, este é um mecanismo em que a barra anterior é de menor dimensão que a posterior, o qual permite ao amputado controlar a estabilidade do joelho [29].

Outra das vantagens inclui a capacidade de exercer carga sobre o joelho ligeiramente dobrado ao dar pequenos passos a contornar obstáculos, dançar, etc [12].

3.2.1 Estrutura de 4 barras e curva em J

A classe de mecanismo de quatro barras escolhida foi a de controlo voluntário, por ter o melhor comportamento durante o ciclo de marcha, possibilitando uma marcha mais próxima da normal.

A articulação do joelho da perna artificial tem 4 eixos de rotação. A flexão e extensão podem ser executados quando um binário é aplicado em qualquer um destes eixos [33].

O objetivo da prótese era criar um sistema que fosse seguro e que pudesse funcionar autonomamente, ou seja, a pesquisa centrou-se na criação de um sistema mecânico passivo com um funcionamento que pudesse proporcionar uma marcha dentro da normalidade, mesmo sem acionamento, ao qual seria adicionado um motor que proporcionaria uma maior naturalidade ao andar e um menor desgaste energético do paciente [34].

A obtenção do posicionamento do centro instantâneo de rotação do joelho pode ser feita recorrendo ao seguinte sistema de equações, considerando o sistema de eixos presente na Figura 3.7:

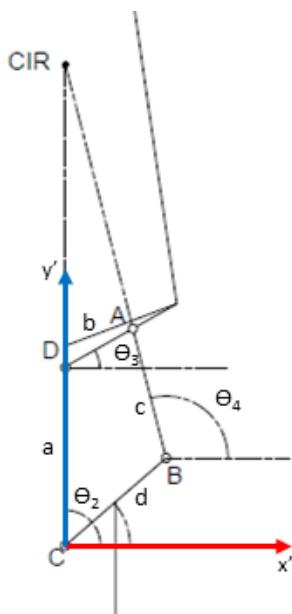


Figura 3.7 Sistema de 4 barras e identificação do sistema de eixos x'y'

$$\begin{aligned} \frac{x'_D - x'_C}{y'_D - y'_C} &= \frac{x'_{CIR} - x'_C}{y'_{CIR} - y'_C} \\ \frac{x'_A - x'_B}{y'_A - y'_B} &= \frac{x'_{CIR} - x'_B}{y'_{CIR} - y'_B} \end{aligned} \quad (3.2)$$

Em que x'_A, x'_B, x'_C, x'_D e x'_{CIR} correspondem à coordenada em x' dos pontos A, B, C, D e CIR respetivamente, e em que y'_A, y'_B, y'_C, y'_D e y'_{CIR} correspondem à coordenada em y' dos mesmos pontos.

Sendo as coordenadas de posições dos pontos as seguintes:

- A $[d \cdot \cos(\theta_1) + c \cdot \cos(\theta_4); d \cdot \sin(\theta_1) + c \cdot \sin(\theta_4)]$
- B $[d \cdot \cos(\theta_1); d \cdot \sin(\theta_1)]$
- C $[0; 0]$
- D $[a \cdot \cos(\theta_2); a \cdot \sin(\theta_2)]$

E as relações entre os ângulos obtidas desenvolvendo o sistema de equações que resulta da análise da posição de um mesmo ponto definido por coordenadas baseadas em barras diferentes.

$$\begin{aligned} d \cdot \cos(\theta_1) + c \cdot \cos(\theta_4) &= a \cdot \cos(\theta_2) + b \cdot \cos(\theta_3) \\ d \cdot \sin(\theta_1) + c \cdot \sin(\theta_4) &= a \cdot \sin(\theta_2) + b \cdot \sin(\theta_3) \end{aligned} \quad (3.3)$$

Sendo a, b, c e d a dimensão das barras com a mesma designação.

Do desenvolvimento das equações atrás enunciadas podem obter-se 4 incógnitas. As restantes são obtidas iterativamente.

Isolando $x'_{CIR}, y'_{CIR}, \theta_2$ e θ_4 , obtêm-se as seguintes equações:

$$x'_{CIR} = \frac{A''(B''x_C + y_C - y_B) + x_B}{1 - A''B''} \quad (3.4)$$

$$y'_{CIR} = \frac{A''(B''x'_C + y'_C - y'_B) + x'_B}{1 - A''B''} * B'' + y'_C \quad (3.5)$$

Em que

$$A'' = \frac{x'_A - x'_B}{y'_A - y'_B} \quad (3.6)$$

$$B'' = \frac{y'_D - y'_C}{x'_D - x'_C} \quad (3.7)$$

E para os ângulos

$$\theta_2 = 2 \tan^{-1} \left(\frac{-B' \pm \sqrt{B'^2 - 4A'C'}}{2A'} \right) \quad (3.8)$$

$$\theta_4 = 2 \tan^{-1} \left(\frac{-E' \pm \sqrt{E'^2 - 4D'F'}}{2D'} \right) \quad (3.9)$$

Em que

$$\begin{aligned} A' &= \frac{a^2 + b^2 - c^2 + d^2}{2ab} - \frac{d[\cos(\theta_1) \cdot \cos(\theta_3) + \sin(\theta_1) \cdot \sin(\theta_3)]}{a} \\ &\quad - \cos(\theta_3) + \frac{d \cdot \cos(\theta_1)}{b} \end{aligned} \quad (3.10)$$

$$B' = 2 \left(\sin(\theta_3) - \frac{d \sin(\theta_1)}{b} \right) \quad (3.11)$$

$$\begin{aligned} C' &= \frac{a^2 + b^2 - c^2 + d^2}{2ab} - \frac{d[\cos(\theta_1) \cdot \cos(\theta_3) + \sin(\theta_1) \cdot \sin(\theta_3)]}{a} \\ &\quad + \cos(\theta_3) - \frac{d \cdot \cos(\theta_1)}{b} \end{aligned} \quad (3.12)$$

$$D' = \frac{b^2 - a^2 + c^2 + d^2}{2bc} - \frac{d[\cos(\theta_1) \cdot \cos(\theta_3) + \sin(\theta_1) \cdot \sin(\theta_3)]}{c} + \cos(\theta_3) - \frac{d \cdot \cos(\theta_1)}{b} \quad (3.13)$$

$$E' = 2 \left(-\sin(\theta_3) + \frac{d \sin(\theta_1)}{b} \right) \quad (3.14)$$

$$F' = \frac{b^2 - a^2 + c^2 + d^2}{2bc} - \frac{d[\cos(\theta_1) \cdot \cos(\theta_3) + \sin(\theta_1) \cdot \sin(\theta_3)]}{c} - \cos(\theta_3) + \frac{d \cdot \cos(\theta_1)}{b} \quad (3.15)$$

As considerações de posicionamento do CIR não são dadas em função do sistema de eixos atrás utilizado mas sim, um sistema de eixos tal que o ponto A define a altura do centro do joelho, e o eixo dos y corresponde à linha de referência vertical [11, 34].

Assim, obtém-se o sistema da Figura 3.8:

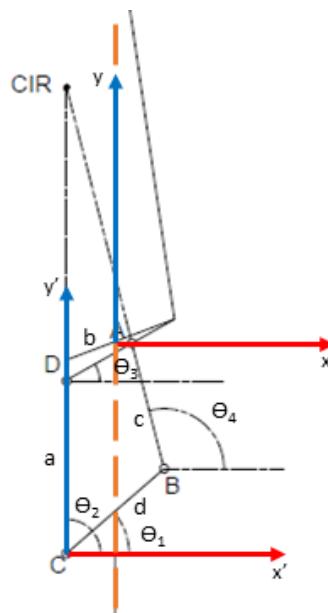


Figura 3.8 Sistema de quatro barras com a representação do sistema de eixos final

Quanto ao posicionamento do CIR face ao sistema de eixos atrás introduzido, Radcliffe recomenda que este deve estar aproximadamente na posição (-6, 100), quando a perna se encontra completamente esticada. Esta localização permite que a curva percorrida pelo CIR ao longo da flexão da perna seja suave para a frente e para baixo com o incremento de ângulos de flexão do joelho mas mantendo-se numa posição elevada dentro da zona de estabilidade durante os primeiros 10° de flexão [12].

Outra consideração importante é que o CIR deve manter uma altura quase constante durante os primeiros 5° de flexão do joelho a fim de aumentar a estabilidade [29].

Para o modelo *Hosmer Spectrum Knee* a localização do CIR no momento da perna em completa extensão é (-20, 128) [34].

O modelo escolhido foi desenvolvido seguindo as recomendações anteriores, aproximando o CIR da posição dada para o *Hosmer Spectrum Knee*.

Para a escolha da dimensão das barras é importante ainda ter em conta que, para o tipo de mecanismo de controlo voluntário, a dimensão da barra posterior é superior ao comprimento da anterior. Deve também cumprir-se a condição de Grashof, isto é, a soma dos comprimentos da barra mais curta e da mais longa deve ser inferior à soma das outras duas barras, para que o movimento do mecanismo seja contínuo [29].

O dimensionamento inicial das barras teve por base os dados obtidos no estudo feito na referência [29], valores que foram obtidos usando algoritmos genéticos, seguindo algumas das recomendações atrás enunciadas [29]:

$$a = 79,77 \text{ mm};$$

$$b = 34,22 \text{ mm};$$

$$c = 61,02 \text{ mm};$$

$$d = 56,72 \text{ mm};$$

$$\theta_1 = 44,82^\circ;$$

$$\theta_3 = 30,08^\circ.$$

Estes valores foram arredondados e ainda foi assumido que a barra posterior teria de estar o mais próximo da vertical possível, porque seria à partida o formato que permitiria o melhor aproveitamento do espaço do joelho mantendo a estética [34].

Assim, o processo iterativo tinha como condições garantir que o valor de θ_2 se mantinha o mais próximo possível dos 90° e que a posição do CIR fosse aproximadamente o valor definido anteriormente para o *Hosmer Spectrum Knee*, variando a dimensão das barras e os ângulos entre estas.

Assim, o CIR foi colocado na posição que garantisse que o motor não precisasse de exercer qualquer binário para que o paciente se mantivesse parado de pé.

Obteve-se no final as seguintes dimensões de barras e ângulos:

$$a = 80 \text{ mm};$$

$$b = 35 \text{ mm};$$

$$c = 60 \text{ mm};$$

$$d = 60 \text{ mm};$$

$$\theta_1 = 41^\circ;$$

$$\theta_3 = 30^\circ;$$

$$\theta_2 = 89,90^\circ;$$

$$\theta_4 = 104,32^\circ.$$

Com os valores assim definidos, a posição obtida para o CIR é a seguinte:

Tabela 3.1 Posição do CIR no sistema de eixos x'y' (Figura 3.7) para a prótese em extensão completa

	x'	y'
CIR	0,3599	215,3738

E fazendo a alteração do sistema de eixos obtém-se:

Tabela 3.2 Posição do CIR para a prótese em extensão completa

	x	y
CIR	-22,2813	117,8739

Cujos valores são próximos dos definidos para a prótese *Hosmer Spectrum Knee*.

Conforme já referido, a superfície de contacto entre o extremo inferior do fémur e o extremo superior da tibia é irregular, ocorre rolamento e escorregamento durante a flexão e extensão da perna. O centro instantâneo de rotação do joelho humano descreve uma curva que se assemelha a um “J” [2].

Assim, fixando a barra d e fazendo variar o ângulo θ_3 (Figura 3.8), a curva em “J” obtida é a representada na Figura 3.9.

Posição do CIR do joelho em função da rotação da perna

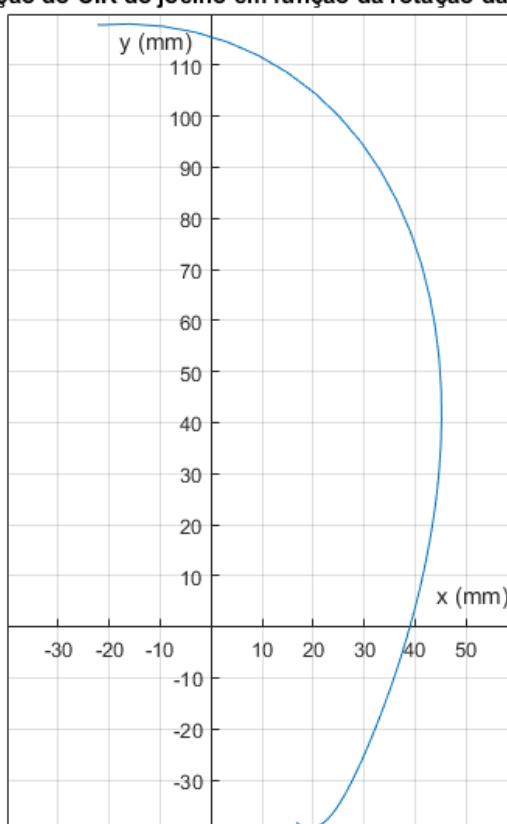


Figura 3.9 Curva que define a posição do CIR ao longo da rotação da prótese para Θ_3 de 30° a 120° (rotação de 0° a 90° do joelho)

Para as rotações de 5° e 10° do joelho, obtiveram-se as seguintes posições para o CIR:

Tabela 3.3 Posição do CIR para rotações de 5° e 10° do joelho

	x	y
Rotação de 5°	9,1982	111,9346
Rotação de 10°	33,1386	89,4817

Verificou-se assim que, tal como pretendido, a descida do CIR não é imediatamente acentuada e que por isso permite um controlo da flexão da prótese por parte do utilizador durante os primeiros graus de rotação. Desta forma, foram garantidas todas as condições impostas.

Tendo em conta que o desvio da ligação ao encaixe com o coto relativamente à linha de referência vertical era de 20 mm, definido para o modelo *Hosmer Spectrum Knee*, considerando que este ponto se encontra sobre a reta que contém o eixo da barra *d*, e uma altura de 400 mm de coxa (medida aproximada) (Figura 3.10) pode determinar-se o ângulo de desvio da coxa face à vertical, que será importante posteriormente no dimensionamento [34].

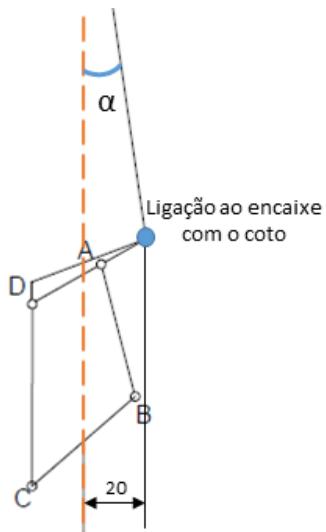


Figura 3.10 Desvio da ligação ao encaixe com o coto no sistema de quatro barras proposto

Assim o desvio do eixo de ligação ao coto deve ser:

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{20}{400} \right) \approx 2,86^\circ \quad (3.16)$$

Como a dimensão do segmento proximal da perna foi aproximada, este valor obtido é indicativo e foi arredondado para o valor de 3°, por facilidade de manipulação.

No sentido de garantir que a perna artificial consegue manter o equilíbrio durante a fase de apoio, tendo em conta todas as considerações anteriores, é necessário incluir também um esbarro que é usado para impedir a extensão excessiva do joelho, ou a sua rotação para o sentido errado.

3.2.2 Definição do modo de acionamento

Tendo em mente o sistema de 4 barras desenvolvido, era necessário criar um sistema simples que permitisse demonstrar o funcionamento e daí obter os dados necessários à criação do modelo final. Assim, foi desenvolvido um modelo 3D simples, apresentado na Figura 3.11 a partir do qual foram feitas as simulações para a definição das cargas e binários que a solução de atuação teria de cumprir. Este modelo viria a servir de base ao modelo final onde seria incluído o motor.

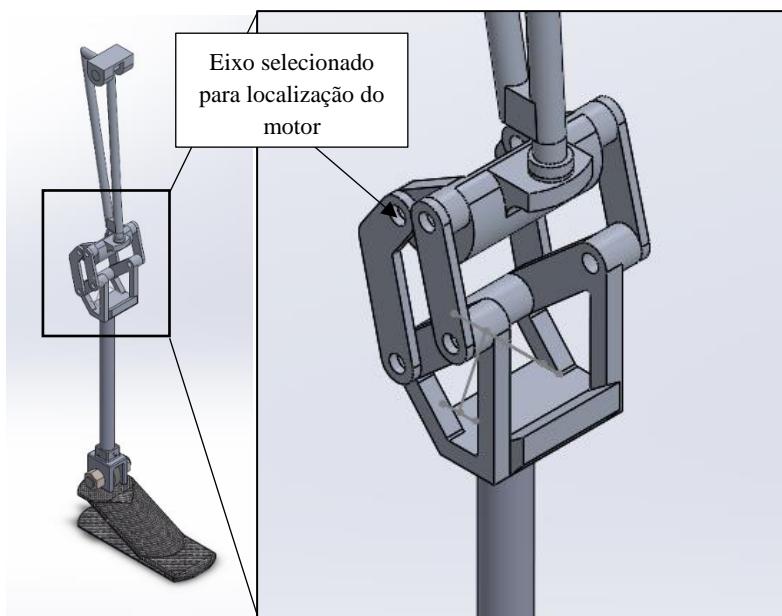


Figura 3.11 Modelo 3D para simulação onde está assinalado o eixo selecionado como eixo acionado pelo motor

Foram estudadas soluções de acionamento baseadas em motores passo-a-passo, motores DC, e em materiais inteligentes (SMA e poliméricos, presentes no Anexo A), para acionamento direto à rotação, ou acionamento linear.

3.2.3 *Modelo inicial com motor passo-a-passo*

O motor passo a passo é um atuador mecânico que converte sinais elétricos em deslocamentos angulares (ou lineares). A cada comando o eixo do motor roda um pequeno ângulo (passo) e permanece estável nessa posição, se mais nenhum comando for aplicado [35].

Os motores passo a passo têm um rigor de paragem elevado e é possível o controlo em anel aberto [36].

Outra grande característica destes motores é o elevado binário a baixa/média velocidade [36].

A velocidade de rotação é determinada pela frequência dos pulsos, dada pelo driver, podendo alterar-se livremente a rotação variando o número de impulsos de entrada ou a frequência [36].

Motor híbrido (HB Stepper Motor)

Os motores híbridos combinam os princípios do motor de íman permanente e do motor de relutância variável. O motor híbrido tem um pequeno ângulo de passo – tipicamente $1,8^\circ$ - e um binário elevado num motor relativamente pequeno [35].

O motor híbrido possui um rotor com íman permanente com massas polares, com dentes, acopladas de cada lado. O estator possui tipicamente dois enrolamentos com várias bobinas e polos magnéticos também com dentes [35].

Quando são enviados impulsos ao driver, o motor posiciona-se de acordo com o número de impulsos de entrada. Para um motor de 5 fases o passo é de $0,72^\circ$ e para o motor de 2 fases é de $1,8^\circ$ [36].

Motor de 2 fases ou de 5 fases

Existem duas grandes diferenças entre os motores de 2 fases e de 5 fases. A primeira é mecânica. O motor passo a passo consiste fundamentalmente em duas partes, um estator e um rotor. O rotor por sua vez é constituído por 3 componentes: as duas massas polares e o íman permanente. No motor de 2 fases o estator tem 8 polos magnéticos com dentes pequenos, enquanto o de 5 fases tem 10 polos magnéticos. Cada um dos polos do estator tem um enrolamento [37].

Essencialmente, o número de fases refere-se às diferentes combinações de polos que são energizados em sequência para atrair o rotor [37].

Devido ao menor ângulo por passo do motor de 5 fases face ao de 2 fases, a vibração do de 5 fases é muito menor do que a do de 2 [37].

Dependendo da aplicação particular, o motor de duas fases pode ser suficiente. No entanto, o motor passo a passo de 5 fases oferece maior resolução, menores vibrações, maior capacidade de aceleração e desaceleração (devido ao menor ângulo por passo), e são menos propícios à perda de sincronização. Para aplicações de maior precisão, baixo ruído e baixa vibração, o motor de 5 fases é a melhor tecnologia [37].

Seleção do motor a utilizar

Partindo do modelo criado era necessário, em seguida, obter os valores de binários de marcha para que se pudesse fazer a seleção do motor.

Assim, partiu-se de dados de marcha existentes na referência [38], para que se pudesse obter esse binário.

Recorrendo à função *Motion Analysis* do *SolidWorks* foi adicionada a tabela de valores dos dados de posição da anca e do joelho bem como as cargas aplicadas sobre a perna nestas atividades.

Assim, após alguns testes, a solução para a melhor aplicação das cargas foi considerar os efeitos e os binários no tornozelo e usar as cargas tabeladas neste ponto para o cálculo do motor dado que dessa forma os valores obtidos pela simulação seriam os mais próximos.

Inicialmente, foi montado todo o sistema e aplicadas as rotações ao sistema tal como nos dados disponíveis, ou seja, tentou-se que o movimento fosse tão fluido como o de uma perna normal.

As curvas de binário e velocidade angular obtidas são as que se apresentam seguidamente (Figura 3.12 e Figura 3.13):

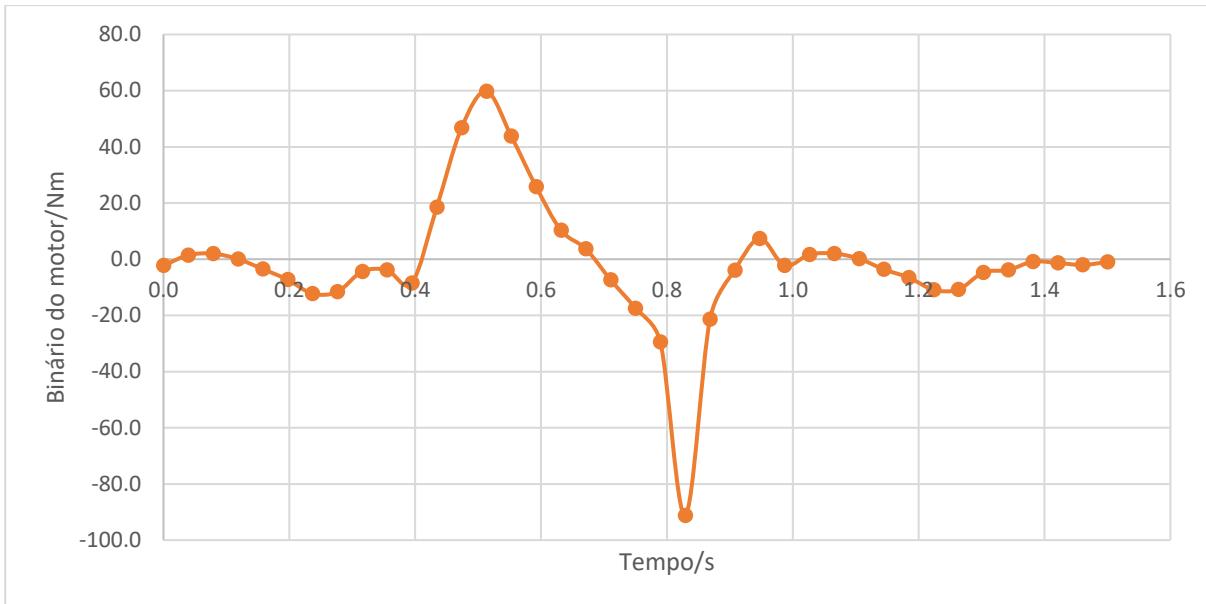


Figura 3.12 Binário do motor em função do tempo obtido por simulação utilizando os dados da referência [6]

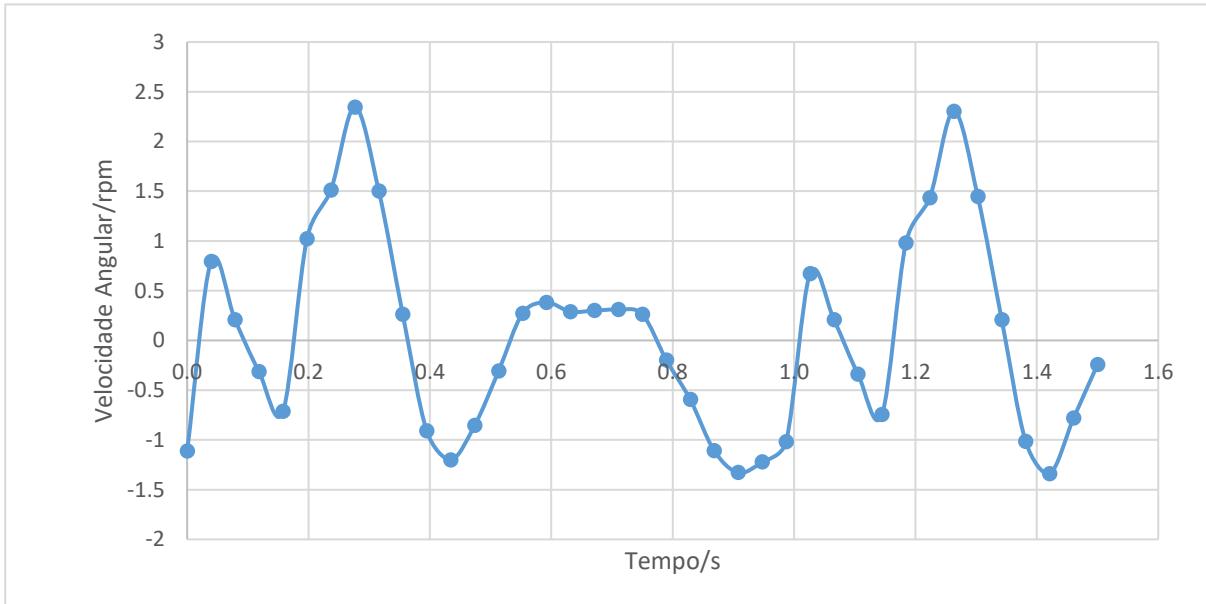


Figura 3.13 Velocidade angular do motor em função do tempo obtido por simulação utilizando os dados da referência [4]

Verificou-se a existência de picos de binário e de velocidade angular ao longo do movimento decorrentes de movimentos não importantes para o funcionamento de uma prótese ativa. Ou seja, o movimento humano apresenta naturalmente oscilações de movimentação que em nada contribuem para o movimento em si mas que implicariam valores de binário demasiado elevados para um motor de pequenas dimensões a cumprir exatamente esses movimentos.

A curva de deslocamento obtida, e que representa essas oscilações, é a ilustrada na Figura 3.14, a que correspondem os movimentos apresentados na Figura 3.15.

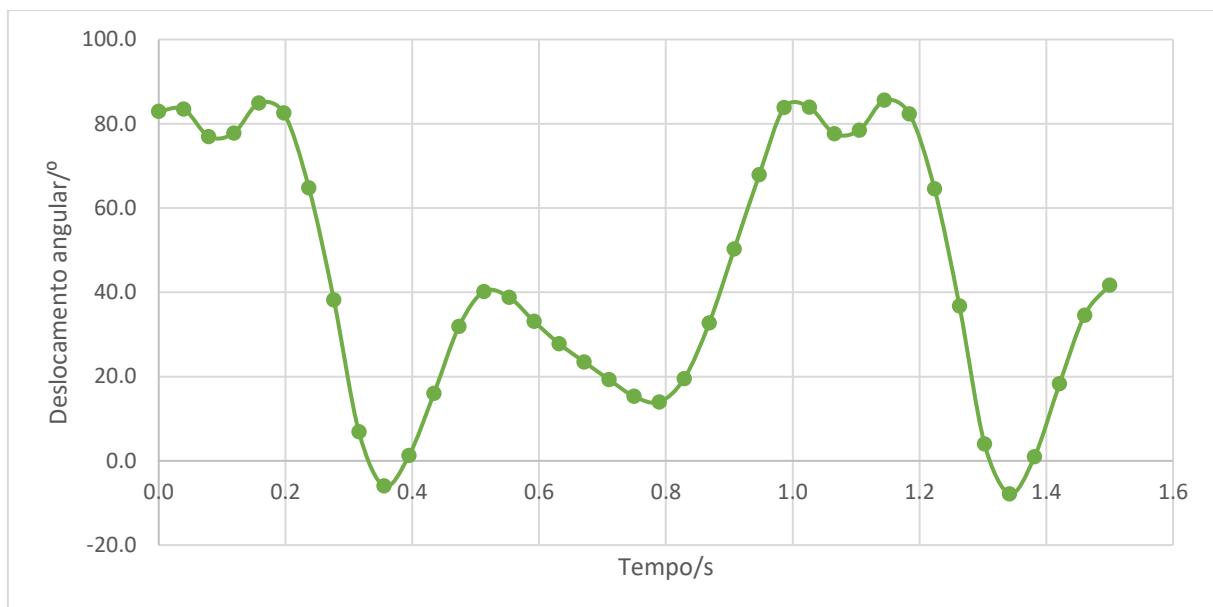


Figura 3.14 Deslocamento angular do veio do motor em função do te correspondente aos dados da referência [4]



Figura 3.15 Posições obtidas para a prótese seguindo os dados de deslocamento da referência [6], correspondentes aos tempos (da esquerda para a direita): 0,075s; 0,330s; 0,660s; 1,100s; 1,350s

Foi necessário assumir que o movimento não seria exatamente igual ao real. Estruturalmente, o formato criado para a prótese implica que esta está esticada na maior parte do passo, daí os picos de binário que surgiam nos gráficos: no movimento real a perna não se mantém sempre esticada.

Assim, e partindo do princípio que o movimento da perna prostética não atingiria exatamente o funcionamento de uma perna normal, optou-se por suavizar o movimento, tornando a curva mais fluida e suave.

No gráfico tendo em conta este aspeto (Figura 3.16), e alterando a marcha de forma a limitar o ângulo de rotação a 70°, obtêm-se valores que são tendencialmente normais, sendo necessário, no entanto, validar com testes reais [39].

Nesta abordagem (Figura 3.16) optou-se por considerar apenas a segunda rotação do joelho, mas a primeira seria em tudo idêntica.

A Figura 3.17 corresponde à representação das posições obtidas para a prótese seguindo esta modificação.

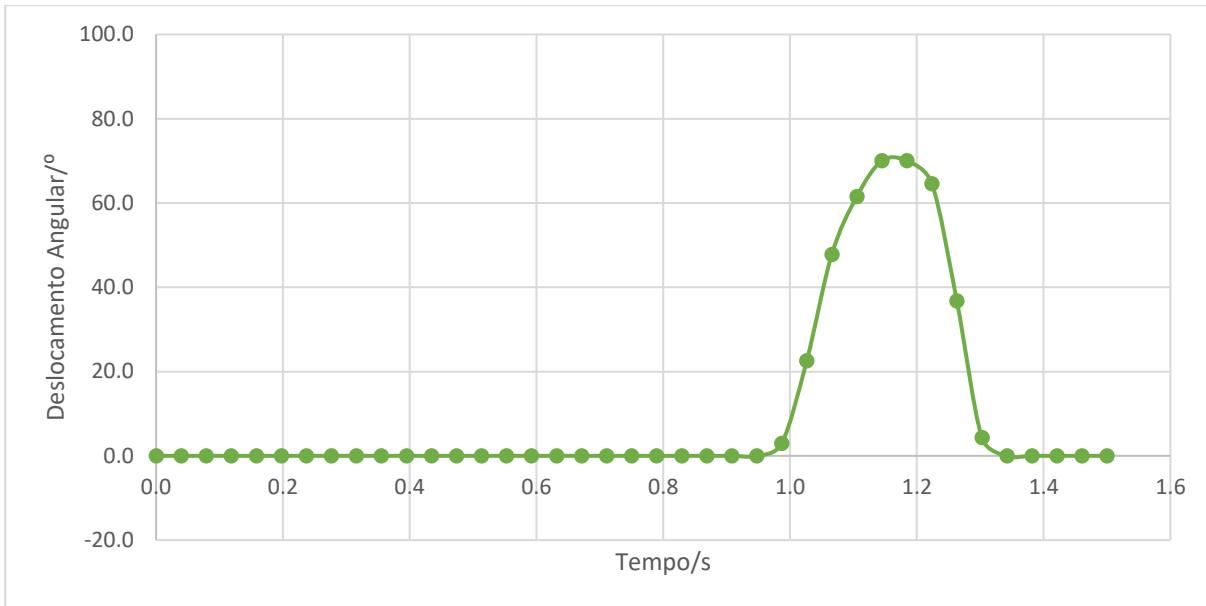


Figura 3.16 Deslocamento angular alterado, em função do tempo



Figura 3.17 Posições obtidas para a prótese seguindo os dados de deslocamento alterados, correspondentes aos tempos (da esquerda para a direita): 0,075s; 0,330s; 0,660s; 1,100s; 1,350s

Obtenção dos binários para marcha

As curvas finais de binário e velocidade angular obtidas em função do tempo apresentam-se seguidamente (Figura 3.18 e Figura 3.19):

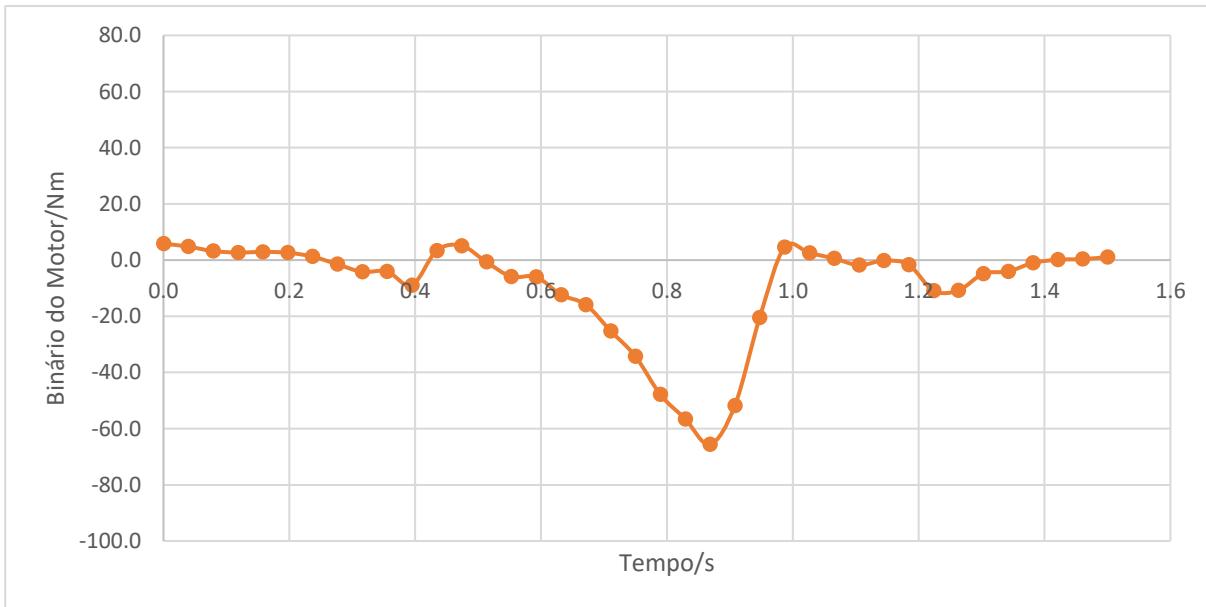


Figura 3.18 Binário do motor em função do tempo pós-alteração

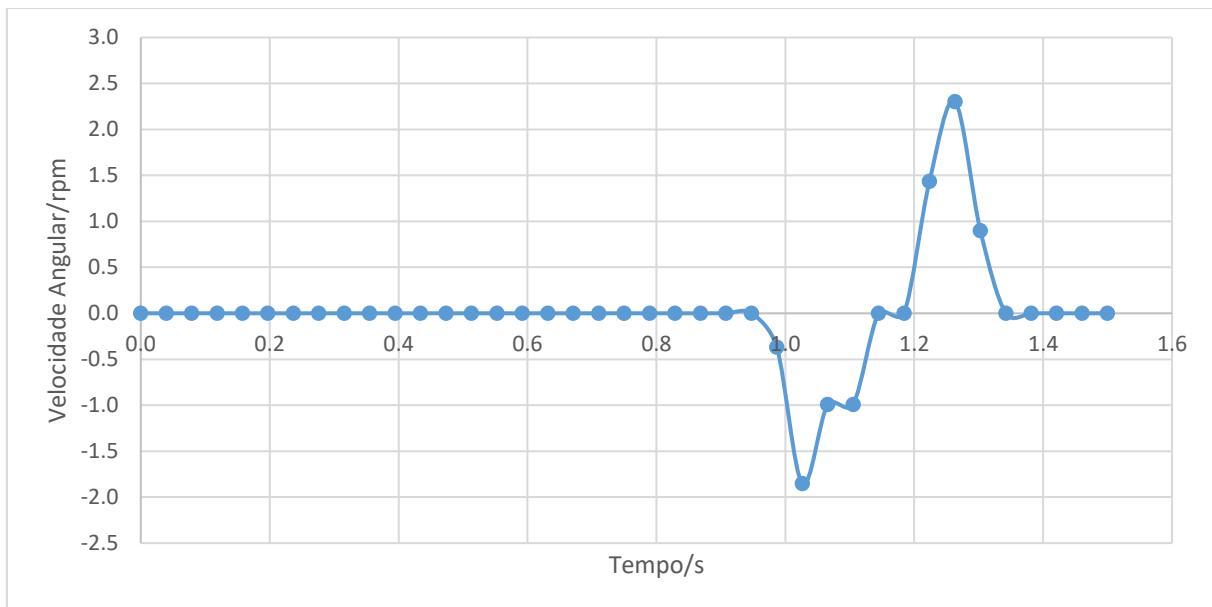


Figura 3.19 Velocidade angular em função do tempo pós-alteração

Para manter a perna esticada após o contacto com o solo, caso o binário da simulação dê negativo, é porque as cargas estão a impor um binário que fixa a perna contra o esbarro porque o motor da simulação está a exercer a carga para que a perna não gire no sentido errado o que é realizado, no modelo real, por esse esbarro. Ou seja, entre o primeiro contacto do calcanhar até à saída do pé, enquanto se pretende que a perna se encontre esticada, o binário negativo implica que o joelho esteja encostado ao esbarro e, por isso, que o motor esteja na realidade parado, e o binário positivo implica que o motor esteja a forçar para que a perna se encoste ao esbarro.

Na fase de balanço, enquanto o joelho se está a mover, o binário negativo é resistivo e binário positivo é no sentido de esticar a perna.

Assim, na realidade o gráfico que se obtém para o funcionamento na aplicação é o seguinte (Figura 3.20):

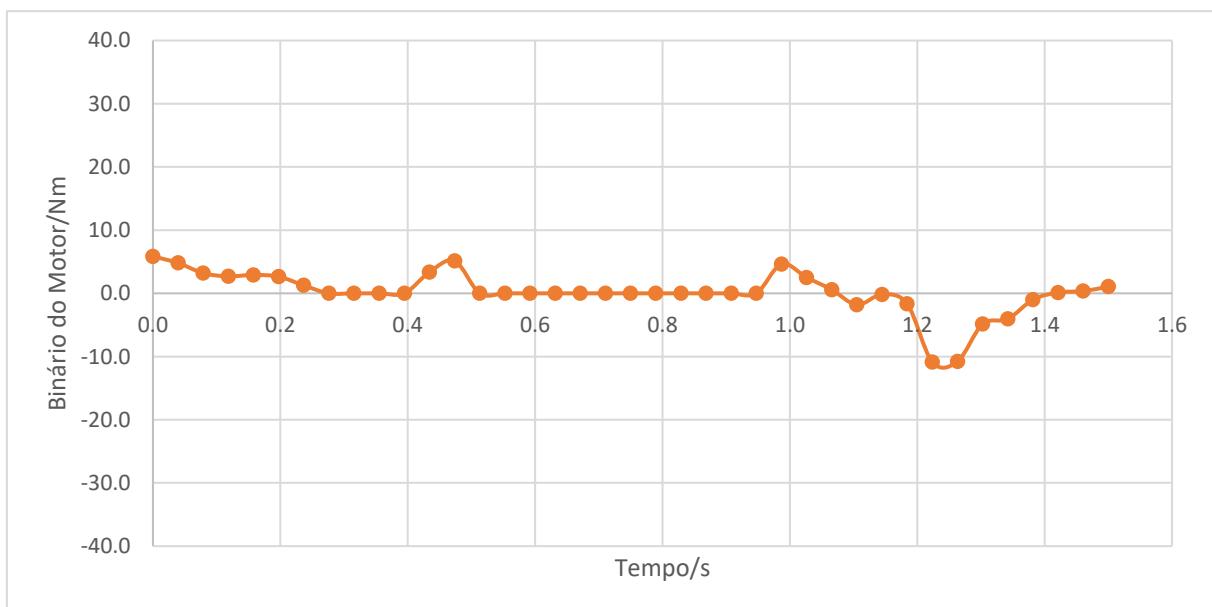


Figura 3.20 Binário do motor em função do tempo, pós-alteração e considerando o esbarro

Conforme referido anteriormente, o dimensionamento do sistema de 4 barras foi feito com o intuito de ser seguro e funcionar sem qualquer elemento auxiliar. Assim, qualquer binário extra seria benéfico para a aproximação à movimentação real da perna, mas não condição necessária ao seu funcionamento.

Funcionando com a trajetória proposta que advém do movimento real da perna com alterações por forma a eliminar os picos de acelerações e desacelerações, bem como oscilações de posicionamento que o corpo humano realiza e que não contribuem para o movimento, não necessitam de ser reproduzidos pela prótese, permitiu chegar a um binário de cerca de 5 Nm, a ser desenvolvido pelo motor.

O binário de -12Nm que aparece por volta de 1,2s corresponde ao momento em que a prótese está a estender, sendo, por isso, um binário resistente ao movimento. Não se cumprindo esse binário o que vai acontecer é que a velocidade com que a perna estica é superior à apresentada no gráfico.

Escolha do motor

A inclusão do motor permite melhorar a marcha e qualquer que seja o binário deste teria sempre um efeito positivo sobre o movimento do paciente. Quanto maior o binário do motor utilizado, maior será a aproximação ao movimento com duas pernas saudáveis.

Contudo, com o aumento do binário do motor, é também maior o peso deste, o que não beneficia o paciente nem quando o motor está em funcionamento e muito menos no caso de a bateria terminar e o funcionamento passar a ser passivo.

Assim, o motor a ser utilizado terá de ser tal que garanta a melhor relação peso/binário para facilitar a movimentação do paciente.

Concretizando, fazendo um controlo direto em posição, definindo manualmente os valores de velocidade e aceleração a adotar para cada tarefa do motor, ou utilizando um PID com *feedback* em posição, o que se pretende é que o motor tenha um binário o mais elevado possível na velocidade a que o motor tem de funcionar, sem que o peso seja excessivo e com o mínimo de consumo possível.

Para além disso, o motor deve ter dois veios de saída capazes de suportar cargas iguais, por motivos construtivos.

Assim, o motor escolhido foi o PKP296D45BA, de 3,3 Nm de binário estático e 1,8 kg de massa [40].

Foi escolhido um motor de 2 fases porque na marca pesquisada, *Orientalmotor*, não existindo nenhum de 5 fases com duplo eixo que pudesse ser utilizado na aplicação [41].

Contudo, o motor a ser utilizado para teste é um motor da *Orientalmotor* de 3,1 Nm de binário estático e peso de 1,4 kg (PK269JDA), já existente e à disposição no laboratório.

3.2.4 Modelo inicial com motor e fuso (acionamento linear)

Em alternativa pode pensar-se numa solução com um motor linear ou motor DC com um fuso, entre a peça superior e inferior do joelho, para se executar o movimento.

Conforme já exposto anteriormente para o caso do motor passo a passo, também aqui foram colocadas a zero as forças do atuador positivas depois do contacto do pé com o solo, zona em que, com a perna esticada, se dá a pressão contra o esbarro (Figura 3.21).

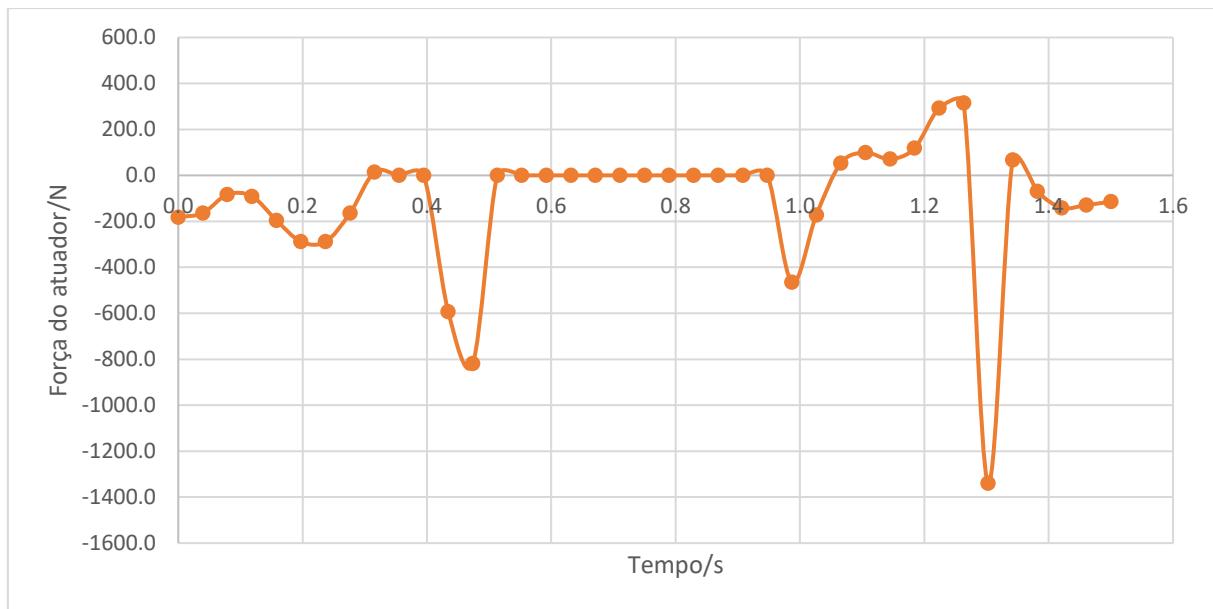


Figura 3.21 Força do atuador linear em função do tempo

Da análise da Figura 3.21, verifica-se que, no final do movimento, há uma carga elevada que está associada a um pico de aceleração imposto nesse momento (1,303 s).

Alterando ligeiramente a curva de deslocamentos, reduzindo a variação de velocidade, esse valor desce (Figura 3.22). Esta modificação em nada influencia a marcha, sendo uma alteração quase desprezável na curva de deslocamentos - em vez de andar 12mm em 43ms fá-lo em 57ms, reduzindo a força necessária de -1333 N para -370 N.

Isto demonstra que, com pequenas alterações ao movimento do joelho retirando alguma da normalidade (o que tem de acontecer neste tipo de soluções), as cargas a exercer se reduzem drasticamente. A máxima força passa assim a ser -819N para velocidade nula.

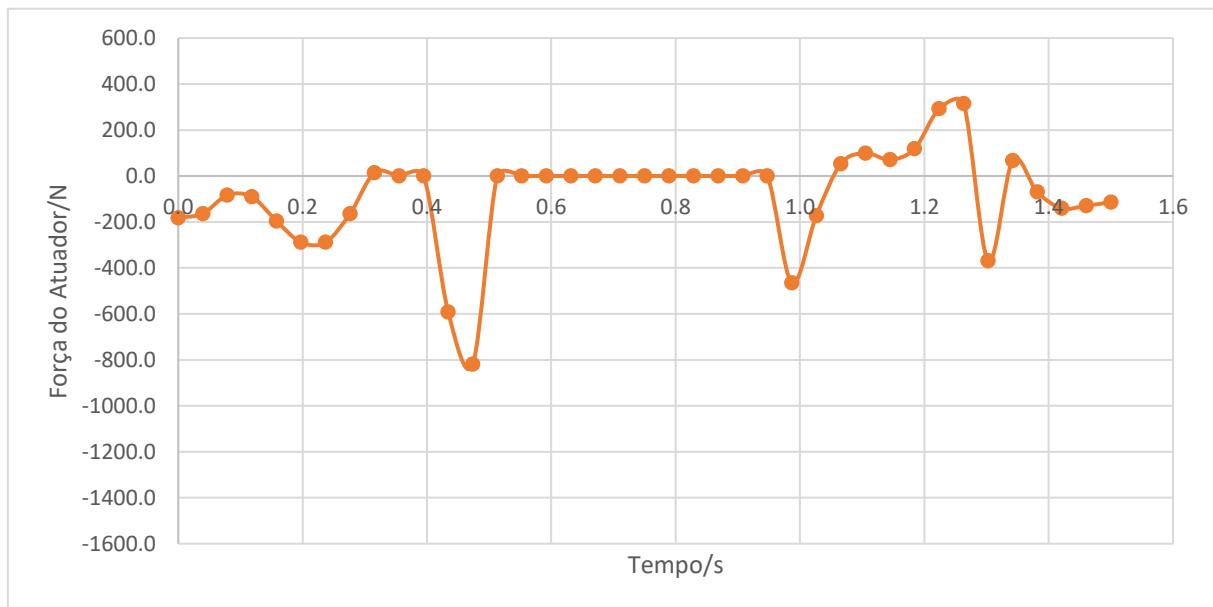


Figura 3.22 Força do atuador em função do tempo com a alteração pequena à curva de deslocamentos

Entre os instantes 0,947s e 1,342s dá-se o movimento, sendo a força máxima de -464,5 N.

Tendo em conta a força necessária, foi selecionado o motor da marca *Transmotec* com o fuso com uma redução de 1/20 com *feedback* de posição [42].

Para o desenvolvimento do protótipo foi selecionada a solução anteriormente apresentada baseada num motor passo-a-passo.

3.3 Desenho do modelo final

Das considerações feitas anteriormente resultou a criação da estrutura que é seguidamente apresentada (Figura 3.23). Considerando todas as peças, incluindo o motor, a massa total poderá ter um valor entre os 4,5 e os 6 kg dependendo também da, ou das, baterias utilizadas.

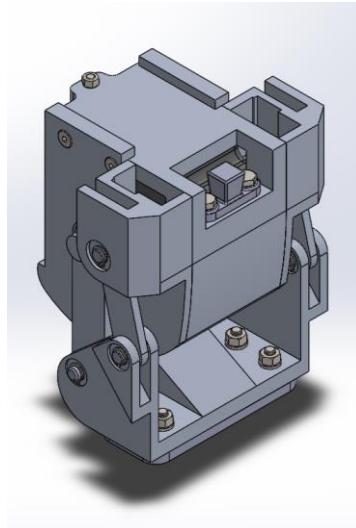


Figura 3.23 Modelo 3D final

Cujas dimensões de atravancamento são as representadas na Figura 3.24.

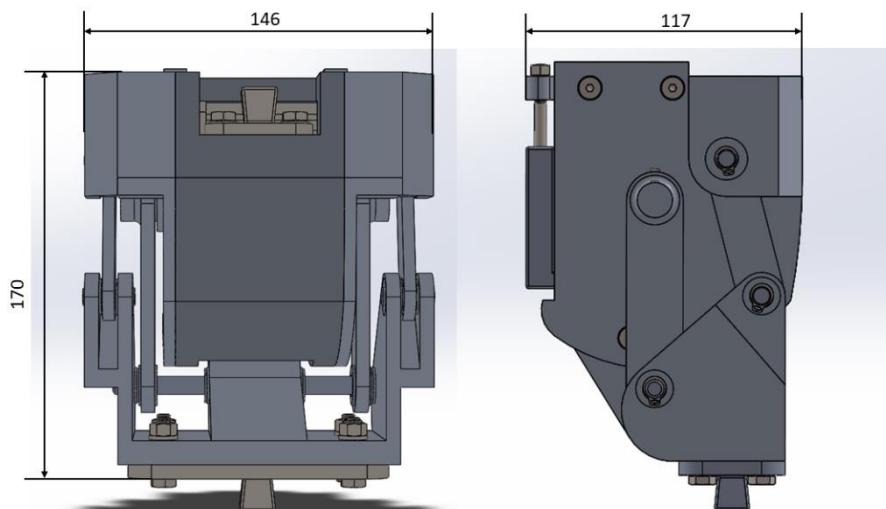


Figura 3.24 Dimensões de atravancamento do equipamento

O motor é colocado conforme a Figura 3.25 indica, acionando com os veios de saída a barra a conforme já descrito anteriormente.

No sentido de garantir que a perna artificial consegue manter o equilíbrio durante a fase de apoio, incluiu-se um esbarro usado para impedir a extensão excessiva do joelho.

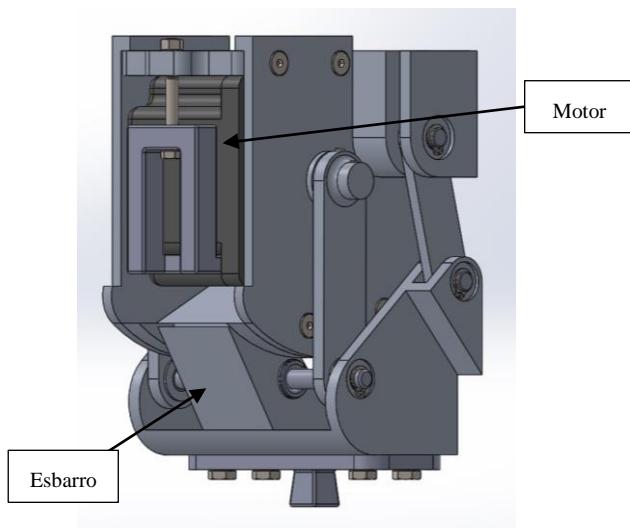


Figura 3.25 Modelo 3D final do joelho prostético, em que se pode ver a localização e fixação do motor e o formato do esbarro

Uma das considerações a ter na construção da prótese é a estética. Assim, o modelo criado mantém um formato próximo do joelho normal quando o utilizador está sentado (Figura 3.26).

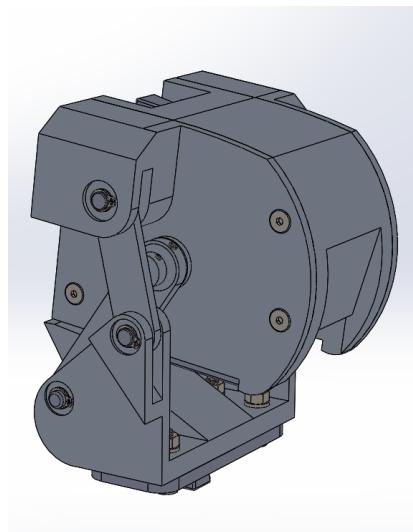


Figura 3.26 Posição do joelho prostético quando o utilizador está sentado (flexão máxima da prótese)

3.4 Dimensionamento dos constituintes do joelho

A seleção do método de acionamento foi influenciada pela disponibilidade de material utilizável para teste. Neste caso, foi imposta a utilização de um motor passo-a-passo, bem como a inexistência de amortecedores no sistema. Assim a resistência à rotação do joelho é dada por limitações construtivas (estruturais) e pelo binário de retenção do motor escolhido.

Para o dimensionamento da estrutura é importante definir qual o intervalo de cargas que atuam sobre a perna bem como a sua direção e sentido.

Optou-se por simplificar o dimensionamento de duas formas: em primeiro lugar, assumiu-se que o sistema está estático e em segundo lugar, que a carga aplicada sobre este é na vertical e igual a duas vezes o peso do corpo (70 kg). Esta consideração de carga é aceitável, uma vez que estudos anteriores afirmam que os valores de forças de reação com o solo se situam entre 1 a 1,7 vezes o peso do corpo dependendo este valor da tarefa executada [43].

No caso do dimensionamento à fadiga considera-se um carregamento sinusoidal que varia entre duas vezes o peso e valor de carga nula.

3.4.1 Dimensionamento do modelo final com motor passo-a-passo

A Figura 3.27 mostra a localização das barras correspondentes ao sistema de 4 barras atrás enunciado, esta é uma figura utilizada recorrentemente ao longo de todo o dimensionamento para ajudar na identificação.

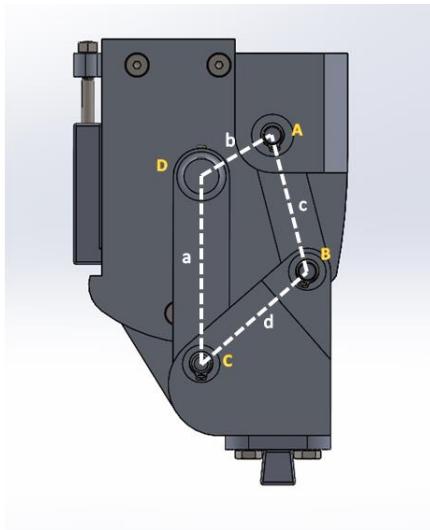


Figura 3.27 Desenho do esquema do sistema de 4 barras no modelo final

Diagrama de corpo livre e cálculo das cargas

Isolando a parte superior da perna e fazendo o diagrama de corpo livre Figura 3.28, é possível chegar ao sistema de equações abaixo:

$$\begin{aligned} -R + F_E \cdot \sin(\theta_E) - F_D \cdot \sin(\theta_2) + F_A \cdot \cos(\theta_4 - 90^\circ) &= 0 \\ -F_D \cdot \cos(\theta_2) - F_A \cdot \sin(\theta_4 - 90^\circ) + F_E \cdot \cos(\theta_E) &= 0 \\ F_E [(y_{CIR} - y_E) \cdot \cos(\theta_E) - (x_{CIR} - x_E) \cdot \sin(\theta_E) + R \cdot x_{CIR}] &= 0 \end{aligned} \quad (3.17)$$

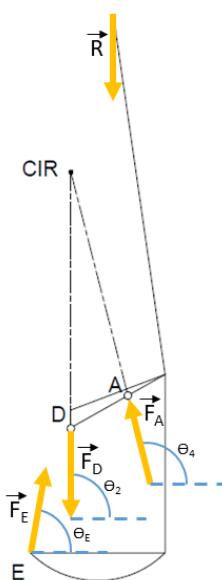


Figura 3.28 Diagrama de corpo livre da parte superior da prótese

Sendo R a reação do restante corpo sobre a perna, F_E a força exercida pelo esbarro sobre a parte superior da prótese e F_D e F_A as cargas exercidas pelas barras acopladas nesses pontos.

Conforme se pode verificar pela análise do sistema de equações apresentado, o número de variáveis são 6 (F_E , θ_E , y_E , x_E , F_D e F_A) para 3 equações, pelo que os valores das cargas sobre os apoios teriam de ser obtidos por cálculo iterativo.

No momento da construção do equipamento, o esbarro era o elemento que não tinha posição definida. Assim, foram sendo variadas a posição no espaço e o ângulo da reação do esbarro, considerando o sistema de eixos anteriormente apresentado na Figura 3.8, em que a origem se encontra no eixo vertical de referência e na horizontal relativamente ao ponto A e uma carga R de valor igual ao apresentado até aqui de 2 vezes o peso do corpo. Este cálculo iterativo tinha como principal objetivo a minimização da carga sobre o eixo D, eixo onde seria montado o motor. Deste processo resultaram os seguintes valores de cargas:

$$F_D = 163,84N; F_A = 237,54N; F_E = 1327,04N$$

Para um ângulo da carga do esbarro de 80° , a que corresponde uma posição de contacto de:

$$\theta_E = 80^\circ; x_E = -33,76mm; y_E = -80,01mm$$

Assim o processo iterativo consistiu na atribuição de um dado ângulo, o posterior desenho no SolidWorks, para averiguação da posição de contacto que, depois, permitia obter, por substituição no sistema de equações, o valor das cargas.

Do posicionamento final do esbarro, resultou a impossibilidade de rotação de 90° da perna, sendo a rotação limitada pelo contacto do esbarro com a parte superior do joelho, conforme é visível na Figura 3.29.

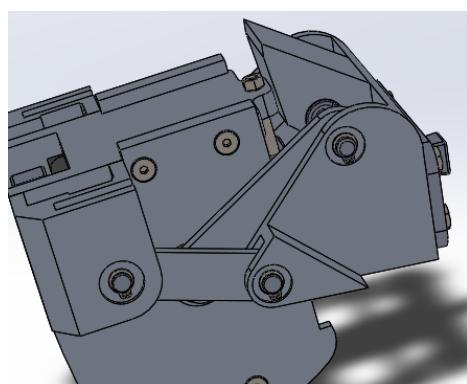


Figura 3.29 Limite máximo estrutural de rotação do joelho prostético

Dimensionamento das cargas sobre o motor

A escolha recaiu pelo PKP29 que permite a utilização de um veio de dimensão superior, no caso 12,7 mm (Anexo B).

O motor apresenta um limite de carga sobre o veio que varia em função do ponto de aplicação. Assumindo que o critério utilizado foi o da tensão de corte máxima, para a obtenção destes resultados, foi calculada a tensão de flexão máxima para cada um dos pontos dados no catálogo (Anexo B). Esta questão coloca-se porque a distribuição de cargas do caso vigente não corresponde ao caso que é apresentado (Anexo B).

$$\begin{aligned} F_1 &= 260N @ x_1 = 35mm \\ F_2 &= 290N @ x_2 = 30mm \\ F_3 &= 340N @ x_3 = 25mm \\ F_4 &= 390N @ x_4 = 20mm \\ F_5 &= 480N @ x_5 = 15mm \end{aligned}$$

O momento fletor máximo absoluto será na ligação ao motor, aqui assumido como encastramento.

$$M_{\max n}^f = F_n \cdot x_n \quad (3.18)$$

Assim, obtém-se para cada carga máxima aplicada:

$$\begin{aligned} M_{\max 1}^f &= 9,1 \text{ Nm} @ x_1 = 35\text{mm} \\ M_{\max 1}^f &= 8,7 \text{ Nm} @ x_2 = 30\text{mm} \\ M_{\max 1}^f &= 8,5 \text{ Nm} @ x_3 = 25\text{mm} \\ M_{\max 1}^f &= 7,8 \text{ Nm} @ x_4 = 20\text{mm} \\ M_{\max 1}^f &= 7,2 \text{ Nm} @ x_5 = 15\text{mm} \end{aligned}$$

A diferença de valor encontrada para o momento fletor em cada um dos pontos pode estar associada a arredondamentos do fabricante dos valores tabelados. Como o valor mínimo encontrado foi de 7,2 Nm, este foi o momento fletor a cumprir na aplicação.

No caso, pode obter-se o seguinte diagrama de corpo livre para o eixo do motor (Figura 3.30):

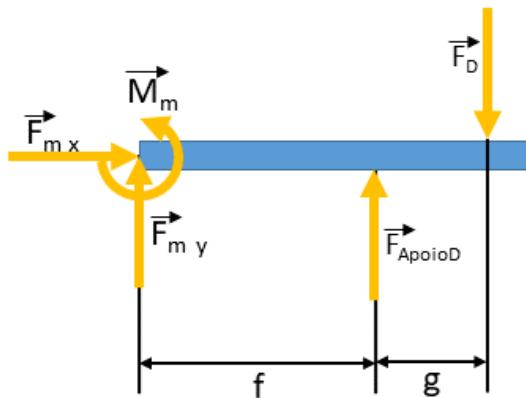


Figura 3.30 Diagrama de corpo livre para o eixo do motor, correspondente ao eixo D

Em que F_{mx} e F_{my} correspondem às cargas exercidas pelo motor na direção x e y respectivamente, F_{apoioD} é a força exercida pela parte superior da estrutura sobre o veio e F_D a carga aplicada pela barra a no veio do motor (este veio corresponde ao ponto D da estrutura de 4 barras) (Figura 3.27) f e g são dimensões do veio.

Facilmente se depreende da análise da imagem que $F_{mx}=0\text{N}$.

Partindo dos valores obtidos para a carga sobre o apoio D, e tendo em conta que, em teoria, o valor da carga se irá distribuir igualmente pelos dois lados da estrutura, e impondo um coeficiente de segurança de 4 (de modo a prever situações limite em que ocorram impactos elevados), obtém-se:

$$F_D = N \cdot F_{D \text{ p/ veio}} = 4 \cdot \frac{163,84}{2} = 327,68\text{N} \quad (3.19)$$

Tendo, mais uma vez, um número de variáveis superior ao número de equações podemos testar duas situações limite para procurar em que caso é que o binário poderá atingir o máximo.

Assim temos o caso em que o motor não exerce qualquer binário sobre o veio, funcionando como apoio duplo, e o caso em que o motor só exerce binário sobre o veio.

- Caso 1: Motor como apoio duplo (Figura 3.31)

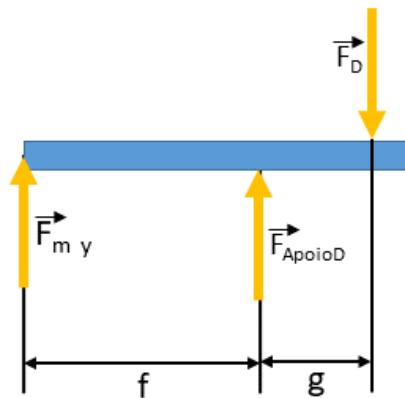


Figura 3.31 Diagrama de corpo livre do veio do motor (caso1)

Neste caso obtém-se:

$$\begin{aligned} F_{ApoioD} &= \left[1 + \frac{g}{f} \right] F_D \\ F_{m\ y} &= -F_D \cdot \frac{g}{f} \end{aligned} \quad (3.20)$$

e o diagrama de momentos fletores é o representado na Figura 3.32.

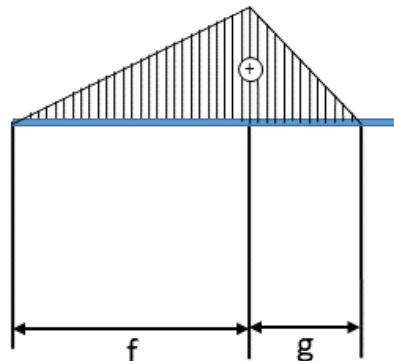


Figura 3.32 Diagrama de momentos fletores (Caso 1)

Em que o momento fletor máximo é dado por:

$$M_{f\ max} = F_D \cdot g \quad (3.21)$$

- Caso 2: Motor exerce unicamente momento fletor (Figura 3.33)

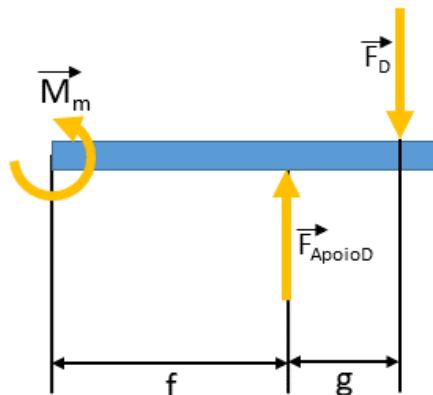


Figura 3.33 Diagrama de corpo livre do veio do motor (caso2)

Neste caso obtém-se:

$$F_{ApoioD} = F_D \quad (3.22)$$

e o diagrama de momentos fletores que a seguir se apresenta (Figura 3.34).

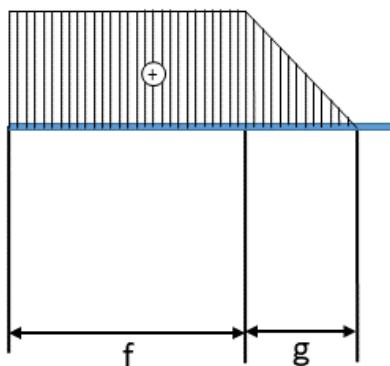


Figura 3.34 Diagrama de momentos fletores (Caso 2)

Em que o momento fletor máximo é dado por:

$$M_{f_max} = F_D \cdot g \quad (3.23)$$

Pelo exposto pode concluir-se que o valor máximo do momento fletor e, consequentemente, da tensão associada à flexão, não depende do tipo de apoio do motor, sendo apenas dependente do valor de carga e da distância entre a carga e o apoio. Assim pode inferir-se a distância máxima entre o acoplamento da barra a com o eixo do motor e o apoio na tampa lateral.

O momento fletor máximo será, conforme visto atrás, 7,2 Nm, e \$F_D = 327,68\$ N. Assim, obtém-se:

$$\begin{aligned} 7,2 &= 327,68 \cdot g \\ g &= 21,97 \cdot 10^{-3} m = 21,97 mm \end{aligned} \quad (3.24)$$

Uma vez que no modelo desenvolvido o valor de \$g\$ é de 9,5 mm, respeita-se assim a condição (3.24).

Dimensionamento dos veios

O veio do motor corresponde ao eixo D (Figura 3.27), assim, falta dimensionar os restantes 3 veios.

- **Eixo A e B**

Estes veios têm diâmetro de 8mm e um comprimento entre apoios de 14mm.

Estes eixos estão sujeitos a cargas iguais em valor absoluto e direção, mas sentidos opostos, pelo que o tratamento para o caso do veio A é igual para o B.

Seguindo o mesmo critério já mencionado de 4 vezes o valor para cada veio vem:

$$F_A = F_B = \frac{237,54}{2} \cdot 4 = 475,08N$$

Para o veio colocado no eixo A, obtém-se o seguinte diagrama de corpo livre Figura 3.35:

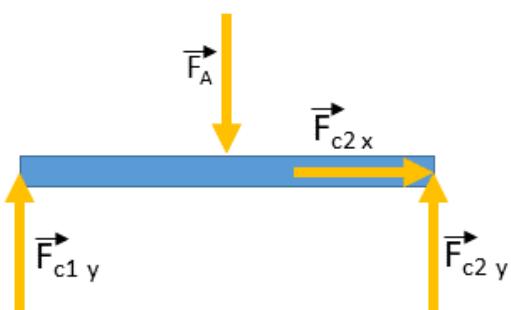


Figura 3.35 Diagrama de corpo livre para o veio do eixo A

Partindo do critério da tensão de corte máximo [44], vem:

$$\tau_{max} = \frac{16}{\pi \cdot d^3} \sqrt{M_f^2} \quad (3.25)$$

Isolando d vem:

$$d = \sqrt[3]{\frac{16}{\pi \tau_{max}} M_f} \quad (3.26)$$

Considerando que a distância para os apoios é de 7 mm (dimensão no modelo) o momento fletor máximo é de 3,33 Nm.

Utilizando um aço inox AISI 216 de $\sigma_{ced}=345$ MPa e $\sigma_{rot}=620$ MPa e $\tau_{adm}= 172,5$ MPa, que é metade do valor de tensão de cedência [44].

$$\tau_{max} \leq 172,5 \text{ MPa} \quad (3.27)$$

Substituindo na equação (3.26) por estes valores obtém-se o diâmetro mínimo que garante a segurança.

$$d = 0,0038 \text{ m} = 3,8 \text{ mm}$$

- Fadiga Veio B

Conforme dito anteriormente, o material destes veios é o AISI 216 de $\sigma_{ced}=345 \text{ MPa}$ e $\sigma_{rot}=620 \text{ MPa}$.

A tensão de flexão é definida, para o caso de um veio de secção circular recorrendo à expressão que se segue [45]:

$$\sigma_f = \frac{32 \cdot M_f}{\pi \cdot D^3} \quad (3.28)$$

Em que M_f corresponde ao momento fletor e D é o diâmetro.

Substituindo, vem:

$$\sigma_f = \frac{32 \cdot 3,33}{\pi \cdot 0,008^3} = 66,25 \cdot 10^6 = 66,25 \text{ MPa} \quad (3.29)$$

O valor da tensão limite de fadiga é para aços com um valor de tensão de rotura inferior a 1400MPa igual a metade desse valor [45].

A tensão limite de fadiga corrigida, tensão aplicável a casos práticos, implica a multiplicação do valor de tensão limite de fadiga por alguns coeficientes que têm em conta a geometria, o tipo de solicitação, o acabamento e outros aspectos [45]. Assim, esta tensão corrigida é dada pela expressão seguinte:

$$\sigma_{fo}^c = \sigma_{fo} \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot C_3 \cdot C_4 \quad (3.30)$$

Utilizando o critério de Soderberg, obtém-se a expressão que permite o cálculo do coeficiente de segurança (N) [45]:

$$\frac{\sigma_a}{\sigma_{fo}^c} + \frac{\sigma_m}{\sigma_{ced}} = \frac{1}{N} \quad (3.31)$$

Em que σ_a corresponde à amplitude de tensão, σ_m corresponde ao valor de tensão média, K_f é o coeficiente de concentração de tensões.

Para o caso vigente, $C_1=1$; $C_2=0,85$; $C_3=0,8$; $C_4=0,9$; $K_f=1$; $\sigma_{fo}=620/2=310 \text{ MPa}$ [45].

Considerando um carregamento sinusoidal de $R=0$ (carga varia entre zero e um valor máximo) e tensão máxima igual ao valor de tensão de flexão máxima (equação 3.29), o valor de $\sigma_a = \sigma_m = 66,25/2=33,125 \text{ MPa}$.

Substituindo sucessivamente nas expressões (3.30) e (3.31) obtém-se um valor de coeficiente de segurança de $N=2,93$.

- Fadiga Veio A

Este veio terá de acompanhar o movimento da barra c (Figura 3.27), acionando um sensor de posição angular. Desta forma, o veio de 8mm de diâmetro terá um furo por onde será ajustado um pino elástico de 2 mm, transmitindo o movimento entre os dois elementos. Assim este terá um K_f próximo de 2 para $d/D=0,25$ [45].

A fórmula para a tensão de fadiga aplicável neste caso é [45]:

$$\sigma_f = \frac{M_f}{\frac{\pi D^3}{32} - \frac{d D^2}{6}} \quad (3.32)$$

Sendo D o diâmetro do veio, d o diâmetro do furo e M_f o momento fletor.

Substituindo pelos valores apresentados anteriormente obtém-se

$$\sigma_f = 115,10 \text{ MPa}$$

Os valores dos coeficientes C_1, C_2, C_3 e C_4 e σ_{fo} são iguais aos do veio A [45].

Considerando um carregamento sinusoidal conforme o descrito antes e substituindo nas equações (3.30) e (3.31), obtém-se um valor de coeficiente de segurança de: N= 1,29.

- **Veio C**

Para o veio C, correspondente ao ponto C do diagrama de 4 barras (Figura 3.27), obtém-se o seguinte diagrama de corpo livre (Figura 3.36):

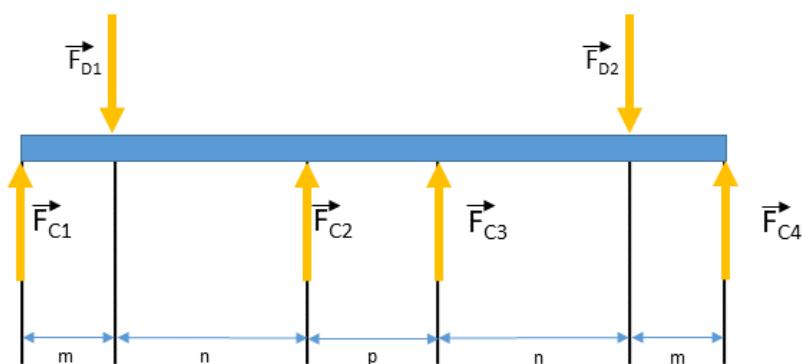


Figura 3.36 Diagrama de corpo livre do veio C

Em que F_{D1} e F_{D2} são iguais a metade da carga total exercida pela barra a no eixo C, e $F_{C1}, F_{C2}, F_{C3}, F_{C4}$ são as cargas nos apoios no eixo C.

Tendo em conta a simetria das cargas, pode assumir-se que as forças são iguais duas a duas e, para além disso, assumiu-se também que em nenhum ponto há absorção de momento fletor. Assumiu-se ainda que o eixo se pode dividir em duas partes iguais.

Assim, F_{C2} e F_{C3} têm valores iguais, bem como F_{C1} e F_{C4} .

Desta forma o cálculo das cargas a partir das duas expressões que se seguem:

$$\begin{aligned} 2F_{C1} + 2F_{C2} &= 2F_{D1} \\ -F_{D1} \cdot m + F_{C2} \cdot (m+n) &= 0 \end{aligned} \tag{3.33}$$

Para um valor de F_{D1} de 327,68N, conforme já referido, considerando as dimensões do modelo final ($m=9\text{mm}$; $n=27\text{mm}$ e $p=40\text{mm}$), obtém-se as seguintes reações dos apoios:

$$\begin{aligned} F_{C1} &= F_{C4} = 245,76\text{N} \\ F_{C2} &= F_{C3} = 81,92\text{N} \end{aligned}$$

Destas cargas resulta o seguinte diagrama de momentos fletores:

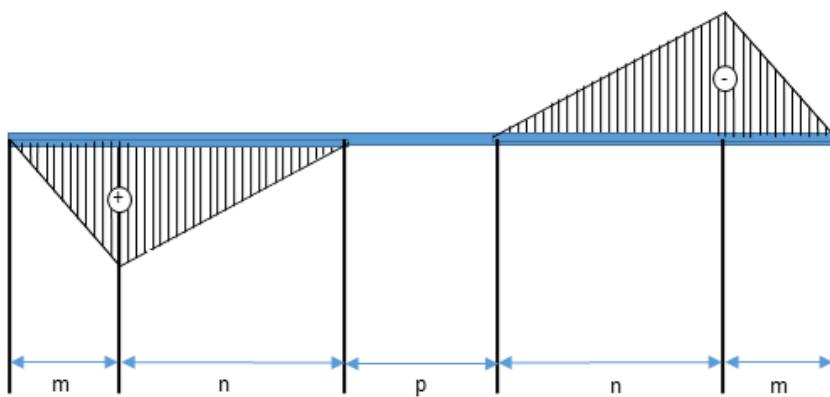


Figura 3.37 Diagrama de momentos fletores do veio C

O momento fletor máximo é então $245,76 \cdot 0,009 = 2,213 \text{ Nm}$.

Substituindo na função (3.26), obtém-se o diâmetro mínimo: $d=4 \text{ mm}$.

O veio usado tem 8mm de diâmetro pelo que ultrapassa o valor mínimo.

- Fadiga Veio C

Este veio era do mesmo material dos restantes (AISI 216, com $\sigma_{ced}=345 \text{ MPa}$ e $\sigma_{rot}=620 \text{ MPa}$).

Considerando o $M_f=2,213 \text{ Nm}$, conforme obtido no ponto anterior, substituindo na expressão (3.28), vem: $\sigma_f = 107,43 \text{ MPa}$.

Considerando os valores seguintes: $C_1=1$; $C_2=0,85$; $C_3=0,8$; $C_4=0,9$; $K_f=1$; $\sigma_{fo}=620/2=310 \text{ MPa}$, substituindo sucessivamente nas expressões (3.30) e (3.31), obtém-se um valor de coeficiente de segurança de $N=2,13$.

Chumaceiras a utilizar

As chumaceiras escolhidas foram:

- para os veios A e B, a PCMF081007.5 E [46]
- para o veio C, PCMF 081005.5 E [47]
- para o veio D, PCMF151709 E [48]

No anexo C encontra-se o método de cálculo utilizado para a definição do número de horas de serviço das chumaceiras. As fórmulas apresentadas e os cálculos tiveram como base esse documento.

$$\nu = 5,82 \cdot 10^{-7} \cdot d\beta f \quad (3.34)$$

$$p = \frac{kF}{C} \quad (3.35)$$

Em que ν é a velocidade de escorregamento, d é o diâmetro, f é a frequência de oscilação, β é metade do angulo de oscilação, p é a carga específica sobre a chumaceira, F é a carga dinâmica

sobre a chumaceira, C é a capacidade de carga dinâmica da chumaceira e k é um fator de carga específico, dependente do material da chumaceira. Para o caso do PTFE, k é igual a 80.

O cálculo do número de horas foi feito para o eixo A e B, em que a carga é superior e a chumaceira tem uma resistência inferior, assim define-se o tempo mínimo até à manutenção.

Os dados das chumaceiras utilizadas são os seguintes: $d=8$ mm; $D=10$ mm; $B=7,5$ mm $D1=15$ mm $B1=1$ mm, $C=3,55$ kN e $C_a=5,1$ kN (C_a é a capacidade de carga dinâmica da flange)

Substituindo nas fórmulas acima apresentadas com os dados e considerando 60 passos por minuto, com ciclos de 90° por segundo, para trás e para a frente e rugosidade de $0,4 \mu\text{m}$.

$$v_{bushing} = 5,82 \cdot 10^{-7} \cdot 8 \cdot 45 \cdot 30 = 6,29 \cdot 10^{-3} \text{ m/s}$$

$$v_{flange} = 5,82 \cdot 10^{-7} \cdot \frac{8+15}{2} \cdot 45 \cdot 30 = 9,04 \cdot 10^{-3} \text{ m/s}$$

Para $F=NF_A$, sendo N o coeficiente de segurança, $F=F_A = 475,08 N$

$$p_{bushing} = 80 \cdot \frac{0,47508}{3,55} = 10,706 \text{ N/mm}^2$$

$$p_{flange} = 80 \cdot \frac{0,47508}{5,1} = 7,452 \text{ N/mm}^2$$

O valor do tempo de vida (G_h) pode ser calculado recorrendo às expressões seguintes:

$$G_{h_{bushing}} = \frac{C_1 C_2 C_3 C_4 C_5 K_M}{(pv)^n} = 1,2 \cdot 1 \cdot 1 \cdot 0,7 \cdot \frac{480}{(10,706 \cdot 6,29 \cdot 10^{-3})} = 5987,46 h \quad (3.36)$$

$$G_{h_{flange}} = 1,2 \cdot 1 \cdot 1 \cdot 0,7 \cdot \frac{480}{(7,452 \cdot 9,04 \cdot 10^{-3})} = 5985,52 h \quad (3.37)$$

Em que C_1 , C_2 , C_3 , C_4 e C_5 são fatores obtidos no catálogo, K_M é um fator dependente do material e n também depende do material da chumaceira.

Tendo em conta os coeficientes de segurança e a condição limite imposta inicialmente de 2 vezes o peso do corpo, podemos afirmar que o número de horas será certamente maior que este.

Fadiga das peças, simplificação para placas

Deve averiguar-se se as tampas laterais e a base são capazes de sustentar os carregamentos a prótese é sujeita.

A secção que constitui o maior risco é, nas tampas laterais, a orelha, cujo suporte é reduzido (Figura 3.38).

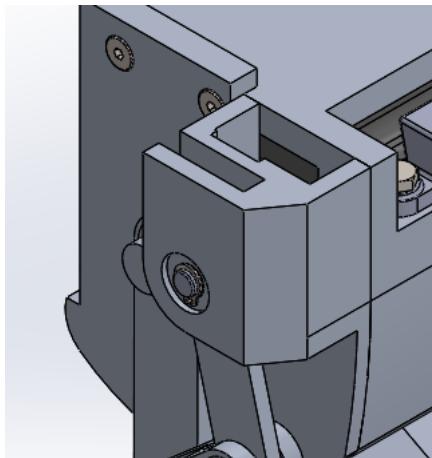


Figura 3.38 Pormenor da orelha do modelo

Por simplificação foi considerado que esta peça correspondia a uma placa encastrada de um lado e com a carga F_A aplicada no extremo livre (Figura 3.39).

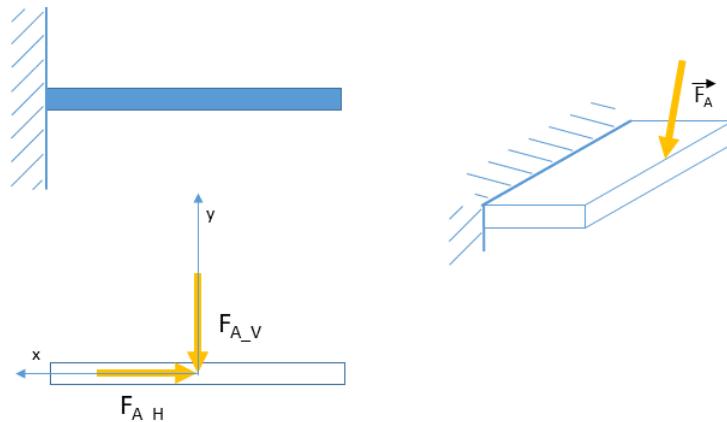


Figura 3.39 Esquema da simplificação utilizada para o cálculo da resistência da orelha

Considerando uma placa, os valores de momentos de inércia são que se apresentam em seguida:

$$I_x = \frac{b^3 h}{12} \quad (3.38)$$

$$I_y = \frac{b h^3}{12} \quad (3.39)$$

Em que b é a largura e h é a espessura da placa

$$F_{A_V} = F_A \cos(14,32^\circ) \quad (3.40)$$

$$F_{A_H} = F_A \sin(14,32^\circ) \quad (3.41)$$

Considerando uma espessura de 6 mm, largura de 48 mm, obtém-se

$$I_x = 864 * 10^{-12} m^4; I_y = 55,30 * 10^{-9} m^4 \quad (3.42)$$

Os momentos fletores máximos serão obtidos sempre na base (no encastramento). Considerando um comprimento de 28 mm de placa, vem:

$$M_{fmax}^x = F_{Av} \cdot 28 \cdot 10^{-3}; M_{fmax}^y = F_{Ah} \cdot 28 \cdot 10^{-3} \quad (3.43)$$

Recorrendo ao princípio da sobreposição dos esforços, pode obter-se a seguinte expressão para a tensão de flexão desviada:

$$\sigma_f = -\frac{M_f^x \cdot y}{I_x} + \frac{M_f^y \cdot x}{I_y} \quad (3.44)$$

Sendo x e y as distâncias máximas ao eixo neutro, ou seja y corresponderá a metade da espessura, e x a metade da largura da placa [44].

Assim, e considerando $F_A=475,08N$, vem:

$$\sigma_f = -44,75 + 1,43 = 43,32 \text{ MPa} \quad (3.45)$$

Considerando que estas peças são obtidas em alumínio 360,0 vazado, com tensão de cedência de 163MPa (valor mínimo do CES EduPack) obtém-se:

$$\frac{\sigma_{ced}}{2 * N} = \sqrt{\left(\frac{43,32}{2}\right)^2} \Leftrightarrow N = 3,76 \quad (3.46)$$

Realizando agora os cálculos à fadiga:

Para $K_f=1$ e $C_I=1$; $C_2=0,85$; $C_3=0,8$; $C_4=0,9$ [49],

$$\sigma_{fo}^c = 110 \cdot 0,85 \cdot 0,8 \cdot 0,9 = 67,32 \text{ MPa} \quad (3.47)$$

Utilizando novamente a expressão (3.31), considerando um carregamento sinusoidal de $R=0$ e tensão máxima igual ao valor anteriormente obtido vem: $N=2,2$. Como o valor é superior a 1, não é necessário fazer alterações.

Parafusos

Admita-se que o peso aplicado sobre cada um dos parafusos corresponde à carga máxima a que a prótese pode estar sujeita, ou seja 2 vezes o peso do corpo.

O material dos parafusos é um aço inoxidável A1-70, com $\sigma_{ced} = 450 \text{ MPa}$.

Adotando o critério da tensão de corte máxima, para o caso vigente, obtém-se as expressões que se seguem [44]:

$$\tau_{adm} = \frac{2P}{A_{sc}} \quad (3.48)$$

$$\tau_{corte\ max} = \tau_{adm} = \frac{\sigma_{ced}}{2} = \frac{450}{2} = 225 \text{ MPa} \quad (3.49)$$

$$\frac{225 * 10^6}{N} = \frac{2P}{\left(\frac{\pi d^2}{4}\right)} \quad (3.50)$$

Em que d corresponde ao diâmetro interno de um parafuso e P corresponde ao peso do amputado, assumido como $70 \cdot 9,81 \text{ N}$.

Isolando o diâmetro, variável que se pretende obter do cálculo, vem:

$$d = \sqrt{\frac{2NP}{225 \cdot 10^6} \cdot \frac{4}{\pi}} \quad (3.51)$$

Admitindo $N=2$, vem:

$$d = \sqrt{\frac{2 \cdot 2 \cdot 70 \cdot 9,81}{225 \cdot 10^6} \cdot \frac{4}{\pi}} = 3,943 \cdot 10^{-3} \text{ m} = 3,943 \text{ mm} \quad (3.52)$$

Assim um parafuso M5 garante esta condição.

Barras de ligação (tubos)

Consultando as ligas à disposição de um fornecedor, Extrusal, para tubos obteve-se [50]:

- (1) EN AW - 6060 [Al Mg Si]
- (2) EN AW - 6061 [Al Mg1 Si Cu]
- (3) EN AW - 6063 [Al Mg0,7 Si]
- (4) EN AW - 6082 [Al Si1 Mg Mn]

Para cada material foi escolhido o valor mínimo de tensão de limite elástico do CES EduPack (referência [51]), na secção de alumínios forjados.

$$\begin{aligned}\sigma_{ced(1)} &= 86 \text{ MPa} \\ \sigma_{ced(2)} &= 103 \text{ MPa} \\ \sigma_{ced(3)} &= 45,6 \text{ MPa} \\ \sigma_{ced(4)} &= 162 \text{ MPa}\end{aligned}$$

• Barra da canela

Para o caso da canela, considera-se que a carga é fundamentalmente axial, obtendo-se o diagrama de corpo livre abaixo apresentado (Figura 3.40).



Figura 3.40 Diagrama de corpo livre do veio da canela

Para se provar que esta carga não representava risco à encurvadura, averiguou-se se o valor de carga aplicada ultrapassava o valor de carga crítica de Euler (P_{cr}) [52], dada pela expressão (3.53).

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 EI}{(\mu l)^2} \quad (3.53)$$

Sendo I o valor mínimo do momento principal central de inércia, E o módulo de elasticidade, e μ um coeficiente que depende das condições fronteira e que multiplicado pelo comprimento (l) da barra corresponde ao comprimento de encurvadura equivalente [52].

No caso do tubo vem:

$$I = \frac{\pi}{2} (r_{ext}^4 - r_{int}^4) \quad (3.54)$$

Em que r_{ext} e r_{int} correspondem ao raio exterior e raio interior do tubo, respetivamente.

Para o veio da canela, com $r_{ext}=10\text{mm}$ e $r_{int}=8,5\text{mm}$.

Usando o material (1), substituindo em (4.53) vem:

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 \cdot 69,5 \cdot 10^9 \cdot \left(\frac{\pi}{2} (0,01^4 - 0,0085^4) \right)}{(1 \cdot 0,5)^2} \quad (3.55)$$

$$P_{cr} = 20600,92N$$

O valor da carga máxima aplicada é, conforme anteriormente dito, $2*P$, sendo $P=9,81*70=686.7\text{N}$. Este valor é muito inferior ao crítico pelo que esta dimensão de tubo é adequada.

- Fadiga da barra da canela

Os valores das constantes para o cálculo à fadiga foram:

$d/D=0,75$; $2r/D=0$; $Kt=3$ [49]

$C_1 = 0,85$; $C_2 = 1$; $C_3=0,8$; $C_4=0,9$ e $K_f = 2,6$ [45]

Tendo a dimensão do tubo definida ($d_{ext}=20\text{ mm}$ e $d_{int}=17\text{ mm}$) o que se pretende é averiguar se o valor do coeficiente de segurança é superior a 1.

Seguindo a indicação do CES EduPack para a tensão limite de fadiga para 10^7 ciclos obtém-se para o caso do material (1):

$\sigma_{fo}=40\text{ MPa}$; $\sigma_{ced}=86\text{ MPa}$

Assume-se um ciclo sinusoidal em que a carga varia entre 0 e $2P$.

Para $P=70*9,81\text{N}$, assim, obtém-se:

$$\sigma_a = \sigma_m = \left(\frac{2P}{A} \right) \cdot \frac{1}{2} = \frac{P}{A} \quad (3.56)$$

Sendo σ_a a amplitude de tensão e σ_m o valor de tensão média.

$$\sigma_a = \sigma_m = 7,88\text{ MPa}$$

Substituindo na expressão (4.31) obtém-se um valor de $N= 1.077$.

Testando o material (4), de $\sigma_{fo}=65$ MPa e $\sigma_{ced}=162$ MPa, o valor do coeficiente de segurança obtido é de $N=1,775$. Este é um valor de maior segurança pelo que pode ser usado este material (mantendo a dimensão reduzida do tubo).

3.5 Solução para o pé

Apesar de não ser o objetivo principal do projeto, foi desenvolvida uma solução para o funcionamento do pé da prótese.

Inicialmente foi pensada uma solução com duas chapas de alumínio. A alternativa foi a utilização de fibra de carbono, o que permitiria uma maior liberdade no formato do pé. O modelo 3D obtido é o representado na Figura 3.41.



Figura 3.41 Modelo 3D do pé da prótese

Para a rótula do tornozelo foi pensada a utilização de uma rótula em plástico (de baixo peso), EARM 20 [53] que pode suportar até 850 N por longos períodos (Figura 3.42).

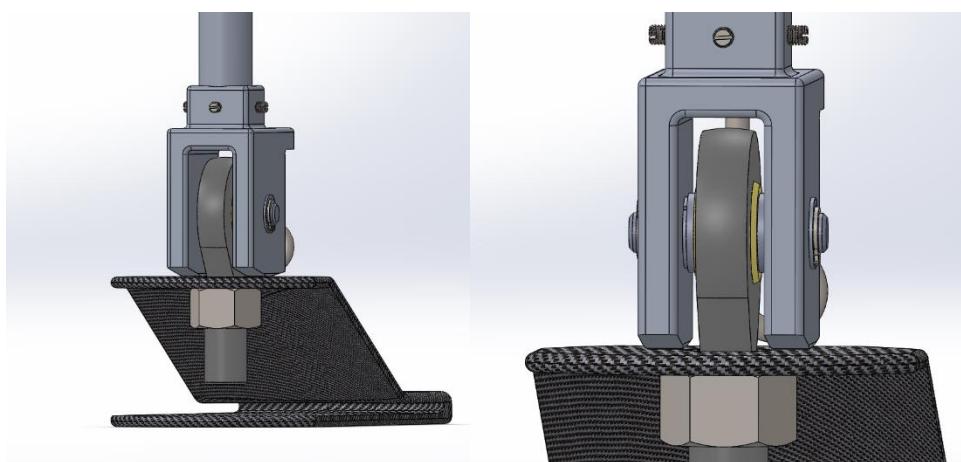


Figura 3.42 Pormenor da rótula do tornozelo

A peça de ligação à barra da canela deverá permitir alguma rotação do pé. A solução modelada permite uma rotação de 10° para trás (flexão plantar) e 5° para a frente (dorsiflexão) no plano sagital e alguma oscilação no plano frontal. Esta rotação é limitada pelo formato da parte inferior da peça, conforme é visível na Figura 3.43.

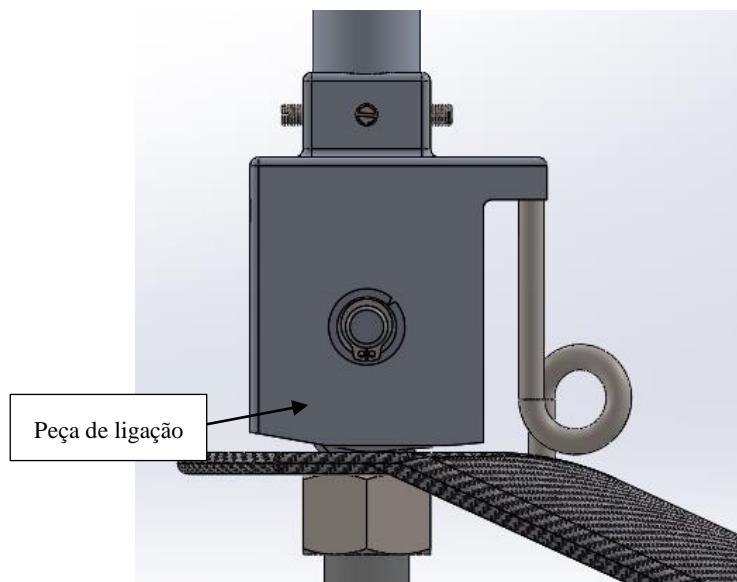


Figura 3.43 Pormenor da peça de ligação ao veio da canela, onde se vê o formato da extremidade inferior chanfrada para permitir a rotação de 10° para trás (rodando para a esquerda) e 5° para a frente (rodando para a direita)

A reposição para a posição de 0° de rotação do tornozelo pode ser conseguida por uma mola de torção. Esta também teria a função de dar algum apoio e estabilidade na rotação (Figura 3.44).

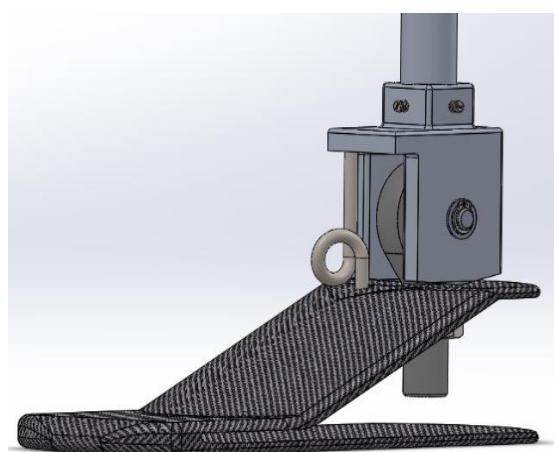


Figura 3.44 Vista de perspetiva do modelo 3D criado para o pé onde é visível a mola de torção

4 Arquitetura do sistema

Neste capítulo é feita a descrição dos componentes e programas utilizados e a sua aplicação. É ainda descrita a forma como os elementos se interligam e apresentado um esquema elétrico.

Na Figura 4.1 é apresentada a arquitetura do sistema. Em termos gerais, o funcionamento do sistema baseia-se na utilização de dois acelerómetros, um acima e um abaixo do joelho, um sensor de posição angular do joelho (neste caso um potenciómetro) e um sensor de carga. Os sinais obtidos a partir destes sensores convergem para um computador central (no qual a programação foi desenvolvida em LabVIEW) e são utilizados para o cálculo da posição e tarefa a realizar pelo motor em cada instante. Nas secções seguintes é feita uma descrição mais detalhada de cada um dos elementos referidos na imagem.

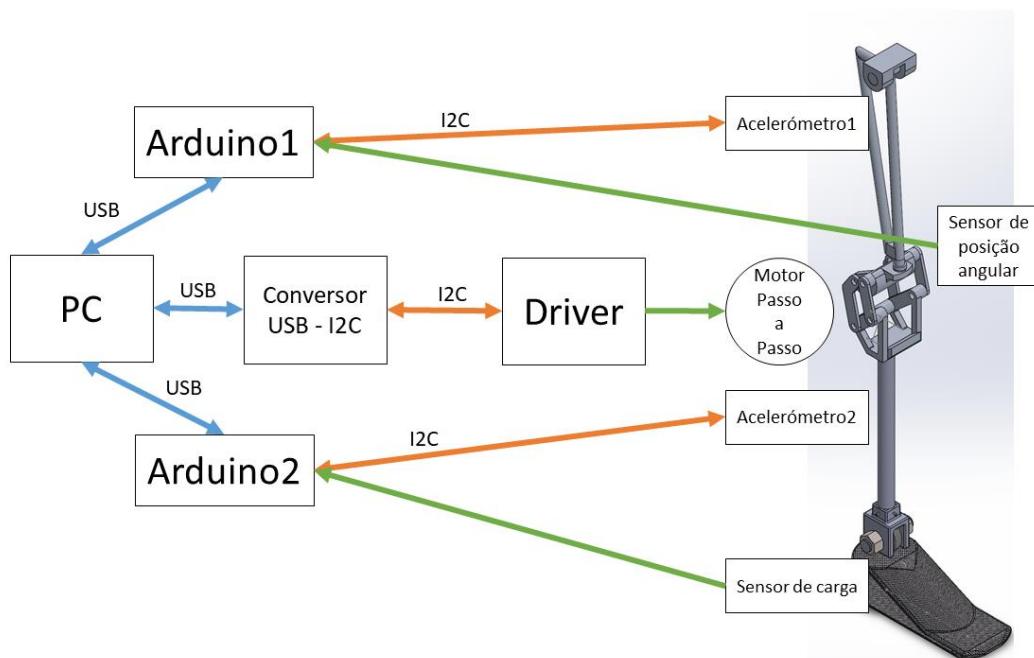


Figura 4.1 Arquitetura do sistema

4.1 LabVIEW

O *software* utilizado para a programação do controlo da aplicação foi o LabVIEW 2015. O LabVIEW é um *software* de engenharia de sistemas criado especificamente para aplicações que envolvam teste, medição e controle, com rápido acesso ao hardware e a informações obtidas a partir dos dados [54].

4.2 Arduino

O Arduino é uma plataforma eletrónica *open-source* programada em C++ [55].

O Arduino Uno é uma placa com um microcontrolador baseado no ATmega328P. Tem 14 pins de input/output digitais (dos quais 6 podem ser usados como outputs PWM), 6 entradas analógicas, conexão USB, ligação para fonte, botão de *reset* e uma conexão ICSP (*in circuit serial programming*) [56]. Este microcontrolador também suporta comunicação I2C (TWI) e SPI. O IDE Arduino inclui uma biblioteca “*Wire*” para simplificar a utilização do barramento I2C [56].

O Arduino é utilizado para a comunicação com os acelerómetros e com o sensor de carga. Na aplicação final a utilização do Arduino Uno seria pouco adequada devido às suas dimensões (68,6mm*53,4mm), podendo optar-se pelo Arduino Micro (48mm*18mm) para este caso, sem comprometer a forma como as ligações foram realizadas [57].

4.3 I²C (Inter-integrated circuit)

A comunicação com os acelerómetros e entre o LabVIEW e o driver do motor passo-a-passo foi realizada utilizando barramentos I²C. O barramento I²C é comumente utilizado para comunicação entre circuitos integrados ou sensores. Assim, o barramento I2C é uma interface série de dois fios half-duplex. As duas linhas, *Serial Data* (SDA) e *Serial Clock* (SCL) são ambas bidirecionais. A linha SCL é o sinal de relógio que sincroniza a transferência de dados entre os equipamentos no barramento de I2C e é gerado pelo *master*. A outra linha é a SDA que transporta os dados [53, 54].

Cada equipamento tem um ID predefinido para que o master possa escolher com que equipamento pretende comunicar [59].

As linhas funcionam em “dreno aberto” o que significa que é necessária a instalação de resistências externas (“pull-up”) (Figura 4.2) entre a saída e o VCC para que as linhas estejam em nível alto dado que estes equipamentos no barramento I2C são “*active low*” [59].

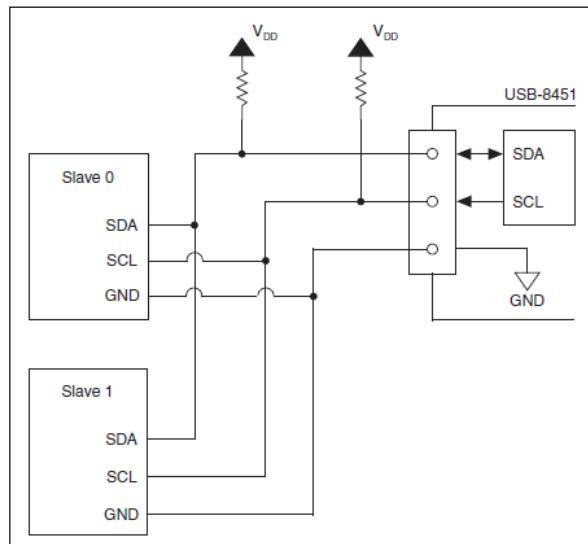


Figura 4.2 Interface I²C entre dois escravos e uma placa NI USB-8451 (equipamento utilizado e descrito no texto abaixo) e onde é visível a montagem das resistências em “pull-up” [60].

4.3.1 NI-8451

Os módulos de NI USB-845x são dispositivos de USB 2.0 que fornecem conectividade I²C e SPI e linhas digitais I/O de uso geral [60].

O NI USB-8451 é um equipamento de alta velocidade com USB 2.0 que possibilita a comunicação I²C (até 250 KHz) e SPI (até 12 MHz), e 8 linhas digitais de I/O de utilização geral. Este equipamento está disponível numa caixa ou numa versão unicamente com a placa (Figura 4.3) [60].



Figura 4.3 Módulo de comunicação da *National Instruments*, NI USB-8451 [61]

Alternativa ao NI-8451

A comunicação foi realizada utilizando as bibliotecas, referência [62], do NI LabVIEW para utilização do NI USB-8451. No entanto, existe outra biblioteca para a transmissão direta dos dados em I²C a partir do LabVIEW que possibilitaria a utilização de um conversor USB para I²C, de custo muito inferior ao do NI USB-8451 e cuja informação técnica se encontra descrita na referência [63]. Para além do benefício económico, como este equipamento só permite este tipo de comunicação tem também uma dimensão bastante inferior ao dispositivo utilizado.

4.3.2 Arduino

O Arduino possui pinos para a comunicação utilizando o barramento I²C e bibliotecas já preparadas para facilitar a ligação aos equipamentos.

4.4 Seleção dos sensores

4.4.1 Acelerómetro

Os acelerómetros são utilizados para determinar a posição dos dois segmentos da perna em cada momento, controlando-se a rotação do joelho a partir dos dados de posicionamento destes. A necessidade de aplicar dois prende-se com o facto de o utilizador poder estar num terreno inclinado, facilitando-se assim a definição dessa inclinação.

A escolha dos acelerómetros teve como critérios o custo reduzido e a facilidade de comunicação com o Arduino.

No caso do protótipo construído foi utilizado apenas um acelerómetro (MMA8452 [64]) que define a posição da anca, não permitindo testar a variação de inclinação do solo. Este acelerómetro tem um preço muito baixo, e dois endereços disponíveis de comunicação por barramento I²C.

Aplicação do filtro digital para o acelerómetro

O sinal obtido do acelerómetro não apresentava valores estáveis de posicionamento, obtendo-se oscilações constantes em movimentos de rotação normais, e em resultado do choque obtinha-se um pico nos dados que conduziria certamente a um mau funcionamento da prótese. A solução

foi a implementação de um filtro passa-baixo para a redução da influência dessas ondas de ruído de alta frequência e atenuar a resposta aos choques.

Os filtros passa-baixo são usados sempre que componentes de alta frequência têm de ser removidos do sinal [65].

O primeiro filtro testado foi um Butterworth. O LabVIEW possui já incluído nas suas bibliotecas um bloco que gera um filtro Butterworth digital (Figura 4.4) que em função dos valores dos coeficientes definidos externamente e do sinal de entrada, cria um sinal de saída filtrado.

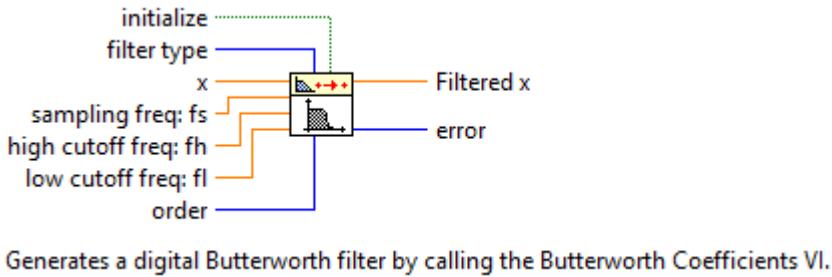


Figura 4.4 Bloco do LabVIEW do filtro de Butterworth

Este filtro apresenta uma banda de passagem quase horizontal, sem *ripple*. O declive depois da frequência de corte é suave com um declive de 20 dB/década por cada polo [65].

A equação geral de resposta em amplitude para um filtro Butterworth é:

$$H(\omega) = \frac{1}{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^{2n}} \quad (4.1)$$

Em que n é a ordem do filtro, e pode ser qualquer número positivo inteiro e ω_0 é o valor de frequência correspondente a -3dB de ganho em amplitude (frequência de corte). [65]

Após alguns testes com o filtro, verificou-se uma boa atenuação das componentes indesejadas do sinal. A obtenção dos valores que caracterizam o filtro foi feita de forma iterativa até atingir um sinal de saída do filtro em que a informação essencial estivesse presente (orientação do acelerômetro) sem comprometer demasiado a velocidade de resposta. A oscilação constante desapareceu e o sinal do acelerômetro em resposta ao choque atenuou consideravelmente.

4.4.2 Sensor de posição angular do joelho (Potenciômetro)

O potenciômetro a usar na prótese será um *single-turn pot* cuja função seria dar *feedback* da posição do joelho e permitir inferir qual a posição deste quando o motor é ligado.

Este é colocado no eixo A, eixo de ligação das tampas da peça b à barra c (Figura 3.27). O posicionamento neste local serve para um melhor aproveitamento do espaço, deixado livre para a movimentação sem choques entre as barras. Se este potenciômetro fosse colocado no eixo do motor (eixo D), a dimensão lateral do joelho teria de ser aumentada ainda mais, pelo que esta solução é a melhor.

4.4.3 Sensor de carga

O sensor de carga permite inferir se o peso se encontra aplicado sobre a prótese. Este sensor é utilizado na averiguação da inclinação do solo. Teria também utilidade para ultrapassar

obstáculos e subir escadas, permitindo que, na ausência de carga sobre a prótese (que indica que o utilizador está a levantar a perna) sem que seja detetada uma variação dos acelerómetros indicativa de marcha, se pressuponha que o utilizador está a tentar ultrapassar um obstáculo e, por isso, faz uma pequena rotação da perna até que o utilizador volte a aplicar alguma carga sobre esta.

No protótipo, foram usados dois interruptores, para simular o funcionamento da célula de carga.

4.4.4 Eletromiografia

Possível utilização no controlo

O controlo da prótese com recurso à eletromiografia permite ao paciente controlar diretamente o comportamento desta usando os sensores (elétrodos) colocados sobre a pele do coto como sinal de entrada. Apesar dos avanços nos controladores baseados em eletromiografia para membros superiores, o desenvolvimento de próteses do joelho controladas por este método tem sido reduzido [4].

Para o controlo é importante encontrar músculos que tenham atividades só em momentos específicos do ciclo marcha, esses seriam os músculos a usar para EMG. Na Figura 4.5 é apresentado um esquema dos grupos musculares da perna direita.

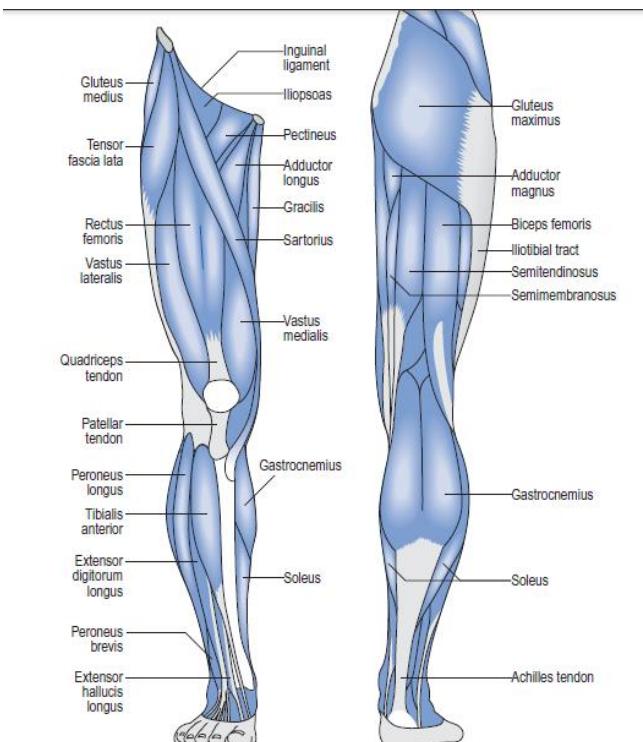


Figura 4.5 Músculos superficiais da perna direita [6]

O gluteus maximus tem atividade durante a fase de *loading response*, e o seu máximo no *opposite toe off*, descendo depois disso (Figura 4.6).

Verifica-se, desta forma, que existe um pico do Gluteus maximus por ciclo de marcha. A temporização entre picos e a amplitude podem permitir ajustar a velocidade do movimento.

O *Iliopsoas* também tem um pico a dada altura de marcha o que poderia ser interessante para o controlo mas o posicionamento em que teria de ser colocado o EMG pode não ser o mais confortável para o paciente. Os restantes músculos têm inserções no joelho e tratando-se de uma amputação acima do joelho, esses músculos podem já não estar ativos, e portanto só testando no paciente é que seria possível confirmar.

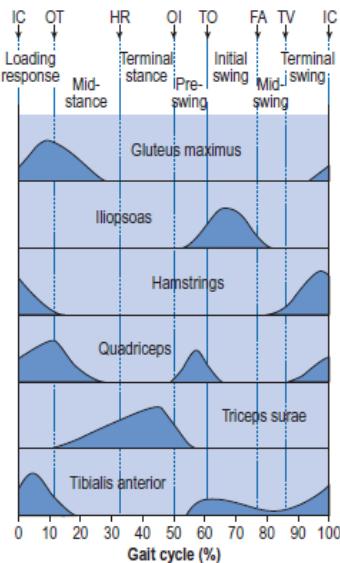


Figura 4.6 Atividade típica dos grupos musculares da perna durante o ciclo de marcha [6]

Recorreu-se ao Laboratório de Biomecânica da Universidade do Porto para a obtenção de dados de marcha necessários ao projeto. Nesses ensaios de marcha não foi feita a normalização do EMG o que implica que os dados obtidos não possam ser usados em amplitude porque como esses valores são influenciados pelos elétrodos e pelo posicionamento destes, a inexistência da marcação do valor para a contração máxima do músculo (normalização) impede que se possa inferir sobre qual a carga exercida sobre este durante as tarefas. Assim, só a distância entre picos é que é utilizável neste caso, e será necessário criar um sistema de medição da carga máxima inicial no músculo que serviria como parte do processo de calibração inicial diária do equipamento.

A criação de um controlo com EMG implicaria a compra de equipamento para o efeito, por exemplo, o BITalino [66] ou o *MyoWare Muscle Sensor Development Kit* [67].

Apesar de a utilização de um sistema com controlo com eletromiografia ser uma hipótese, este pode não ser funcional porque seria necessário fazer a normalização diariamente, com a perda de tempo inerente, para além de que o bom funcionamento estaria muito dependente das condições da pele. O sistema de controlo seria de execução difícil e pouco fiável com o EMG e seria, de qualquer forma, imprescindível a realização da programação para o caso de o EMG ter alguma falha ou não ser utilizado, possibilitando o funcionamento do equipamento mesmo sem isso.

Pelo exposto, a dada altura a maioria dos utilizadores iria provavelmente preferir não utilizar a eletromiografia, e, portanto, optou-se pelo controlo sem eletromiografia.

4.5 Motor Passo-a-Passo

A inclusão do motor permite uma melhoria da marcha do utilizador, conforme referido anteriormente.

O controlo do motor pode ser realizado em posição, usando valores de velocidade e aceleração previamente definidos, ou pode fazer-se um controlo em posição com um controlador PID, de tal modo que a velocidade e aceleração são resultantes dos ganhos definidos.

4.6 Driver do motor

O driver é o elemento que faz o controlo do funcionamento do motor. O driver disponibilizado pela faculdade foi o PoStep60 [68]. O driver PoStep60 incorpora um controlador de motor passo a passo de dois polos ou de dois motores DC [69]. Tem uma interface de série I²C que pode ser usada para controlar todas as funções do driver incluindo o controlo de posição [69].

Foram criados os blocos correspondentes a cada uma das tarefas a realizar no LabVIEW, tendo por base o manual do fabricante [69]. A comunicação I2C com o driver foi realizada utilizando o módulo NI USB-8451.

4.7 Bateria

A bateria pensada para alimentação do motor foi uma bateria de 24V de 10 Ah [70].

A equação que permite o cálculo da duração da bateria é a que se apresenta abaixo [71]:

$$\text{Duração da bateria} = \frac{\text{Capacidade da bateria}}{\text{Corrente necessária}} \cdot 0,7 \quad (4.2)$$

Considerando um funcionamento contínuo do motor, esta bateria permitiria uma autonomia de cerca de 2h, sendo que, este tempo é seguramente inferior ao real, porque o funcionamento do motor é intermitente, sendo previsto, aliás, manter-se desligado durante a maior parte do ciclo de marcha. Para os restantes equipamentos, de consumo reduzido, propõe-se a utilização de uma bateria de 5V.

4.8 Circuito Elétrico

Seguidamente é apresentado o esquema elétrico para o funcionamento previsto do sistema para o modelo final (Figura 4.7).

A montagem da resistência sensível à carga (ou sensor de carga) - Force R - tem uma representação que pode diferir da realmente necessária para o sensor escolhido. R1, R2, R3, R4, R6 e R7 são resistências de 4,7 KΩ. Accel1 e Accel2 são os acelerómetros a colocar um no segmento acima do joelho e um abaixo, respetivamente.

G1 é uma bateria de 24 V utilizada para fornecer carga ao motor. A carga para os restantes equipamentos provém do microprocessador ou computador conectado.

Não é representada aqui a ligação ao computador ou ao microprocessador dos equipamentos (NI USB-8451, e os Arduinos).

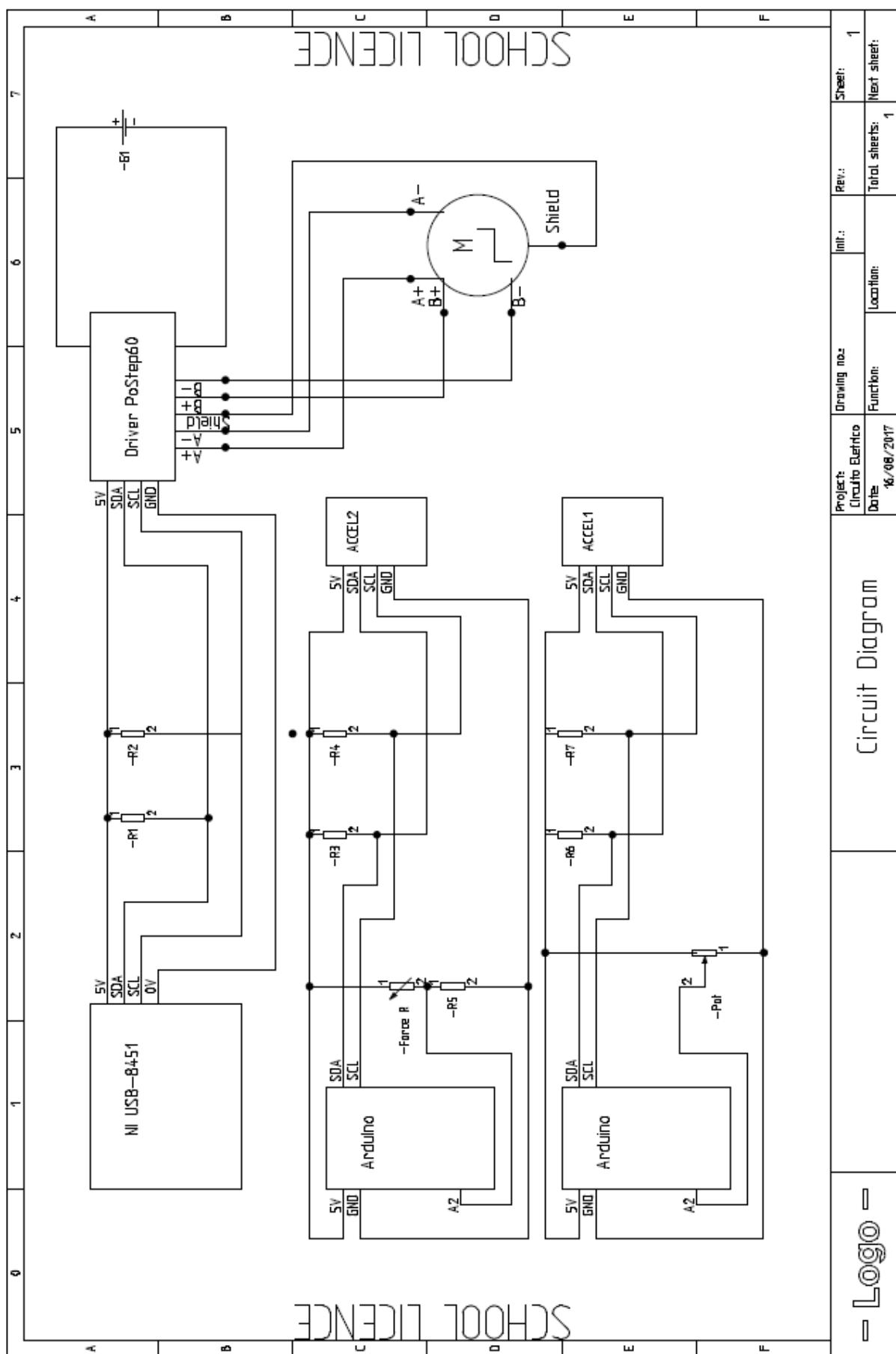


Figura 4.7 Circuito elétrico previsto do sistema

5 Sistema de controlo

O controlo do binário do joelho é um fator determinante que afeta o funcionamento da prótese. Durante a fase de apoio, o binário do joelho deve ser elevado o suficiente para garantir a estabilidade da prótese, o que é estruturalmente assegurado pelo modo construtivo (o esbarro impede que a rotação se realize) [2].

Durante a fase de balanço, este binário deve promover a extensão da prótese, mas também deve ter um efeito amortecedor para prevenir que o balanço seja feito rápido demais e que daí decorra um impacto. O problema mais importante no controlo da prótese é assegurar a simetria da marcha entre a perna biónica e a perna saudável [2].

Análises biomecânicas demonstraram que o binário do joelho varia com a fase do ciclo da marcha, em função da velocidade de marcha e com as condições do piso [2].

O binário ideal do joelho deve cumprir os seguintes aspetos [2]:

- 1) Deve ser uma função periódica com variação ao longo do tempo dentro do ciclo de marcha;
- 2) Deve mudar automaticamente para acompanhar a mudança de velocidade e de situação;
- 3) Deve ser capaz de se adaptar ao paciente que vai usar a prótese.

Neste capítulo é descrito o funcionamento pretendido para o controlo do sistema. A programação utilizada foi condicionada pelo protótipo criado para o teste do sistema e é desenvolvida na secção 5.2 sendo descritas as considerações tomadas para teste com o protótipo.

5.1 Definição geral do funcionamento do sistema (GRAFCETs)

A ideia geral de funcionamento do sistema baseia-se na criação de um programa geral, a que foi dado o nome de “Seletor de Funções” que permite a definição da tarefa que se pretende realizar em função de dados obtidos a partir dos sensores. A entrada nesse seletor de funções é antecedida pela calibração inicial, realizada no momento em que se liga o equipamento.

No Anexo D, são apresentados os GRAFCETs que descrevem o funcionamento das várias funções do sistema.

Dada a possibilidade de mudar os equipamentos utilizados na fase de teste e descritos no capítulo 4, nos esquemas apresentados não foram utilizados os dados que seriam obtidos a partir destes, mas sim valores gerais (ângulos ou cargas). Ou seja, na eventualidade de serem alterados sensores ou o acionamento as descrições feitas abaixo mantém-se.

5.1.1 “Calibração Inicial” (Anexo D.1)

A calibração inicia-se quando o amputado, estando sentado, monta o equipamento na perna e liga, e termina com uma transição direta para a “Função Sentado”.

Depois de ligar o equipamento, a indicação de que o sistema se encontra em calibração é dado por uma luz intermitente.

Estando o potenciômetro numa posição diferente do valor 0, indicativo de que a perna não se encontra esticada, o motor liga e a perna é movida a uma velocidade relativamente lenta.

Quando o potenciômetro atinge a posição 0, é marcado o 0 do motor, e o joelho flete 70°.

Nesse momento, a luz intermitente passa a estar ligada em contínuo e a prótese está pronta a funcionar.

Se a posição 0 do potenciômetro não for detetada ao fim de 10s, é sinalizado erro, o motor mantém-se ligado mas parado (posição de segurança). A saída dessa posição é realizada manualmente pressionando o botão de *reset* que desliga o motor e o equipamento.

5.1.2 “Seletor de funções” (Anexo D.2)

O “Seletor de Funções” é um sistema simples que, em função de um sensor de carga e de dois acelerómetros colocados, um acima do joelho e um abaixo, define qual a função que o sujeito pretende realizar.

5.1.3 “Função sentado” (Anexo D.3)

Ao contrário do que se passa para o caso da marcha, o movimento do joelho não pode ser obtido a partir do ângulo da anca porque este último depende diretamente da rotação do joelho e, assim, quando o motor ligasse o movimento seria bloqueado.

Numa fase posterior de programação do sistema final, deve ser criada essa curva, que defina a melhor forma de, em função do tempo, fazer uma pessoa sentar e levantar. Quando o equipamento for montado pela primeira vez devem ajustar-se ao utilizador os tempos para essas tarefas.

Quando um utilizador pretende sentar-se, como o motor está desligado, oferece pouca resistência, dando-se a rotação dos dois segmentos do membro em simultâneo.

Quando os acelerómetros têm rotações de 12° em sentido oposto, inicia-se a função sentado, o motor é ligado e a rotação da perna segue a curva definida em função do tempo, até atingir uma determinada rotação (definida no anexo como 70°).

Nessa altura, o motor é desligado e a perna continua a rodar tendo como cargas resistivas o binário que o próprio motor exerce desligado e restantes atritos do sistema. Admitiu-se que este ângulo traduziria uma posição em que o utilizador já se encontra muito próximo de estar sentado, não constituindo um risco desligar o motor.

Por sua vez, quando o utilizador pretender levantar-se, terá de fazer alguma força somente com a perna saudável até atingir uma posição de 65° de rotação da anca. Nessa altura, o motor entra em funcionamento e faz a extensão do joelho. Ganhando confiança no sistema, o utilizador vai-se adaptando ao equipamento e apoiando algum peso sobre a prótese durante esta fase, facilitando-lhe o processo de elevação da posição sentado.

Quando o potenciômetro chega à posição 0, indicativa de que a perna se encontra totalmente esticada, o motor pára, mantendo-se ligado, até que os acelerómetros indiquem que o utilizador tem a perna próxima da posição vertical. Outra solução seria utilizar o sensor de carga, mas pela possibilidade de variações de massa com o tempo, é uma solução menos segura a longo prazo.

5.1.4 “Função marcha” (Anexo D.4)

Como já referido, foram realizados ensaios no LABIOMEP. Destes ensaios, resultaram curvas como as que se apresentam seguidamente.

A Figura 5.1 mostra a rotação normal do joelho durante a marcha, onde se podem ver as oscilações do movimento (curva a laranja). Estas oscilações foram retiradas e ajustados os valores de rotação do joelho para atingirem o valor 0° , que é obtido no sistema criado, resultando a curva cinzento. A curva azul corresponde à rotação da anca ipsilateral.

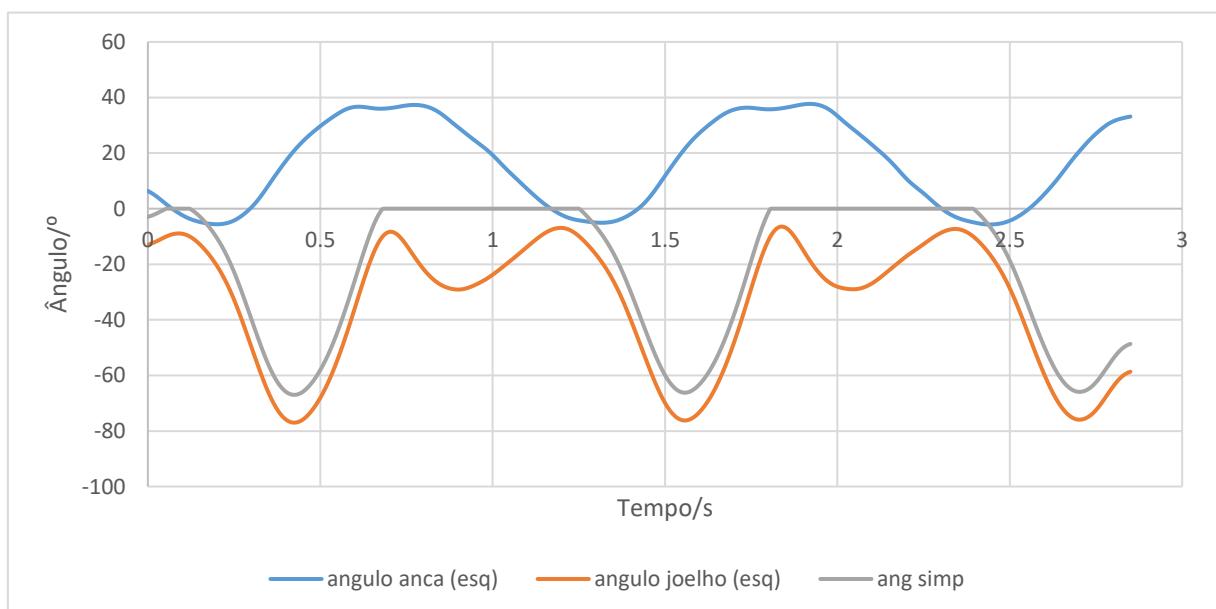


Figura 5.1 Suavização do Movimento

Daqui foram obtidas a “Função polinomial de subida” e a “Função polinomial de descida” que relacionam o ângulo do joelho com o ângulo da anca, linhas de tendência dos dados obtidos no LABIOMEP, apresentados nas figuras abaixo (Figura 5.2, Figura 5.3).

Estas funções podem sofrer alterações porque foram adquiridas somente a partir de um dos ensaios realizados e, na verdade, variavam de ensaio para ensaio, devido à aleatoriedade que o movimento humano tem. Numa fase posterior de testes com joelho este seria certamente um ponto a rever e a melhorar.

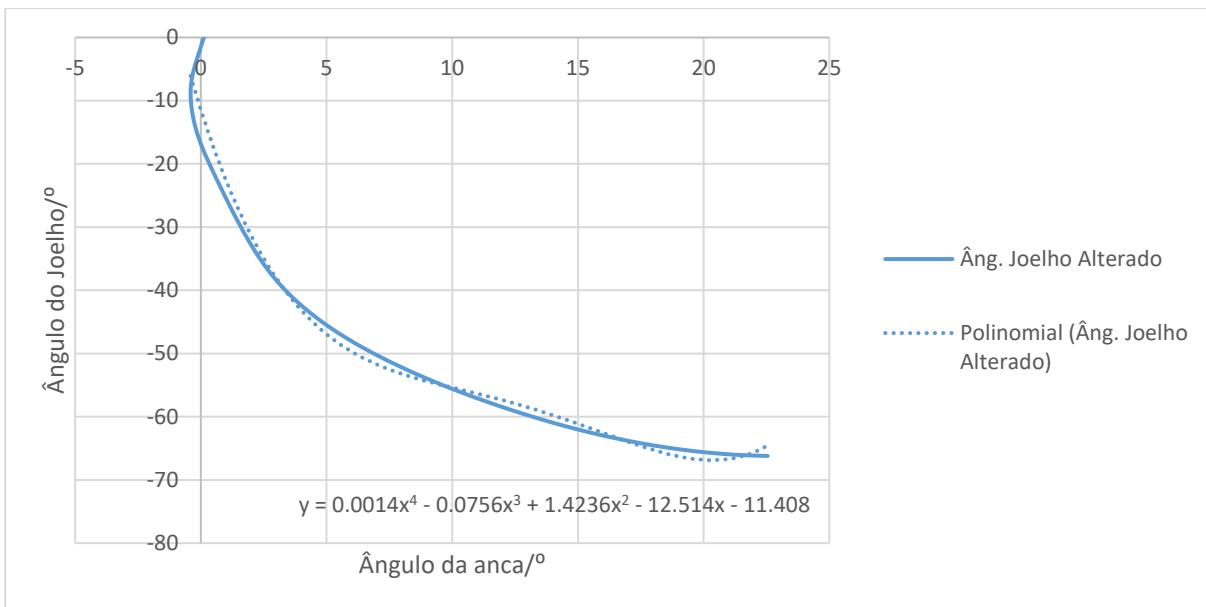


Figura 5.2 Gráfico da Função polinomial de subida

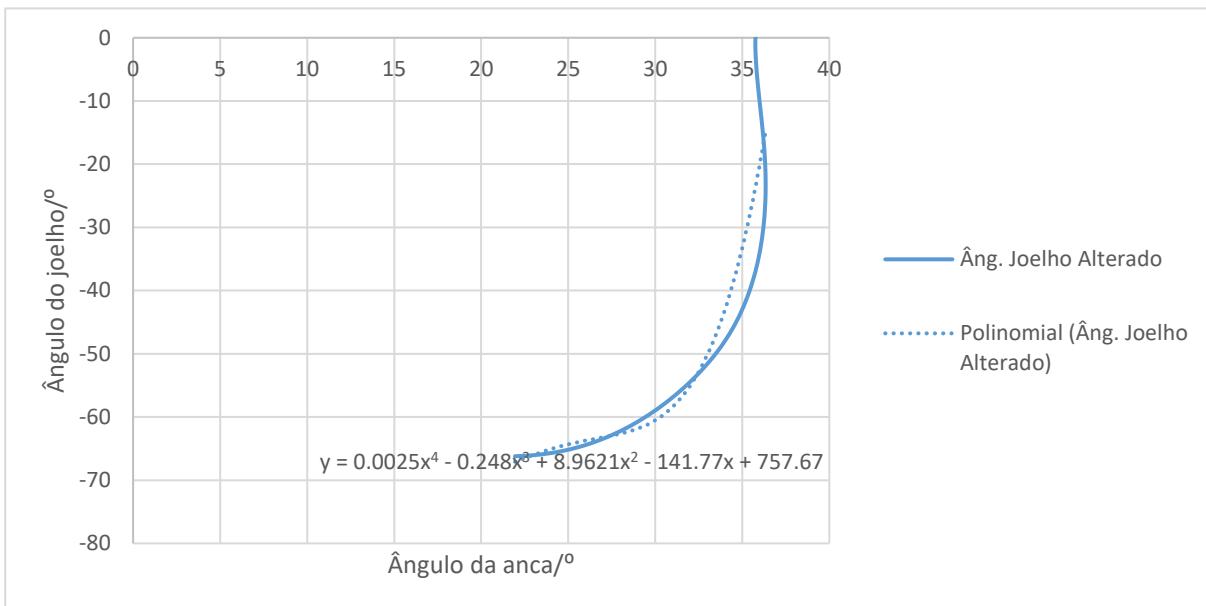


Figura 5.3 Gráfico da Função polinomial de descida

Para o caso da marcha, o movimento pode iniciar-se pela perna prostética ou pela saudável, pelo que o sistema tem que ter em conta este aspeto.

Depois de ser ativada a função marcha, só quando o sensor de carga assinala um valor de 0, indicativo de que a perna já não está em contacto com o solo é que o motor entra em funcionamento, cumprindo a função designada “Função polinomial de subida” e em que a rotação do joelho é dada pela posição da anca.

Depois de a perna cruzar a vertical com o corpo, e estando 20° a 25° à frente do corpo, o joelho fixa na posição que estiver.

Quando passar os 25°, inicia a descida, cumprindo em função do ângulo da anca a denominada “Função polinomial de descida”.

Quando o acelerómetro da anca ultrapassa os 35°, a perna estica a uma velocidade fixa até que o potenciômetro atinja a posição 0, garantindo que a perna se encontra esticada. Neste ponto, o

motor é desligado. A perna embate no solo e por motivos estruturais já expostos em capítulos anteriores, mantém-se esticada.

Verificando-se as seguintes condições é definido o 0 dos acelerómetros (esta condição permite o ajuste do funcionamento da prótese para o caso do utilizador não estar num plano horizontal): o valor do potenciômetro igual a 0, o sensor de carga acima do valor estipulado (valor próximo do peso do corpo), uma diferença entre os acelerómetros inferior a 2º e um ângulo do acelerómetro acoplado ao segmento da canela na gama]-10º, 10º[(diferença de inclinação desde a última marcação de zero).

Quando o sensor de carga mede menos que o valor máximo ajustado para o utilizador (que garanta o funcionamento correto do equipamento) na primeira fase de testes, o sistema retorna à fase de espera.

Se ao fim de 0,5s o sensor de carga não detetar a ausência de peso, o sistema retorna ao seletor de funções, ou seja, o pé manteve-se em contacto com o solo.

Deve ser previsto algum sistema de segurança para o caso de falha. A estrutura criada é capaz de operar de forma passiva, pelo que pode ser desligada.

5.1.5 “Função Ultrapassar Obstáculos”

Pode ser dispensável criar uma função para ultrapassar obstáculos, subir escadas, etc. Só após o teste com joelho se poderia concluir sobre a sua necessidade.

Na eventualidade de ser essencial, deve criar-se uma forma de distinguir esta tarefa da função marcha, o que pode implicar, inclusivamente, a utilização de mais sensores.

Não foi criado o GRAFCET correspondente a esta tarefa mas foi prevista no GRAFCET do seletor de função a sua existência (Anexo D.1).

5.2 Teste de funcionamento do sistema simplificado

Na impossibilidade de se construir o sistema, optou-se pelo desenvolvimento de uma solução simplificada que permitisse a demonstração de algumas funções do controlo, mantendo as dimensões do joelho desenvolvido, construída por impressão 3D. Ou seja, o objetivo era criar uma estrutura que permitisse a programação e teste de algumas das potencialidades do joelho, usando, para isso um protótipo.

O modelo foi desenvolvido utilizando como base o modelo final do joelho obtido, descrito na secção 3.3, o qual foi alterado e reduzido por forma a poder ser impresso em 3D.

O modelo obtido foi o que seguidamente se apresenta (Figura 5.4):

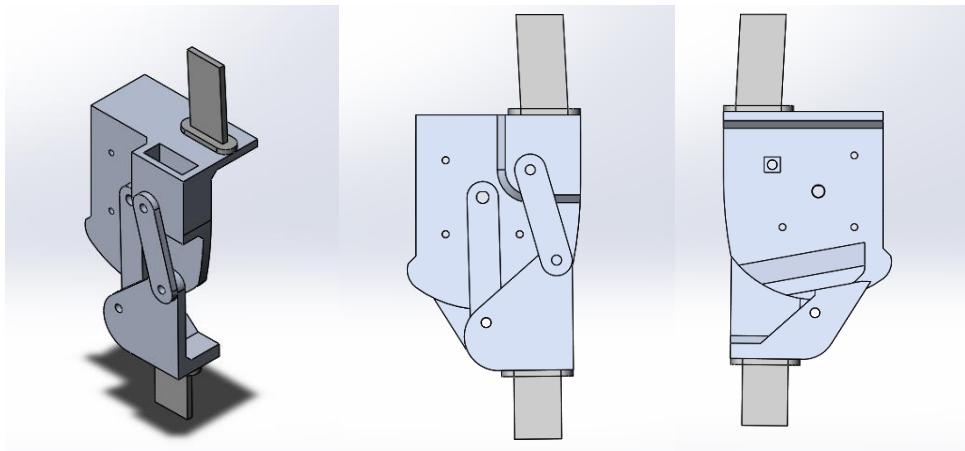


Figura 5.4 Modelação 3D do sistema simplificado (vista de perspetiva à esquerda, vista de frente ao meio e vista de trás à direita)

A sua montagem em conjunto com toda a parte eletrónica já anteriormente introduzida deu origem ao modelo de teste presente na Figura 5.5.

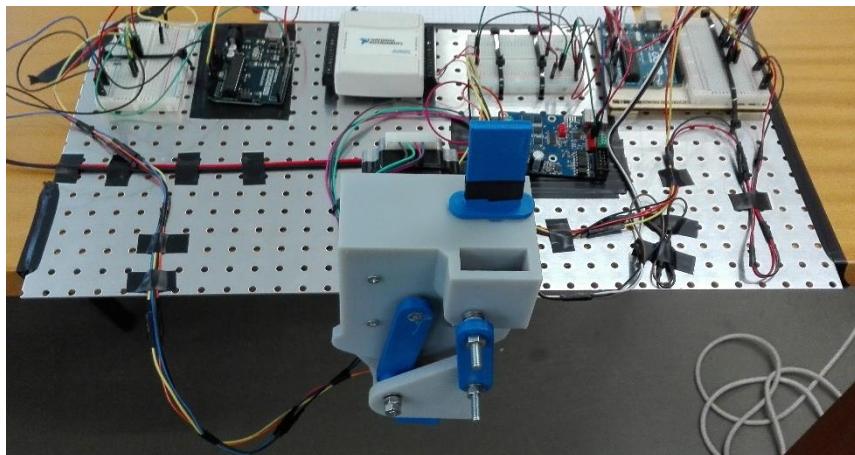


Figura 5.5 Montagem de teste do protótipo

Para testar as potencialidades do sistema foi programada a função marcha conforme definida na secção 5.1.4. O programa baseia-se em grande parte no GRAFCET apresentado no Anexo D.4.

O programa foi desenvolvido utilizando o LabVIEW, e baseia-se na utilização dos dados provenientes dos Arduinos. Esses dados resultam da receção e tratamento dos valores obtidos a partir dos sensores do sistema.

Em função de determinadas condições de entrada definidas pelos dados dos sensores é desenvolvida uma máquina de estados. Em cada um dos estados, o movimento da perna é definido em função da posição do acelerómetro colocado acima do joelho.

É importante referir que não é feita a recalibração dos acelerómetros em todos os ciclos (marcação da posição de zero dos acelerómetros), como definido no estado 43 do GRAFCET do Anexo D.4, o que implica que o programa criado não tem em conta variações de inclinação do solo que o GRAFCET de partida possui. Isto porque no modelo final programado acabou por só ser utilizado um acelerómetro.

Para a definição do sensor de carga foram usados dois interruptores que definiam meia carga quando um era pressionado e carga total quando os dois eram pressionados.

Problemas encontrados

O primeiro grande problema verificado teve a ver com o controlo do motor: o driver utilizado, com a programação necessária para usar o barramento I²C, por vezes induzia imediatamente vibração no motor, que condicionava o funcionamento dos acelerómetros e produzia ruído e vibração que não se adequam à aplicação.

Esta questão poderia não se colocar no caso da utilização de um motor DC com fuso (acionamento linear), ou com a utilização do driver recomendado para o motor escolhido, ou simplesmente com a alteração do driver por um mais apropriado que até pudesse dispensar a utilização do barramento I²C.

O segundo grande problema surgiu em testes de funcionamento do sistema, onde se verificou o mau funcionamento dos acelerómetros MMA7455, que encravavam ao fim de pouco tempo de atividade. Este problema implicou a substituição do acelerómetro acima do joelho pelo MMA8452, utilizado inicialmente e único disponível desta referência, passando o funcionamento do protótipo a contar apenas com um acelerómetro, não permitindo testar variações de inclinação do solo.

Descrição do programa

Uma vez que o movimento do motor induz vibração no acelerómetro, e o próprio acelerómetro tem ruído, mesmo depois do sinal filtrado, um sistema de controlo da rotação do joelho feito continuamente em função da posição do acelerómetro (conforme previsto na secção 5.1.4, para determinadas fases do movimento) não é uma solução viável com o material disponível e sem recorrer a algum tipo de programação auxiliar que impeça que as vibrações do acelerómetro se refletem no movimento do joelho.

A alternativa encontrada foi programar rotações do joelho específicas para posições/ângulos da anca definidas.

Ajustando a velocidade de rotação do joelho para cada uma dessas posições da anca, criam-se transições suaves ao longo do movimento da perna.

No caso da programação de teste, foram escolhidos três pontos de rotação da anca, 0°, 20° e 35° para ocorrer rotação do joelho, e a velocidade de rotação do joelho foi a mesma para as três posições.

Se tivessem sido considerados mais pontos e ajustada a velocidade de rotação do motor para cada um destes, o resultado final seria certamente um movimento mais suave, no entanto, o objetivo deste teste era somente provar a possibilidade de funcionamento do equipamento, conforme já referido.

O funcionamento do joelho pode então ser descrito da seguinte forma, conforme visível na Figura 5.6 (da esquerda para a direita):

- Quando se liga o programa, estando a anca com 0° de rotação, e não estando pressionado nenhum interruptor indicativo de carga, o motor liga e o joelho roda cerca de 30° ;
- Depois, ao atingir uma rotação de 20° da anca, o motor dá 70 passos em sentido contrário, ficando um ângulo do joelho da ordem dos 16° ;
- Ao atingir 35° de rotação da anca, a perna estica completamente e o potenciômetro ao marcar zero desliga o motor;
- O contacto com o solo é dado ao pressionar os dois interruptores (simulando que está a exercer a carga máxima sobre a prótese);
- Posteriormente, passando a pressionar apenas um dos interruptores é simulada a diminuição da carga aplicada sobre a prótese (que se pode associar à divisão do peso sobre as duas pernas).
- Quando se deixa de pressionar qualquer interruptor, situação que representa o momento em que o valor de carga sobre a prótese é nulo, e que traduz o ponto de *toe off*, a perna prostética reinicia o movimento.

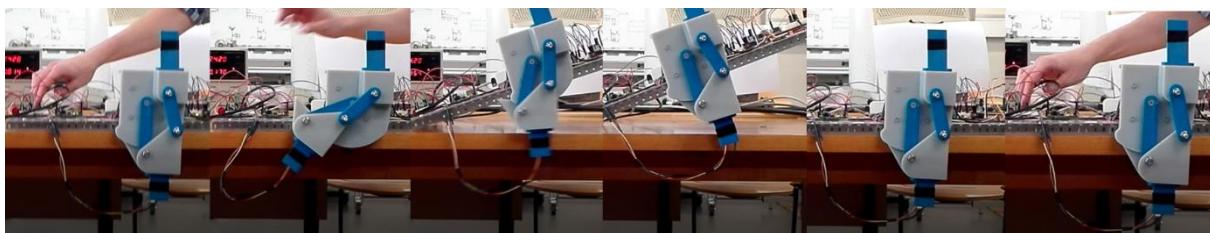


Figura 5.6 Ilustração do funcionamento do programa desenvolvido para o protótipo

6 Conclusões

A marcha sobre os membros inferiores é uma adaptação fundamental da evolução que permite ser humano. A amputação pode se motivada por algumas doenças: as doenças vasculares, os acidentes ou os tumores. A reabilitação física e a colocação de uma prótese são fundamentais para uma recuperação efetiva, tendo como objetivo final restituir a autonomia perdida ao seu utilizador.

Nesse sentido, o objetivo deste trabalho era o projeto de um sistema funcional para uma prótese transfemoral ativa.

Foi definida uma solução estrutural para a prótese, que adveio da realização de uma pesquisa bibliográfica de soluções existentes no mercado e formas construtivas.

Foi obtida uma solução de acionamento para o sistema, com o motor passo-a-passo.

Com a criação de um modelo 3D simples, foi desenvolvida uma forma de calcular o binário necessário para atuar o joelho.

Sabendo o binário necessário, foi selecionado o motor e foi concebido um modelo 3D da prótese.

Para além do cumprimento destes objetivos foi ainda apresentada uma solução teórica para o funcionamento do pé prostético.

Foi desenvolvido um projeto de sistema de controlo, construída a arquitetura do sistema e selecionados os sensores a utilizar na aplicação. É com base nos sinais obtidos a partir de dois acelerómetros, um acima e um abaixo do joelho, de um sensor de posição angular e de um sensor de carga, que o sistema opera. Estes sinais convergem para um computador central e são utilizados para o cálculo da função a realizar.

Na impossibilidade de obter o joelho funcional a partir do modelo 3D criado, foi elaborado um protótipo mais simples impresso em 3D.

Com esse protótipo foi provada a possibilidade de funcionamento do sistema recorrendo a programas realizados em LabVIEW.

Este modelo impresso, implica uma conexão a um computador. Numa versão posterior do equipamento, perspetiva-se a substituição do computador por um microcontrolador que permita desempenhar a mesma função, criando um dispositivo isolado e autónomo.

Todos os objetivos foram cumpridos e a conclusão que se retira dos resultados apresentados é que continuando a desenvolver este trabalho seria possível atingir um sistema funcional.

6.1 Trabalhos futuros

No que diz respeito a trabalhos futuros, estes podem dividir-se em dois tipos: os que dão continuidade ao trabalho realizado, partindo do modelo criado e os que dizem respeito a alterações de projeto com o intuito de melhorar este modelo.

Dando continuidade ao trabalho, o passo seguinte seria a criação de uma aplicação do sistema de controlo independente do computador, utilizando, por exemplo, um *raspberry pi* ou outro microprocessador aplicável.

Depois, seria necessário o fabrico do joelho a partir do modelo criado.

Seguir-se-ia uma fase iterativa em que deveriam ser realizados testes reais e ajustado o joelho em função dos resultados obtidos, implicando provavelmente o fabrico de vários joelhos.

Os parâmetros que teriam maior probabilidade de necessitar de ajustes com base nos resultados desses testes seriam:

- O motor escolhido, que pode não ser o mais adequado ao paciente;
- As temporizações e ângulos definidos nos programas;
- O posicionamento do esbarro e a dimensão das barras, que poderia sofrer alguns ajustes para permitir um maior ou menor ângulo do joelho correspondente à posição de extensão máxima da perna, proporcionando maior conforto ao utilizador.

Como resultados do processo iterativo será necessário também realizar outras alterações mais substanciais ao sistema de controlo, como acrescentar funções ou tarefas porque não foram previstas no projeto ou porque não poderiam ser testadas no protótipo.

Numa solução de maior produção, o posicionamento do esbarro e a dimensão das barras deveriam ser ajustáveis manualmente, e não fixos e definidos no modelo antes de ser fabricado.

O ajuste dos parâmetros programados para cada tarefa poderiam ser ajustados utilizando algoritmos genéticos para uma maior adequação da prótese ao utilizador, otimizando a realização de cada uma das tarefas. Recorrendo a dados de vários ensaios de marcha e de outros ensaios, como a subir escadas, ou sentar e levantar e utilizando outros algoritmos de inteligência artificial, como, por exemplo, redes neurais, seria possível criar um sistema otimizado na transição entre tarefas de movimento da prótese.

A comunicação com o driver foi realizada utilizando as bibliotecas do NI LabVIEW para utilização do NI USB-8451, no entanto poderia ser testado o outro equipamento mencionado na secção 4.3.1 e que tem um custo muito inferior.

O equipamento à disposição na faculdade para a realização de testes condicionou de alguma forma as decisões tomadas na obtenção do modelo final, pelo que a solução de acionamento e controlo encontrada pode não ser a melhor. Teriam de ser testadas outras possibilidades. Nomeadamente, a introdução de amortecedores, molas, e atuadores lineares. Naturalmente que isto iria influenciar também o atravancamento. Em concreto, a substituição do motor passo-a-passo por uma solução com um atuador linear (motor com fuso) iria reduzir o atravancamento no plano frontal, o que seria benéfico para o paciente.

Referências

- [1] A. P. Mulgaonkar, R. D. Kornbluh, and H. Herr, “A new frontier for orthotics and prosthetics: application of dielectric elastomer actuators to bionics,” pp. 189–206, 2007.
- [2] H. L. Xie, Z. Z. Liang, F. Li, and L. X. Guo, “The Knee Joint Design and Control of Above-knee Intelligent Bionic Leg Based on Magneto-rheological Damper,” *Int. J. Autom. Comput.*, vol. 7, no. 3, pp. 277–282, 2010.
- [3] J. Park, G.-H. Yoon, J.-W. Kang, and S.-B. Choi, “Design and control of a prosthetic leg for above-knee amputees operated in semi-active and active modes,” *Smart Mater. Struct.*, vol. 25, no. 8, p. 85009, 2016.
- [4] C. D. Hoover, G. D. Fulk, and K. B. Fite, “The Design and Initial Experimental Validation of an Active Myoelectric Transfemoral Prosthesis,” *J. Med. Device.*, vol. 6, no. 1, p. 11005, 2012.
- [5] “Terminologia dos Movimentos,” 2009. [Online]. Available: <http://cinesiologiacentral.blogspot.pt/2009/10/terminologia-dos-movimentos.html>. [Accessed: 07-Aug-2017].
- [6] M. W. Whittle, *Gait Analysis An introduction*, 4th ed. BUTTERWORTH HEINIMAN ELSEVIER, 2007.
- [7] J. Z. Laferrier and R. Gailey, “Advances in Lower-limb Prosthetic Technology,” *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.*, vol. 21, no. 1, pp. 87–110, 2010.
- [8] C. Kirtley, *Clinical Gait Analysis Theory and Practice*. Churchill Livingstone, 2006.
- [9] D. Ross Bogey, “Gait Analysis - Medscape,” 2016. [Online]. Available: <http://emedicine.medscape.com/article/320160-overview#a2>. [Accessed: 05-Jul-2017].
- [10] T. Marasović, M. Cecić, and V. Zanchi, “Analysis and interpretation of ground reaction forces in normal gait,” *WSEAS Trans. Syst.*, vol. 8, no. 9, pp. 1105–1114, 2009.
- [11] J. Kimura, *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle: Principles and Practice*, Edition 3. New York: Oxford University Press, 2001.
- [12] C. W. Radcliffe, “Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria.,” *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 18, no. 3, pp. 159–173, 1994.
- [13] A. M. Boonstra, J. M. Schrama, W. H. Eisma, A. L. Hof, and V. Fidler, “Gait analysis of transfemoral amputee patients using prostheses with two different knee joints,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 77, no. 5, pp. 515–520, 1996.
- [14] H. Xie, N. He, and F. Li, “The bionic design , virtual prototype modelling and motion simulation of biped robot with heterogeneous legs,” vol. 18, no. 8, pp. 339–346, 2014.
- [15] A. D. Segal *et al.*, “Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees.,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 43, no. 7, pp. 857–870, 2006.

- [16] P. C. Y. Tang, K. Ravji, J. J. Key, D. B. Mahler, P. A. Blume, and B. Sumpio, “Let Them Walk! Current Prostheses Options for Leg and Foot Amputees,” *J. Am. Coll. Surg.*, vol. 206, no. 3, pp. 548–560, 2008.
- [17] J. B. Barr, C. J. Wutzke, and a J. Threlkeld, “Longitudinal gait analysis of a person with a transfemoral amputation using three different prosthetic knee/foot pairs.,” *Physiother. Theory Pract.*, vol. 28, no. 5, pp. 407–11, 2012.
- [18] Ottobock, “How the C-Leg works,” 2017. [Online]. Available: <http://www.ottobockus.com/prosthetics/lower-limb-prosthetics/solution-overview/c-leg-above-knee-system/>. [Accessed: 06-Aug-2017].
- [19] D. J. Lura, M. M. Wernke, S. L. Carey, J. T. Kahle, R. M. Miro, and M. J. Highsmith, “Differences in knee flexion between the Genium and C-Leg microprocessor knees while walking on level ground and ramps,” *Clin. Biomech.*, vol. 30, no. 2, pp. 175–181, 2015.
- [20] Ossür, “Power Knee,” 2017. [Online]. Available: <https://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/dynamic-solutions/power-knee>. [Accessed: 06-Aug-2017].
- [21] M. Bellmann, T. Schmalz, and S. Blumentritt, “Comparative Biomechanical Analysis of Current Microprocessor-Controlled Prosthetic Knee Joints,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 91, no. 4, pp. 644–652, 2010.
- [22] E. J. Wolf, V. Q. Everding, A. A. Linberg, J. M. Czerniecki, and C. J. M. Gabel, “Comparison of the Power Knee and C-Leg during step-up and sit-to-stand tasks,” *Gait Posture*, vol. 38, no. 3, pp. 397–402, 2013.
- [23] Ottobock, “Above-knee prosthesis with: Genium,” 2017. [Online]. Available: <http://www.ottobockus.com/prosthetics/lower-limb-prosthetics/solution-overview/genium-above-knee-system/>. [Accessed: 06-Aug-2017].
- [24] Ossür, “Mauch Knee.” [Online]. Available: <https://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/all-products/knees-and-legs/mauch-knee>. [Accessed: 06-Aug-2017].
- [25] E. J. Wolf, V. Q. Everding, A. L. Linberg, B. L. Schnall, M. Czerniecki, and J. M. Gabel, “Ascending and Descending Inclines and Steps,” vol. 49, no. 6, pp. 831–842, 2012.
- [26] Ossür, “RHEO KNEE® XC,” 2017. [Online]. Available: <https://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/dynamic-solutions/rheo-knee-xc>. [Accessed: 06-Aug-2017].
- [27] TEH LIN PROS. & ORTHO. INC., “TEH LIN Knees,” 2013. [Online]. Available: http://www.tehlin.com/english_version/products/index.asp?MyClass=1&pd_ass_2=11&pd_ass_3=12. [Accessed: 06-Aug-2017].
- [28] endolite, “endolite Knees,” 2017. [Online]. Available: <http://www.endolite.com/products/category/knees>. [Accessed: 06-Aug-2017].
- [29] B. T. Amador, R. R. Torrealba, M. Rojas, J. Cappelletto, and C. M. Müller-karger, “Metodología para dimensionamiento de mecanismo policéntrico de rodilla utilizando análisis de marcha y algoritmos genéticos,” *Rev. Ing. Biomed.*, vol. 6, no. 11, pp. 30–45, 2012.
- [30] R. L. Norton, *Design of Machinery An introduction to the synthesis and analysis of mechanisms and machines*, Second Edi. Worcester, Massachusetts: McGraw -Hill, 1999.
- [31] M. F. S. F. De Moura and C. A. M. Oliveira, “Mecânica ii,” 2002.
- [32] M. P. Greene, “Four Bar Linkage Knee Analysis,” *J. Prosthetics Orthot.*, vol. 37, no. 1, pp. 15–24, 1983.

- [33] F. Li, W. Yuan, and H. Xie, “The bionic design and intelligent control of multiaxis artificial leg,” *3rd Int. Conf. Bioinforma. Biomed. Eng. iCBBE 2009*, pp. 1–4, 2009.
- [34] C. Radcliffe, “Biomechanics of Knee Stability Control with Four-Bar Prosthetic Knees,” *Proc. ISPO Aust. Annu. Meet.*, 2003.
- [35] A. Francisco, *Motores Elétricos*. LIDEL, 2013.
- [36] Orientalmotor, “Everything You Need to Know About Stepper Motors,” p. 6, 2016.
- [37] “2-phase and 5-phase Stepper Motor Comparison,” 2017. [Online]. Available: <http://www.orientalmotor.com/stepper-motors/technology/2-phase-vs-5-phase-stepper-motors.html>. [Accessed: 01-Jul-2017].
- [38] D. A. Winter, *BIOMECHANICS AND MOTOR CONTROL OF Fourth Edition*, 4th ed. WILEY, 2009.
- [39] H. Herr and A. Wilkenfeld, “User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee,” *Ind. Rob.*, vol. 30, no. 1, pp. 42–55, 2003.
- [40] Orientalmotor, “Item # PKP296D45BA,” 2017. [Online]. Available: <http://catalog.orientalmotor.com/item/2-phase-bipolar-stepper-motors/85mm-pkp-series-2-phase-bipolar-stepper-motors/pkp296d45ba>.
- [41] Orientalmotor, “Stepper Motors, Drivers and Controllers,” 2017. [Online]. Available: <http://www.orientalmotor.com/stepper-motors/index.html>. [Accessed: 20-May-2017].
- [42] Transmotec, “Transmotec DLA SERIES + ACCESSORIES.” .
- [43] A. Stacoff, I. A. Kramers-deQuervain, G. Luder, R. List, and E. Stüssi, “GROUND REACTION FORCES ON STAIRS: EFFECTS OF STAIR INCLINATION AND AGE,” Zuriue.
- [44] J. F. S. Gomes, *Mecânica dos Sólidos e Resistência dos Materiais*. Porto: Edições INEGI, 2010.
- [45] P. M. S. T. De Castro, *Órgãos de Máquinas – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto – 2013-4 Dimensionamento à fadiga*, no. 1843. 2013.
- [46] SKF, “PCMF 081007.5 E,” 2017. [Online]. Available: <http://www.skf.com/pt/products/bearings-units-housings/plain-bearings/bushings-thrust-washers-strips/table-bushings/index.html?designation=PCMF%2081007.5%20E>.
- [47] SKF, “PCMF 081005.5 E,” 2017. [Online]. Available: <http://www.skf.com/pt/products/bearings-units-housings/plain-bearings/bushings-thrust-washers-strips/table-bushings/index.html?designation=PCMF%2081005.5%20E>.
- [48] SKF, “PCMF 151709 E,” 2017. [Online]. Available: <http://www.skf.com/pt/products/bearings-units-housings/plain-bearings/bushings-thrust-washers-strips/table-bushings/index.html?designation=PCMF%20151709%20E>.
- [49] W. C. Young and R. G. Budynas, *Roark's Formulas for Stress and Strain*, Seventh Ed. McGraw-Hill.
- [50] Extrusal, “Perfis standard,” 2011. [Online]. Available: <http://www.extrusal.pt/index.php?id=77&ppt=64>. [Accessed: 30-May-2017].
- [51] “CES EduPack 2016.” .
- [52] R. N. Jorge, *Sebenta de MEI: Cap.8 - Encurvadura*. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- [53] igus, “Terminal de rótula igubal® com rosca macho,” 2017. [Online]. Available: http://www.igus.pt/iPro/iPro_02_0038_0000_PTpt.htm?c=PT&l=pt.

- [54] “O que é o LabVIEW?” [Online]. Available: <http://www.ni.com/pt-pt/shop/labview.html>. [Accessed: 04-Jul-2017].
- [55] “What is Arduino?,” 2017. [Online]. Available: <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction#>. [Accessed: 04-Jul-2017].
- [56] “Arduino UNO,” 2017. [Online]. Available: <https://store.arduino.cc/arduino-uno-rev3>. [Accessed: 04-Jul-2017].
- [57] Arduino, “Arduino Micro,” 2017. [Online]. Available: <https://store.arduino.cc/arduino-micro>. [Accessed: 07-Aug-2017].
- [58] N. Instruments Corporation, “Understanding the I2C Two Wire Bus Interface with NI LabVIEW,” 2016. [Online]. Available: <http://www.ni.com/white-paper/9115/en/>.
- [59] “How I2C Communication Works and How To Use It with Arduino,” 2017. [Online]. Available: <http://howtomechatronics.com/tutorials/arduino/how-i2c-communication-works-and-how-to-use-it-with-arduino/>. [Accessed: 25-May-2017].
- [60] National Instruments, “I2C / SPI NI-845x Hardware and Software Manual,” 2012.
- [61] National Instruments, “NI USB-8451,” 2017. [Online]. Available: <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/pt/nid/202368>. [Accessed: 12-Aug-2017].
- [62] National Instruments, “I2C Digital Waveform Reference Library,” 2017. [Online]. Available: <http://www.ni.com/example/31080/en/>. [Accessed: 30-May-2017].
- [63] “USB-I2C - USB to I2C Communications Module.” [Online]. Available: http://www.robot-electronics.co.uk/htm/usb_i2c_tech.htm. [Accessed: 30-May-2017].
- [64] Sparkfun, “MMA8452Q Accelerometer Breakout Hookup Guide,” 2017. [Online]. Available: https://learn.sparkfun.com/tutorials/mma8452q-accelerometer-breakout-hookup-guide?_ga=2.21969916.693437618.1504920169-666570580.1496265660.
- [65] K. Lakanette, “A Basic Introduction to Filters Active Passive and Switched-Capacitor Active Passive and Switched-Capacitor,” pp. 1–22, 1995.
- [66] “bitalino Board Kit.” [Online]. Available: <http://bitalino.com/en/board-kit>. [Accessed: 30-May-2017].
- [67] “MyoWare Muscle Sensor Development Kit.” [Online]. Available: <https://www.ptrobotics.com/biometricos/4628-myoware-muscle-sensor-development-kit.html>. [Accessed: 30-May-2107].
- [68] “PoStep60-256,” 2017. [Online]. Available: <https://www.poscope.com/product/postep60-256/>. [Accessed: 30-May-2017].
- [69] PoLabs, “PoStep User manual,” 2016.
- [70] SuPower Battery, “24V 29.4V 21*18650 10200mAh 7S3P Lithium ion Li-ion Battery Pack,” 2017. [Online]. Available: <http://www.batterysupports.com/24v-294v-2118650-10200mah-7s3p-lithium-ion-liion-battery-pack-p-153.html>. [Accessed: 15-Jul-2017].
- [71] “Battery Life Calculator.” [Online]. Available: <https://www.digikey.com/en/resources/conversion-calculators/conversion-calculator-battery-life>. [Accessed: 15-Jul-2017].
- [72] T. Balan *et al.*, “ARTIFICIAL Frantil,” pp. 2–5.
- [73] K. O’Toole and M. C. E. McGrath, “Analysis and evaluation of the dynamic performance of SMA actuators for prosthetic hand design [electronic resource],” *J. Mater. Eng. Perform.*, vol. 18, pp. 781–786, 2009.
- [74] K. J. Kim and S. Tadokoro, *Electroactive Polymers for Robotic Applications*, vol. 93,

no. 7. 2007.

- [75] Y. Bar-Cohen, “Electroactive polymers as artificial muscles - capabilities, potentials, and challenges,” *Robot. 2000*, no. March 2001, pp. 188–196, 2000.
- [76] A. J. Snyder, A. M. Tews, M. I. Frecker, Q. Zhang, and J. P. Runt, “Biomedical Applications of Electroactive Polymers.”
- [77] I. Dominik, F. Kaszuba, and R. Dwornicka, “Prosthesis Design Driven By Electroactive Polymers,” *Mechanics*, vol. 1, pp. 65–72, 2013.
- [78] T. Mirfakhrai, J. D. W. Madden, and R. H. Baughman, “Polymer artificial muscles,” *Mater. Today*, vol. 10, no. 4, pp. 30–38, 2007.
- [79] R. Pelrine *et al.*, “Dielectric elastomer artificial muscle actuators: toward biomimetic motion,” *Proc. SPIE*, vol. 4695, no. 3, pp. 126–137, 2002.
- [80] M. Zrinyi, “Intelligent polymer gels controlled by magnetic fields,” *Colloid Polym. Sci.*, vol. 278, no. 2, pp. 98–103, 2000.
- [81] A. V. Goponenko and Y. A. Dzenis, “Role of mechanical factors in applications of stimuli-responsive polymer gels – Status and prospects,” *Polym. (United Kingdom)*, vol. 101, pp. 415–449, 2016.
- [82] Y. Bar-cohen and J. P. L. Caltech, “Artificial Muscles using Electroactive Polymers (EAP): Capabilities , Challenges and Potential Electroactive Polymers (EAP),” *Robot. 2000*, pp. 1–14, 2002.
- [83] Y. Bar-Cohen, “Biomimetic robots using EAP as artificial muscles-progress and challenges,” *Conf. Artif. Muscles-Biomimetic*, pp. 1–7, 2004.
- [84] V. Bundhoo and E. J. Park, “Design of an artificial muscle actuated finger towards biomimetic prosthetic hands,” *2005 Int. Conf. Adv. Robot. ICAR '05, Proc.*, vol. 2005, pp. 368–375, 2005.
- [85] J. Ko, M. B. Jun, G. Gilardi, E. Haslam, and E. J. Park, “Fuzzy PWM-PID control of cocontracting antagonistic shape memory alloy muscle pairs in an artificial finger,” *Mechatronics*, vol. 21, no. 7, pp. 1190–1202, 2011.
- [86] F. Auricchio, E. Boatti, and M. Conti, *SMA Biomedical Applications*. 2015.
- [87] M. Sreekumar, T. Nagarajan, M. Singaperumal, M. Zoppi, and R. Molfino, “Critical review of current trends in shape memory alloy actuators for intelligent robots,” *Ind. Robot An Int. J.*, vol. 34, no. 4, pp. 285–294, 2007.

ANEXO A: Formas alternativas de atuação da prótese

Existem várias soluções para próteses que se baseiam na aplicação de equipamentos elétricos ou mecânicos como servo motores, motores passo a passo, etc. Estas soluções mecânicas condicionam alguns aspetos do *design* de próteses devido à sua dimensão e peso. Assim, próteses tradicionais inteligentes tendem a ser pesadas, volumosas e ruidosas, facto que tem levado investigadores a focar a atenção noutros materiais, como os polímeros eletroativos (EAPs) ou ligas de memória de forma (SMAs) [69, 70].

Neste capítulo é feita uma pequena descrição deste tipo de materiais e justificado o facto de a escolha recair novamente sobre os motores.

A.1 Polímeros

Os polímeros têm propriedades atrativas comparativamente aos materiais inorgânicos. São leves, baratos, resistentes à fratura, flexíveis, e facilmente processados e produzidos. Podem ser conformados em formas complexas e as suas propriedades podem ser alteradas conforme o que se pretende [74].

Estes materiais inteligentes conseguem sentir variações no ambiente, processar essa informação e responder de acordo com isso. As ligas de memória de forma e os materiais piezoelétricos são incluídos nesta categoria de materiais inteligentes [74].

Materiais ativos podem converter energia elétrica ou química diretamente em energia mecânica através da resposta do material [74].

Polímeros ativos com características próximas a músculos biológicos têm um elevado potencial para o desenvolvimento da biomimética. São mais flexíveis do que os motores convencionais e podem funcionar como amortecedores de choques e vibração [74].

Considerando o tipo de atuação podem diferenciar-se os Polímeros Não Eletricamente Deformáveis (acionados por estímulos não elétricos como o pH, luz, temperatura, etc) e os Polímeros Eletroactivos (EAPs) (atuados por sinais elétricos) [74].

Por sua vez, os polímeros eletroativos são classificados consoante o mecanismo responsável pela atuação, podendo ser EAPs eletrónicos (guiados por campos elétricos ou forças de Coulomb) ou EAPs iónicos (mudam de forma por difusão de iões) [74].

Os EAPs eletrónicos requerem geralmente campos de ativação elevados ($>150V/m$) que são próximos do nível de colapso do material. Estes têm também elevada densidade energética bem como um tempo de resposta reduzido, na ordem dos milissegundos. Em geral, estes materiais têm uma temperatura de transição vítreia inadequada para aplicações de atuação a baixa temperatura [74].

Em contraste, EAPs iónicos requerem tensões de entrada baixas (1 a 5V). Um dos problemas destes materiais é que têm de ser operados num estado líquido em eletrólitos sólidos. Produzem

predominantemente atuação de flexão (dobragem) que induz forças de atuação inferiores às dos eletrónicos [74].

Serão apenas referenciados os que poderiam ter alguma aplicabilidade no caso.

A.1.1 *Nonelectrically Deformable Polymers*

- ***Magnetically Activated Polymers***

Materiais poliméricos sensíveis que se deformam devido a alterações no campo magnético são chamados magnetoelásticos ou magnetoresistivos, habitualmente também designados ferrogéis [74].

Os ferrogéis são uma rede polimérica reticulada envolvida num ferrofluido, que é uma dispersão coloidal de partículas magnéticas [74].

Quando sujeitos a um gradiente de campo magnético, as partículas ficam sujeitas a uma força no sentido do campo magnético maior. Estas partículas transportam o fluido e a rede polimérica, provocando a deformação macroscópica do gel [74].

Coordenando e controlando o campo magnético, podem ser obtidos movimentos próximos dos músculos [74].

A.1.2 *Electroactive polymers (polímeros eletroativos)*

A característica mais importante dos EAPs é a sua semelhança em operação com os músculos biológicos, particularmente a sua resiliência e capacidade de grande deformação ao serem atuados, mantendo dureza e flexibilidade [72, 73].

O nível de deformação induzida pode ser até duas ordens de grandeza superiores aos cerâmicos eletroativos (mais frágeis e rígidos). Para além disso, são superiores às ligas de memória de forma (SMA) por terem maior resiliência e menor densidade. No entanto, Os EAPs atingem o seu limite elástico a níveis de tensão inferiores, e a tensão de atuação é muito inferior à dos outros dois materiais [75].

No entanto, na atualidade, a força de atuação e energia mecânica que os EAPs podem produzir é relativamente baixa, limitando as aplicações que poderiam ser consideradas [72, 73].

Estes materiais necessitam de elevadas tensões de atuação. A utilização de tensões elevadas permite que as correntes possam ser reduzidas, e com baixa corrente a segurança acaba por ser uma preocupação menor. Mas a distribuição de elevadas tensões é complicada devido aos requisitos de isolamento [76].

Os EAPs são classificados em eletrónicos e iónicos.

Eletroic EAPs

- ***Ferroelectric Polymers***

Os materiais ferroelétricos são análogos a ferroimanes, em que a aplicação de um campo elétrico alinha domínios polarizados no material [74].

Os polímeros ferro elétricos são fáceis de processar, baratos, leves, e podem ser conformados em formas e superfícies complexas, mas o baixo nível de deformação e o baixo valor de energia de deformação condicionam a aplicabilidade destes materiais [74].

Os materiais ferroelétricos têm como limitações a fadiga dos elétrodos, altos campos elétricos, e a grande dissipação de calor [74].

- Dielectric Elastomers (DEA)

Os elastómeros dielétricos são feitos com um meio dielétrico incompressível e muito deformável, e podem ser usados como atuadores e como sensores [74].

Este é um grupo de polímeros inteligentes que se deforma sob a ação de um campo elétrico. Consiste numa fina camada de polímero dielétrico e dois elétrodos flexíveis. O elétrodo tem que ser muito condutor e acompanhar a deformação do músculo artificial [77].

O elastómero aplicado é habitualmente um silicone ou elastómero acrílico [78].

Os elastómeros dielétricos necessitam de campos elétricos de elevada intensidade (~100 V/m) [74].

Fundamentalmente, os DEAs e os músculos naturais são ambos atuadores viscoelásticos que fornecem uma força de contração linear. A magnitude da força e o deslocamento do atuador por massa pode igualar ou exceder o do músculo humano [1].

Usados como músculos artificiais ou como substitutos dos atuadores tradicionais demonstram um elevado potencial para a utilização em próteses e ortoses ativas [10, 71].

Como o músculo natural, os DEAs são controláveis em força, permitindo um controlo preciso de posição e movimento [1].

Ainda não foram escalados DEAs aplicáveis na prática para níveis de força que se aproximem de músculos mais largos.

Os atuadores de elastómeros dielétricos são conhecidos pela sua deformação à tração (120-380%) e elevada velocidade de resposta. Transformam energia elétrica diretamente em trabalho e produzem grandes deformações [78].

A performance atual e o tempo de vida para atuadores de grandes dimensões ainda têm de melhorar, não sendo suficiente para muitas aplicações [1].

Os DEAs concebidos atualmente são equipamentos de laboratório, fabricados manualmente, podendo apresentar muita variabilidade de comportamento e, por isso, são pouco fiáveis [1].

Apesar de operarem a baixas correntes, os elastómeros dielétricos necessitam de tensões elevadas para funcionar. Apesar de ser um problema resolúvel assegurando que são seguidas as convenções de segurança elétrica, a percepção pública pode ainda ser um problema. Pode haver alguma reserva na utilização de um dispositivo de alta tensão tão próximo [1].

O maior obstáculo à obtenção de uma solução com estes materiais com uma aparência e uma performance mais próximas do músculo humano é a ausência de tecnologia disponível comercialmente [79].

- Electrostrictive Graft Elastomers

Estes polímeros oferecem grandes deformações induzidas por campos elétricos e têm várias vantagens como o fácil processamento e tenacidade elétrica e mecânica [74].

Campos de tensões na ordem dos 10MV/m são necessários para induzir deformações de 2,5% [78].

- Electroviscoelastic Elastomers

Elastómeros viscoelásticos são a forma sólida dos fluidos eletroreológicos, que é uma suspensão de partículas dielétricas. Quando estes fluidos são sujeitos a um campo elétrico, o momento do dipolo elétrico faz com que as partículas formem cadeias na direção do campo, formando uma estrutura anisotrópica complexa. Durante este processo, a viscosidade do fluido aumenta muito [74].

Os géis electroreológicos têm vantagens únicas face aos fluidos: ausência de fugas, não ocorre sedimentação de partículas, e facilidade na personalização de formas e tamanhos [74].

Ionic EAPs

- Ionic Polymer Gels

Fluidos electroreológicos, magnetoreológicos e *ferrofluids* contém partículas dispersas de pequena dimensão (dimensões da ordem dos nanómetros aos micrómetros). Estes fluidos respondem aos campos exercidos alterando rapidamente a viscosidade aparente e a tensão de cedência [80].

- Géis poliméricos inteligentes controlados por campos magnéticos

A capacidade, em concreto dos géis sensíveis a campos magnéticos, de realizarem alterações de forma pode ser usado para imitar a contração muscular. Não requerem partes móveis nem têm requisitos de potência [77, 78].

As lacunas mais importantes dos atuadores de gel são, no entanto, a sua capacidade de resposta que limita a frequência máxima de ciclos (não são adequados para a maioria das aplicações) e as propriedades mecânicas reduzidas [78, 71].

- Ionic Polymer-metal composite (IPMC)

Este tipo de músculo artificial eletroquímico aplica um poli-eletrólito como camada condutora de iões, em que as cadeias poliméricas dispõem de um tipo de ião e iões móveis como solvente do tipo oposto. Este eletrólito polimérico é colocado entre dois elétrodos metálicos flexíveis. Quando é aplicada uma tensão entre os dois elétrodos, os catíones móveis deslocam-se em direção ao elétrodo de carga oposta, resultando numa dilatação na proximidade do elétrodo negativo e contração do lado positivo, encurvando o atuador de três camadas. Deformações superiores a 3% foram obtidas com tensões inferiores a 7V, com tensões de acionamento de 30 MPa [78].

Após o primeiro deslocamento, a posição do IPMC pode desviar-se, pelo que, para manter uma posição fixa, é necessária a aplicação de uma corrente constante [78].

- Conducting Polymers

Os polímeros condutores possuem elevadas tensão de rotura ($>100\text{MPa}$) e rigidez (modulo na ordem dos 1GPa), e baixos valores de tensão de atuação (na ordem dos 2V), que os tornam atrativos. No entanto, regra geral, assim como outros EAPs iónicos, tem baixo acoplamento eletromecânico, o que conduz a uma baixa eficiência [74].

Estes polímeros têm como desvantagens um ciclo de vida curto e baixa eficiência de conversão de energia e necessitam de elétrodos com grandes áreas de superfície para atingir níveis de atuação elevados. Os baixos valores de tensão aliados ao baixo índice de acoplamento

eletromecânico podem implicar a utilização de correntes elevadas, constituindo um obstáculo ao desenvolvimento de grandes aplicações autónomas com este material [74].

As deformações são da ordem dos 2 a 10% e a velocidade de atuação tende a ter um valor baixo ($<<1\%/\text{s}$) devido ao transporte lento de iões dentro do polímero, mas podem exceder 10%/s usando contactos metálicos, polímeros porosos e métodos de carregamento rápidos [78].

- Carbon Nanotube Actuators

Estes nanotubos de carbono têm excelentes propriedades mecânicas e elétricas para o ramo da tecnologia de atuadores [74].

Devido à baixa deformação obtida, a amplificação mecânica é necessária para aplicação prática, mas a baixa eficiência, o elevado custo dos materiais e a redução das propriedades mecânicas no caso do modelo quando escalado, ou seja, as propriedades mecânicas são mais baixas no caso da compilação de nanotubos em folhas ou fios do que no caso dos tubos individualizados, sendo pouco escalável [71, 75].

Assim, os EAPs têm ainda uma aplicabilidade limitada devido às suas baixas força de atuação, energia mecânica, eficiência de conversão. Os EAPs eletrónicos são limitados pela necessidade de tensões relativamente altas enquanto os de tipo iónico são sensíveis à contaminação e sofrem eletrólise quando sujeitos a tensões superiores a 1,23V [79, 80].

Estes materiais apresentam problemas de tempo de vida, fiabilidade e escalabilidade [82].

A utilização em aplicações práticas é limitada também pela inexistência de materiais *standard* a ser comercializados [83].

A.2 SMA

SMA é um grupo de materiais metálicos que têm a capacidade de retornar a uma posição original quando aquecidos até uma dada temperatura de transição [84].

Esta transformação termomecânica é causada por uma alteração da estrutura cristalina entre duas fases – austenite e martensite – dependente da temperatura e da pressão. Quando o fio aquece, endurece e contrai, quando arrefece o fio relaxa e pode facilmente ser moldado por forças externas [84].

Os fios SMA controlados diretamente por ativação elétrica comportam-se como o músculo humano: o fio contrai quando sujeito a carga elétrica, produzindo forças que podem ser usadas para atuação [84].

A utilização destes materiais para acionamento de um mecanismo tem várias vantagens: baixo peso, compacidade, razão força/massa elevada, atuação direta, e operação simples, suave e silenciosa [81, 82].

As limitações dos SMA são a baixa eficiência energética devido à conversão de calor em trabalho, dificuldades no controlo de movimento (funcionamento não linear do material) e velocidade de resposta lenta e é necessário um fio de grandes dimensões para criar movimentos significativos. O controlador de atuadores com estes materiais tem de ser robusto para dar resposta às variações do sistema e do ambiente [82, 81].

A caracterização do comportamento deste tipo de materiais demonstra que a resposta durante o aquecimento e o arrefecimento difere substancialmente. A convecção natural é insuficiente para proporcionar o arrefecimento adequado durante a elongação dos atuadores. Em concreto, verifica-se que o tempo de arrefecimento numa perspetiva de carga exercida e deslocamento é significativamente maior que durante a fase de aquecimento. Assim, é o tempo de arrefecimento que limita a frequência máxima de atuação possível. Para aumentar, é necessário diminuir esse tempo. Podem ser implementadas varias técnicas de arrefecimento forçado e para poder ser aplicado em próteses deve ser barato, transportável e de baixo consumo energético [73].

Na referência [73] são feitos testes com vários tipos de dissipadores térmicos (*heatsink*). A frequência de atuação é melhorada para 0,3Hz.

Com os ciclos dinâmicos contínuos, a previsão proposta neste artigo era a de que o próprio dissipador viria a aumentar de temperatura diminuindo a capacidade de condução de calor do SMA [73].

Utilização de SMA em próteses ativas

Conforme já dito, habitualmente são usados outros tipos de acionamento nestas aplicações, nomeadamente motores DC, cujas dimensões e peso não têm correspondência com as proporções humanas, obrigando a uma redução de graus de liberdade e a um menor conforto da prótese para o amputado. Os SMA seriam uma boa solução, não fosse algumas das limitações que impossibilitam a sua aplicação [86].

A baixa eficiência e a dificuldade no controlo são pontos a melhorar para além da necessidade de sistemas de arrefecimento adicionais para aumento da frequência de acionamento, tornando um equipamento menos compacto (recorrendo a dissipadores térmicos e a convexão forçada, por exemplo) [87].

Resumindo, uma vez que o sistema tem que funcionar para elevadas variações de temperatura ambiente, e não tendo um funcionamento a condições constantes, o controlo de um sistema com estas ligas poder-se-ia revelar muito complicado. Apesar de à partida parecer um controlo simples, por passagem de corrente nos filamentos, o aquecimento destes seria dependente do

meio, ou seja quando a temperatura ambiente fosse alta, nomeadamente no verão ou em situações em que o paciente tivesse de estar algum tempo ao sol, o ponto de transição seria facilmente alcançável enquanto em alturas mais frias levaria o sistema a reagir mais lentamente, o que poderia provocar inclusivamente um aumento de risco de queda. Por outro lado, tendo em conta as temperaturas que se fazem sentir em Portugal continental, podendo variar entre temperaturas negativas (até -5°C) nas manhas de inverno aos 40 a 45°C nas tardes de verão mais quentes implicam que o funcionamento do mecanismo, e portanto a temperatura de transição dos filamentos se localize acima desta temperatura. Ter um equipamento junto ao corpo com temperaturas na ordem dos 50°C pode constituir uma situação de perigo para o paciente, o que, a juntar ao comportamento variável ao longo do ano mas também ao longo do dia, em resultado de variações de temperatura exterior, vento, etc, são argumentos que dificultam ou impossibilitam a aplicação destes materiais para este tipo de próteses

ANEXO B: Manual de Operação dos motores passo-a-passo PKP da OrientalMotor

Orientalmotor

HM-7443-4

OPERATING MANUAL**2-Phase Stepping Motor
PKP Series****Introduction****■ Before using the motor**

Only qualified personnel should work with the product.
 Use the product correctly after thoroughly reading the "Safety precautions."
 The product described in this manual has been designed and manufactured to be incorporated in general industrial equipment. Do not use for any other purpose. Oriental Motor Co., Ltd. is not responsible for any damage caused through failure to observe this warning.

■ Hazardous substances

The products do not contain the substances exceeding the restriction values of RoHS Directive (2011/65/EU).

Safety precautions

The precautions described below are intended to prevent danger or injury to the user and other personnel through safe, correct use of the product. Use the product only after carefully reading and fully understanding these instructions.

Description of signs

	Handling the product without observing the instructions that accompany a "Warning" symbol may result in serious injury or death.
	Handling the product without observing the instructions that accompany a "Caution" symbol may result in injury or property damage.

Description of graphic symbols

	Indicates "prohibited" actions that must not be performed.
	Indicates "compulsory" actions that must be performed.

Warning	
	<ul style="list-style-type: none"> Do not use the product in explosive or corrosive environments, in the presence of flammable gases, locations subjected to splashing water, or near combustibles. This may cause fire or injury. Do not forcibly bend, pull or pinch the lead wire or cable. This may cause fire. Do not disassemble or modify the product. This may cause injury.
	<ul style="list-style-type: none"> Assign qualified personnel the task of installing, wiring, operating/controlling, inspecting and troubleshooting the product. Failure to do so may result in fire or injury. If this product is used in a vertical application, be sure to provide a measure for the position retention of moving parts. Failure to do so may result in injury or damage to equipment. Install the product in an enclosure. Failure to do so may result in injury. Connect the cables securely according to the wiring diagram. Failure to do so may result in fire. For the power supply, use a DC power supply with reinforced insulation on its primary and secondary sides. Failure to do so may cause electric shock.

Thank you for purchasing an Oriental Motor product. This Operating Manual describes product handling procedures and safety precautions.

- Please read it thoroughly to ensure safe operation.
- Always keep the manual where it is readily available.

Caution

	<ul style="list-style-type: none"> Do not use the product beyond its specifications. This may cause injury or damage to equipment. Keep your fingers and objects out of the openings in the product. Failure to do so may result in fire or injury. Do not touch the product while operating or immediately after stopping. This may cause a skin burn(s). Do not carry the motor by holding the motor output shaft, lead wire or cable. Doing so may cause injury. Keep the area around the product free of combustible materials. Failure to do so may result in fire or a skin burn(s). Leave nothing around the product that would obstruct ventilation. Failure to do so may result in damage to equipment. Do not touch the rotating part (output shaft) while operating the motor. Doing so may result in injury.
	<ul style="list-style-type: none"> Provide a cover over the rotating part (output shaft) of the motor. Failure to do so may result in injury. Use a motor and driver only in the specified combination. Failure to do so may result in fire. Provide an emergency stop device or emergency stop circuit so that the entire equipment will operate safely in the event of a system failure or malfunction. Failure to do so may result in injury. When an abnormal condition has occurred, immediately stop operation and turn off the driver power. Failure to do so may result in fire or injury. To dispose of the product, disassemble it into parts and components as much as possible and dispose of individual parts/components as industrial waste.

Precautions for use

- Conduct the insulation resistance test or dielectric strength test separately on the motor and the driver.**

Conducting the insulation resistance test or dielectric strength test with the motor and driver connected may result in damage to the product.

- Do not apply a radial load and axial load in excess of the specified permissible limit**

Operating the motor under an excessive radial load or axial load may damage the motor bearings (ball bearings). Be sure to operate the motor within the specified permissible limit of radial load and axial load.

- Use the motor in conditions where its surface temperature will not exceed 100 °C (212 °F).**

The surface temperature on the motor case may exceed 100 °C (212 °F) depending on operating conditions such as ambient temperature, operating speed, duty cycle and others. To prevent the motor bearings (ball bearings) from reaching its usable life quickly, use the motor in conditions where the surface temperature will not exceed 100 °C (212 °F).

- Holding torque at standstill**

The motor holding torque is reduced by the current cutback function of the driver at motor standstill. When operating the motor, take account of the motor torque drop at the time of stopping.

Specifications

Degree of protection		IP20
Operation environment	Ambient temperature	-10 to +50 °C (+14 to +122 °F) (non-freezing)
	Humidity	85% or less (non-condensing)
	Altitude	Up to 1,000 m (3,300 ft.) above sea level
	Surrounding atmosphere	No corrosive gas, dust, water or oil
Storage environment, Shipping environment	Ambient temperature	-20 to +60 °C (-4 to +140 °F) (non-freezing)
	Humidity	85% or less (non-condensing)
	Altitude	Up to 3,000 m (10,000 ft.) above sea level
	Surrounding atmosphere	No corrosive gas, dust, water or oil
Insulation resistance	100 MΩ or more when 500 VDC megger is applied between the case and motor windings.	
Dielectric strength	Sufficient to withstand the following conditions applied between the winding and the case for 1 minute: • PKP21, PKP22, PKP23, PKP24: 0.5 kVAC 50/60 Hz • PKP26: 1.0 kVAC 50/60 Hz • PKP29: 1.5 kVAC 50/60 Hz	

Preparation

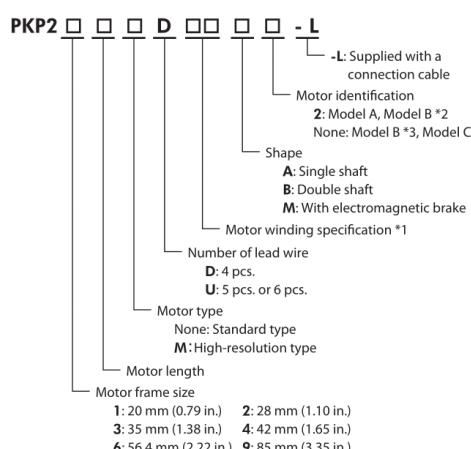
Checking the product

Verify that the items listed below are included. Report any missing or damaged items to the branch or sales office from which you purchased the product.

- Motor 1 unit
- Connection cable 1 pc. [0.6 m (2 ft.)] *
- OPERATING MANUAL 1 copy (this manual)

* Supplied with the PKP2□-L types and the connector coupled type motor and driver packages

How to identify the product model



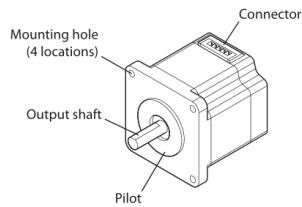
*1 Representative example **05**: Rated current 0.5 A/phase
28: Rated current 2.8 A/phase

*2 Motor frame size 28 mm (1.10 in.)

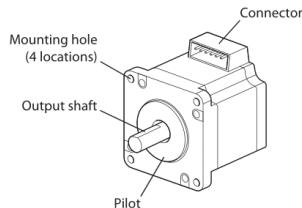
*3 Motor frame size 35 mm (1.38 in.), 42 mm (1.65 in.), 56.4 mm (2.22 in.)

Names of parts

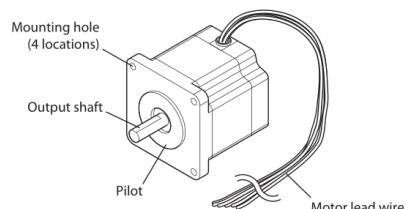
Motors of Model A



Motors of Model B



Motors of Model C



Installation

Location for installation

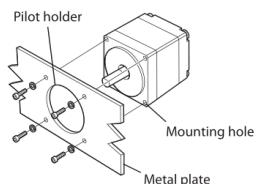
The motor is designed and manufactured for installation in equipment. Install it in a well-ventilated location that provides easy access for inspection. The location must also satisfy the following conditions:

- Inside an enclosure that is installed indoors (provide vent holes)
- Operating ambient temperature -10 to +50 °C (+14 to +122 °F) (non-freezing)
- Operating ambient humidity 85% or less (non-condensing)
- Area that is free of explosive atmosphere or toxic gas (such as sulfuric gas) or liquid
- Area not exposed to direct sun
- Area free of excessive amount of dust, iron particles or the like
- Area not subject to splashing water (rain, water droplets), oil (oil droplets) or other liquids
- Area free of excessive salt
- Area not subject to continuous vibration or excessive shocks
- Area free of excessive electromagnetic noise (from welders, power machinery, etc.)
- Area free of radioactive materials, magnetic fields or vacuum
- 1,000 m (3,300 ft.) or lower above sea level

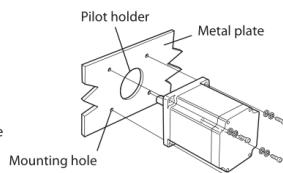
■ Installation method

Install the motor onto an appropriate flat metal plate having excellent vibration resistance and heat conductivity. When installing the motor, secure it with four bolts (not supplied) through the four mounting holes provided. Do not leave a gap between the motor and metal plate.

● Installation method 1



● Installation method 2



Motor type	Nominal size	Tightening torque [N·m (lb-in.)]	Effective depth of bolt [mm (in.)]	Installation method
PKP21	M2 P0.4	0.25 (2.2)	2.5 (0.1)	1
PKP22	M2.5 P0.45	0.5 (4.4)	2.5 (0.1)	
PKP23 PKP24	M3 P0.5	1 (8.8)	4.5 (0.18)	
PKP26	M4	2 (17.7)	—	
PKP29	M5	3 (26.6)	—	2

■ Installing a load

When connecting a load to the motor, align the centers of the motor output shaft and load shaft. Be careful not to damage the output shaft or bearings when installing a coupling or pulley to the motor output shaft.

■ Permissible radial load and permissible axial load

The radial load and axial load on the motor output shaft must be kept the permissible values listed in the table below.

● Motors of Model A

Motor type	Permissible radial load [N (lb.)]					Permissible axial load [N (lb.)]	
	Distance from the tip of motor output shaft						
	0 mm (0 in.)	5 mm (0.20 in.)	10 mm (0.39 in.)	15 mm (0.59 in.)	20 mm (0.79 in.)		
PKP24	35 (7.8)	44 (9.9)	58 (13)	85 (19.1)	—	15 (3.3)	
PKP26	90 (20)	100 (22)	130 (29)	180 (40)	270 (60)	30 (6.7)	

● Motors of Model B and C

Motor type	Permissible radial load [N (lb.)]					Permissible axial load [N (lb.)]	
	Distance from the tip of motor output shaft						
	0 mm (0 in.)	5 mm (0.20 in.)	10 mm (0.39 in.)	15 mm (0.59 in.)	20 mm (0.79 in.)		
PKP21	12 (2.7)	15 (3.3)	—	—	—	3 (0.67)	
PKP22	25 (5.6)	34 (7.6)	52 (11.7)	—	—	5 (1.12)	
PKP23 PKP24	20 (4.5)	25 (5.6)	34 (7.6)	52 (11.7)	—	10 (2.2)	
PKP26 *1	49 (11)	60 (13.5)	79 (17.7)	110 (24)	—	20 (4.5)	
PKP26 *2	61 (13.7)	73 (16.4)	90 (20)	110 (24)	160 (36)		
PKP29	260 (58)	290 (65)	340 (76)	390 (87)	480 (108)	60 (13.5)	

*1 Output shaft diameter Ø6.35 mm (Ø0.25 in.)

*2 Output shaft diameter Ø8 mm (Ø0.31 in.)

Connection

■ Connector type motor

Connect while checking the connector pin numbers. The parentheses () in the wiring diagram are colors of the supplied or accessory connection cable. When you use an accessory connector set or provide a connector and lead wires by yourself, connect in accordance with the pin numbers in the wiring diagram.

Note

- Secure the cable at the connection part to prevent the connection part from receiving stress due to the flexing of the cable or the cable's own mass. Make the radius of curvature for the cable as large as possible.
- The connection cable for PKP23, PKP24 and PKP26 uses a connector with a lock mechanism. When removing the cable, release the connector lock first. Forcibly pulling out the connector without releasing the connector lock may damage the motor and connector.

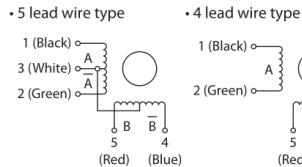
memo

In the case of motors of the Model B, remove the connection cable in the direction of the output shaft horizontally.

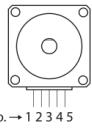
● Motors of Model A

If the 4 lead wire type is used, pin no.3 is not required.

Wiring diagram



Pin assignments



Pin no. → 1 2 3 4 5

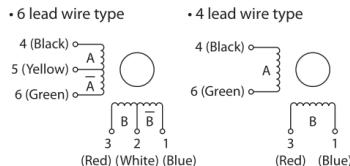
Applicable connector/lead wire

Type	Model
Connector housing	MDF97-5S-3.5C (HIROSE ELECTRIC CO., LTD.)
Contact	MDF97-22SC (HIROSE ELECTRIC CO., LTD.)
Designated crimping tool	HT801/MDF97-22S (HIROSE ELECTRIC CO., LTD.)
Applicable lead wire	AWG22 (0.3 mm ²) Outer sheath diameter: Ø1.2 to 1.5 mm (Ø0.047 to 0.059 in.) Strip length: 1.8 to 2.3 mm (0.071 to 0.091 in.)

● Motors of Model B

If the 4 lead wire type is used, pin nos.2 and 5 are not required.

Wiring diagram



Pin assignments



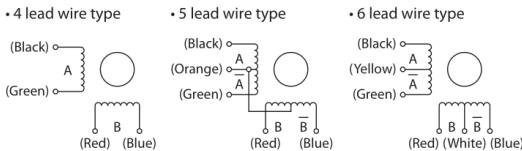
Pin no. → 6 5 4 3 2 1

Applicable connector/lead wire

Motor model	Type	Model
PKP22	Connector housing	51065-0600 (Molex)
	Contact	50212-8XXX (Molex)
	Designated crimping tool	57176-5000 (Molex)
	Applicable lead wire	<ul style="list-style-type: none"> • When the current value is less than 1 A/phase: AWG28 to 24 (0.08 to 0.2 mm²) • When the current value is 1 A/phase or more: AWG26 to 24 (0.14 to 0.2 mm²) • When the current value is 1.5 A/phase or more: AWG24 (0.2 mm²) <p>Outer sheath diameter: Ø0.8 to 1.4 mm (Ø0.031 to 0.055 in.) Strip length: 1.3 to 1.8 mm (0.051 to 0.071 in.)</p>
PKP23 PKP24	Connector housing	51103-0600 (Molex)
	Contact	50351-8XXX (Molex)
	Designated crimping tool	57295-5000 (Molex)
	Applicable lead wire	<ul style="list-style-type: none"> • When the current value is less than 1.5 A/phase: AWG28 to 22 (0.08 to 0.3 mm²) • When the current value is 1.5 A/phase or more: AWG26 to 22 (0.14 to 0.3 mm²) • When the current value is 2 A/phase or more: AWG24 to 22 (0.2 to 0.3 mm²) <p>Outer sheath diameter: Ø1.15 to 1.8 mm (Ø0.045 to 0.071 in.) Strip length: 2.3 to 2.8 mm (0.091 to 0.111 in.)</p>
PKP26	Connector housing	51067-0600 (Molex)
	Contact	50217-9XXX (Molex)
	Designated crimping tool	57189-5000, 57190-5000 (Molex)
	Applicable lead wire	<ul style="list-style-type: none"> • AWG24 to 18 (0.2 to 0.75 mm²) <p>Outer sheath diameter: Ø1.4 to 3 mm (Ø0.055 to 0.118 in.) Strip length: 3 to 3.5 mm (0.118 to 0.138 in.)</p>

■ Lead wire type motor**● Motors of Model C**

Connect the motor according to the wiring diagram. The parentheses () in the wiring diagram are colors of the motor lead wires.

Wiring diagram**Inspection**

It is recommended that periodic inspections are conducted for the items listed below after each operation of the motor. If an abnormal condition is noted, discontinue any use and contact your nearest Oriental Motor sales office.

● During inspection

- Are any of motor mounting screws loose?
- Are there any abnormal noises in the motor bearings (ball bearings) or other moving parts?
- Are there any scratches, signs of stress or loose driver connection in the motor cable?
- Are the motor's output shaft and load shaft out of alignment?

• Unauthorized reproduction or copying of all or part of this manual is prohibited.

- Oriental Motor shall not be liable whatsoever for any problems relating to industrial property rights arising from use of any information, circuit, equipment or device provided or referenced in this manual.
- Characteristics, specifications and dimensions are subject to change without notice.
- While we make every effort to offer accurate information in the manual, we welcome your input. Should you find unclear descriptions, errors or omissions, please contact the nearest office.

• **Orientalmotor** is a registered trademark or trademark of Oriental Motor Co., Ltd., in Japan and other countries.

© Copyright ORIENTAL MOTOR CO., LTD. 2012

• Please contact your nearest Oriental Motor office for further information.

ORIENTAL MOTOR U.S.A. CORP.
Technical Support Tel:(800)468-3982
8:30 A.M. to 5:00 P.M., P.S.T. (M-F)
7:30 A.M. to 5:00 P.M., C.S.T. (M-F)
www.orientalmotor.com

ORIENTAL MOTOR DO BRASIL LTDA.

Tel:+55-11-3266-6018
www.orientalmotor.com.br

ORIENTAL MOTOR (EUROPA) GmbH

Schiesstrasse 74, 40549 Düsseldorf, Germany

Technical Support Tel:00 800/22 55 66 22
www.orientalmotor.de

ORIENTAL MOTOR (UK) LTD.

Tel:01256-347090
www.oriental-motor.co.uk

ORIENTAL MOTOR (FRANCE) SARL

Tel:01 47 86 97 50
www.orientalmotor.fr

ORIENTAL MOTOR ITALIA s.r.l.

Tel:02-93906346
www.orientalmotor.it

ORIENTAL MOTOR CO., LTD.

4-8-1Higashiueno,Taito-ku,Tokyo 110-8536
Japan

Tel:03-6744-0361
www.orientalmotor.co.jp

ORIENTAL MOTOR ASIA PACIFIC PTE. LTD.
Singapore
Tel:1800-8420280
www.orientalmotor.com.sg

ORIENTAL MOTOR (MALAYSIA) SDN. BHD.

Tel:1800-806161
www.orientalmotor.com.my

ORIENTAL MOTOR (THAILAND) CO., LTD.

Tel:1800-888-881
www.orientalmotor.co.th

ORIENTAL MOTOR (INDIA) PVT. LTD.

Tel:+91-80-41125586
www.orientalmotor.co.in

TAIWAN ORIENTAL MOTOR CO., LTD.

Tel:0800-060708
www.orientalmotor.com.tw

SHANGHAI ORIENTAL MOTOR CO., LTD.

Tel:400-820-6516
www.orientalmotor.com.cn

INA ORIENTAL MOTOR CO., LTD.

Korea
Tel:080-777-2042
www.inaom.co.kr

ORIENTAL MOTOR CO., LTD.

Hong Kong Branch
Tel:+852-2427-9800

ANEXO C: Parte do catálogo da SKF das chumaceiras correspondente ao método de cálculo a utilizar para a escolha

SKF composite plain bearings

Compact and maintenance-free



Selection of bearing size

The load carrying ability and wear characteristics of SKF composite plain bearings are governed by the specific conditions of a particular application. Therefore, any calculation can only provide approximate values. In order to determine the required size of a bearing, the load carrying capacity, the applied loads, the rating life requirements and operational reliability must all be considered. The load carrying capacity is expressed by the basic dynamic load rating C and the basic static load rating C_0 . Values of the load ratings can be found in the product tables.

Basic load ratings

Basic dynamic load ratings

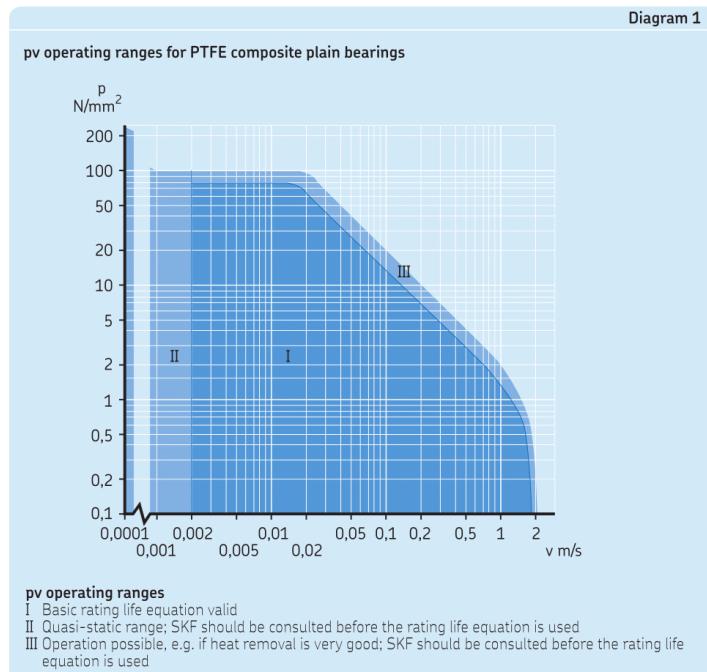
The basic dynamic load rating C is used together with other influencing factors, to determine the basic rating life of a bearing. As a rule it represents the maximum load that a bearing can sustain at room temperature when the sliding contact surfaces are in motion. The maximum permissible load in any individual application should always be considered in relation to the desired rating life. The basic dynamic load ratings quoted in the product tables are based on the effective projected sliding surface and the specific load factor K that takes the different composite materials into consideration.

It is assumed in this definition that the load acting on a bushing or flanged bushing is purely radial and that the load acting on a thrust washer is purely axial and applied at the centre. Dynamic load conditions are essentially oscillating movements or rotations under load, but can include micro sliding under variable load (e.g. as a result of vibration) or operation under high frequency alternating loads. Where oscillating movements or rotation under load usually produce wear, the other conditions may result in fatigue.

Basic static load ratings

The basic static load rating C_0 is defined as the maximum load that an SKF composite bushing, flanged bushing or thrust washer can support when stationary at room temperature without permanently deforming the sliding layer and jeopardizing its performance. It is assumed that the bearing is adequately supported by the associated components of

the bearing arrangement. In order to fully exploit the static load rating of a bearing it is generally necessary to use shafts and housings made of high-strength materials. The basic static load rating must also be considered when bearings are dynamically loaded and are subjected to additional heavy shock loads. The total load in these cases must not exceed the basic static load rating.



Basic rating life

The basic rating life of a composite plain bearing is expressed in number of oscillations or revolutions, or in operating hours. It represents the operating period under test conditions that is ended when one of the criteria for the end of the basic rating life is reached

- increase in operating clearance
- plastic deformation of the sliding layer
- fatigue.

A distinction is made between the basic rating life and the service life actually achieved.

The basic rating life is a guideline value that will be attained or exceeded by the majority of a large number of apparently identical bearings under the same test conditions.

The service life actually achieved by apparently identical bearings under identical operating conditions has been found to differ both in laboratory endurance tests and in service at operating conditions. These include not only the magnitude and type of load but also other factors such as contamination, corrosion, load and movement cycles of high frequency and shock loads. These factors are difficult or even impossible to quantify.

Requisite bearing size

The type and action mode of the load, the expected operating temperature, lubrication and maintenance requirements etc. all influence the choice of the bearing type and design.

To determine the requisite size of a composite plain bearing, start with the basic rating life for the application. The basic rating life will take the type of machine, the operating conditions, and operational reliability for that machine into consideration.

As a first approximation a guideline value of the load ratio $C/P = 2$ can be used to obtain the requisite basic dynamic load rating C . A suitable bearing can then be selected from the product tables.

B

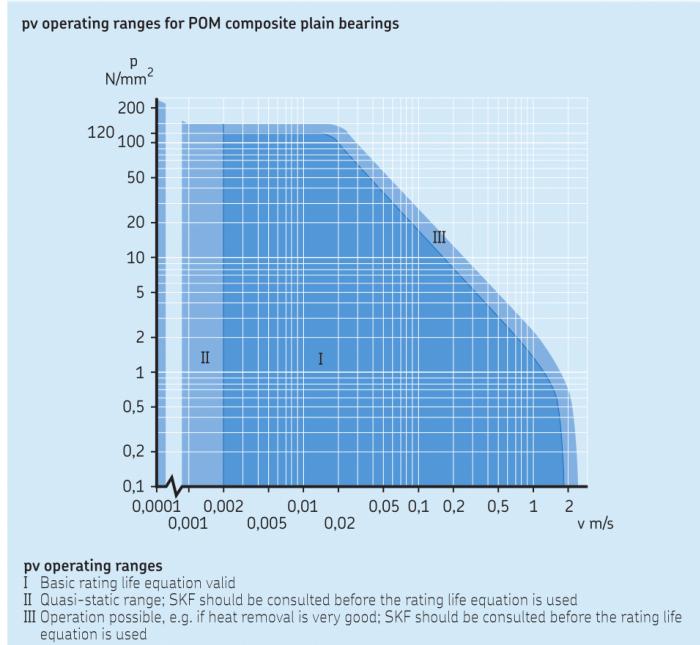
pv operating range

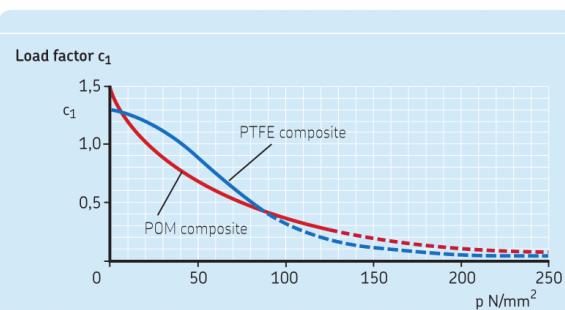
Check whether the chosen size can be used under the actual load and sliding velocity conditions using **diagram 1** for PTFE composite or **diagram 2** for POM composite. The data required – p (specific bearing load) and v (sliding velocity) – can be calculated using the equations provided on **page 12**.

If the operating data lie within range I of the pv diagram, the basic rating life of the bearing can be determined using the equation provided in the section "Calculating basic rating life" on **page 13**. If the data lie within the range II or III of the diagram, either contact the SKF application engineering service or test the application to see if the bearing can be used. Alternatively, a different bearing can be chosen so that the values for p and v fall within range I.

For flanged bushings check the suitability of the bushing and flange separately.

Diagram 2



**Determining specific bearing load**

Specific bearing load can be determined from

$$p = K \frac{F}{C}$$

where

p = specific bearing load, N/mm²

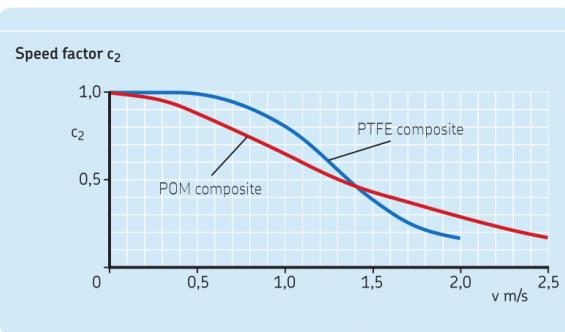
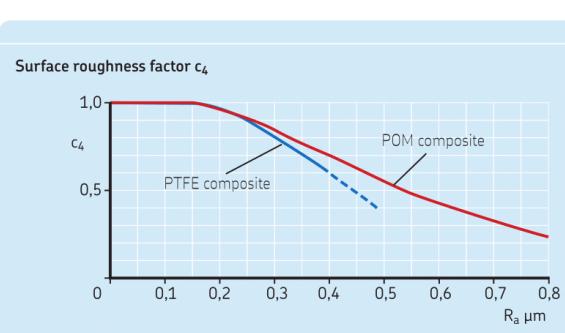
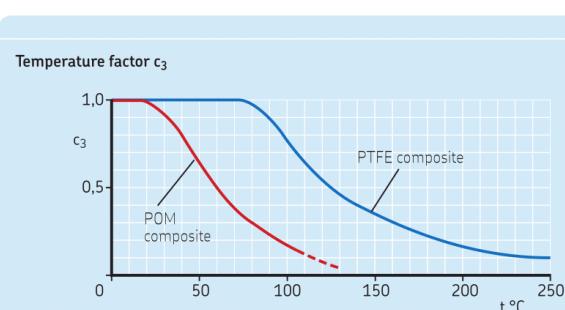
F = dynamic bearing load, kN

C = basic dynamic load rating, kN

K = specific load factor, N/mm²

= 80 for PTFE composite material

= 120 for POM composite material

**Diagram 4****Diagram 5****Diagram 6**

Calculating basic rating life

Many factors influence the life of a plain bearing, e.g. load, sliding velocity, operating temperature, surface roughness of the counter surface against which the composite sliding layer runs, etc. Any calculation is therefore only approximate.

The values obtained using the basic rating life equations are attained by the majority of bearings and are often exceeded. This has been confirmed by rig tests and field experience.

The basic rating life for SKF PTFE composite and POM composite plain bearings can be calculated from

$$G_h = c_1 c_2 c_3 c_4 c_5 \frac{K_M}{(pv)^n}$$

where

G_h = basic rating life, operating hours
 c_1 = load factor (\rightarrow diagram 3)
 c_2 = speed factor (\rightarrow diagram 4)

c_3 = temperature factor (\rightarrow diagram 5)
 c_4 = surface roughness factor
 $(\rightarrow$ diagram 6)

c_5 = factor for the type of load
= 1 for stationary load (i.e. the loaded zone is always at the same position on the bearing circumference)
= 1,5 for rotating load (i.e. the loaded zone moves round the circumference of the bearing)

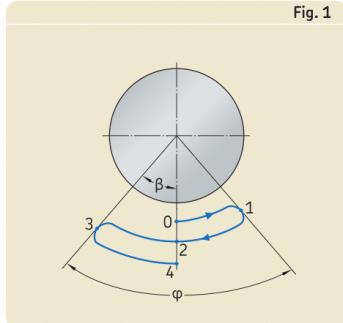
K_M = factor depending on material and bearing type
= 480 for PTFE composite bushings
= 300 for PTFE composite thrust washers
= 1 900 for POM composite bushings and thrust washers

p = specific bearing load, N/mm²
 v = sliding velocity, m/s
 n = an exponent
= 1 for PTFE composite bushings and thrust washers
= 1 for $pv \leq 1$ for POM composite bushings and thrust washers
= 3 for $pv > 1$ for POM composite bushings and thrust washers

If loads are very light and/or sliding velocities are very low and the value of the product pv

- for PTFE composite bearings is less than the limiting value of 0,025, then the limiting value $pv = 0,025$ should be used for the life calculations
- for POM composite bearings is less than the limiting value of 0,1 then the limiting value $pv = 0,1$, should be used for the life calculations.

Fig. 1



B

Angle of oscillation

φ = angle of oscillation = 2β
A complete oscillation = 4β
(from point 0 to point 4)

Calculation example

Two paired PTFE composite bushings are to be used in the linkage of a locking system for the door of a tramway car.

Design data:

- Pin diameter: $d = 20 \text{ mm}$
- Surface roughness of the pin: $R_a = 0,4 \mu\text{m}$

Operational data:

- Radial load at the linkage:
 - during closing $0,8 \text{ kN}$ per bushing
 - after locking the closed door the static load mounts to 15 kN per bushing
- Half angle of oscillation $\beta = 90^\circ$ (**→ fig. 1**)
- Frequency of oscillation: $f = 10 \text{ min}^{-1}$
- Operating temperature: $t = 30^\circ\text{C}$

Based on the design characteristics two PTFE composite bushings PCM 202325 E are chosen, having a basic dynamic load rating $C = 39 \text{ kN}$ each.

Check whether the bushings can be used under the given operating conditions and which basic rating life can be achieved.

As a first check that the bearing size is suitable (**→ diagram 1 on page 10**) the specific bearing load p based on the specific load factor $K = 80$ for PTFE composite is calculated using

$$p = K \frac{F}{C} = 80 \times \frac{0,8}{39} \approx 1,64 \text{ N/mm}^2$$

The sliding velocity is calculated using

$$\begin{aligned} v &= 5,82 \times 10^{-7} d \beta f \\ &= 5,82 \times 10^{-7} \times 20 \times 90 \times 10 = 0,01 \text{ m/s} \end{aligned}$$

These values are within range I of the pv diagram for PTFE composite bearings (**→ diagram 1 on page 10**). Furthermore

- the load factor $c_1 = 1,3$ (**→ diagram 3**)
- the speed factor $c_2 = 1$ (**→ diagram 4**)
- the temperature factor $c_3 = 1$ (**→ diagram 5**)
- the surface roughness factor $c_4 = 0,6$ (**→ diagram 6**)
- the factor for the type of load $c_5 = 1,5$, as the load is rotating
- exponent $n = 1$, for PTFE composite material.

- pv value = 0,025, as the value of product $p \times v = 1,64 \times 0,1 = 0,0164$ is less than the limiting value of 0,025 for PTFE composite material (**→ page 13**).

Using the material and bearing type factor $K_M = 480$ for PTFE composite bushings, the basic rating life for the chosen bushings can be calculated from

$$G_h = c_1 c_2 c_3 c_4 c_5 \frac{K_M}{(pv)^n}$$

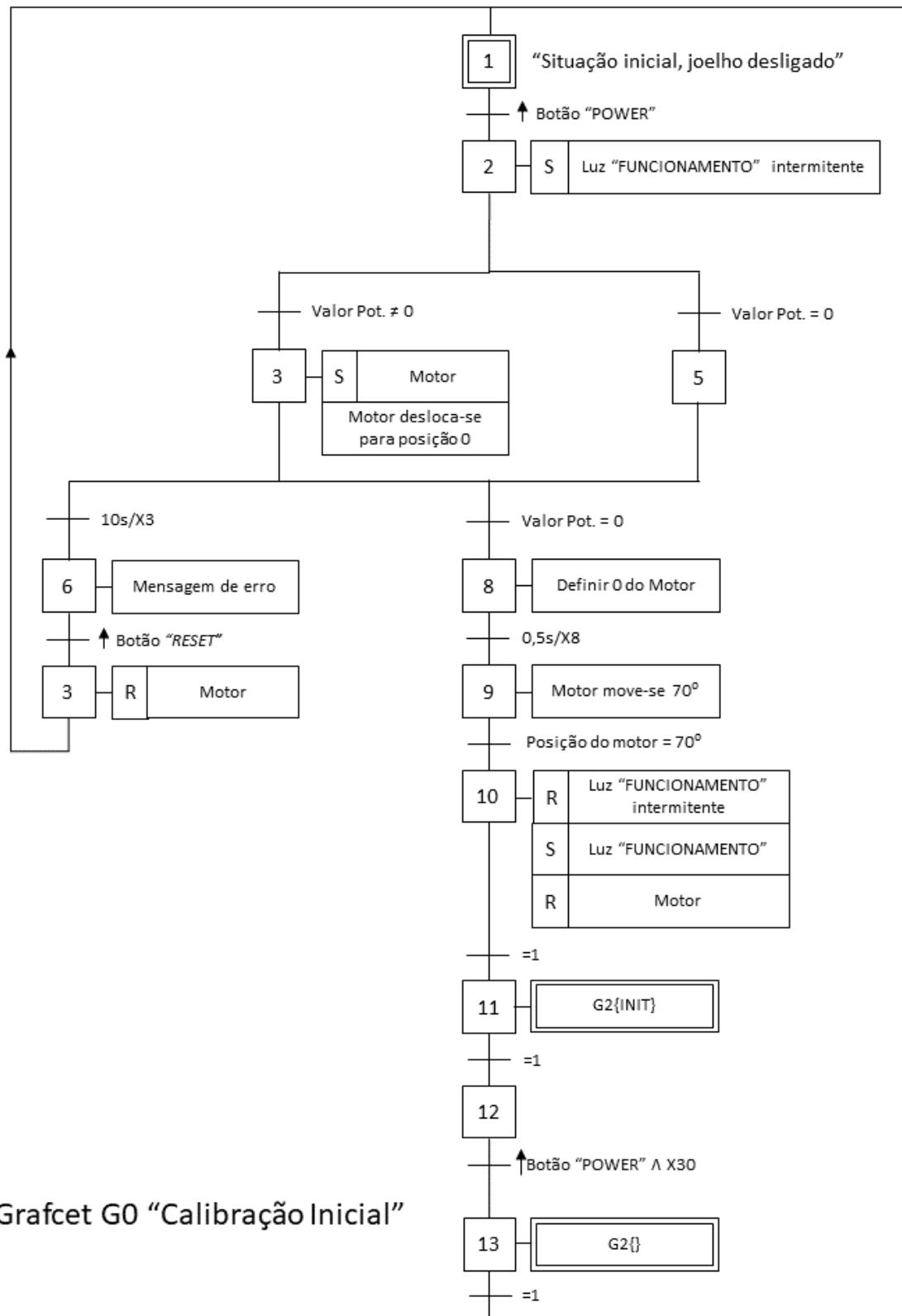
$$G_h = 1,3 \times 1 \times 1 \times 0,6 \times 1,5 \times \frac{480}{(0,025)^1}$$

$$G_h \approx 22\,500 \text{ operating hours}$$

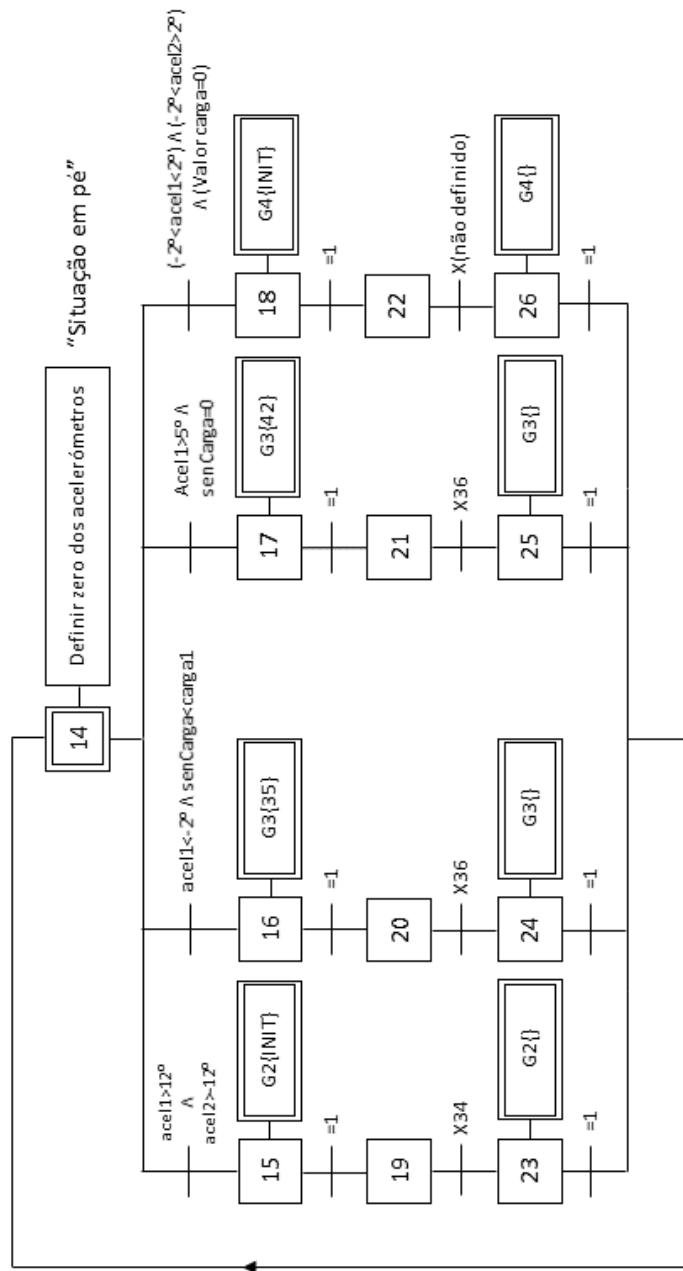
With a frequency $f = 10 \text{ min}^{-1}$, the working cycles amount to approximately 13,5 millions. The static load of 15 kN lies within the dynamic load rating of $C = 39 \text{ kN}$ and far below the static load rating of $C_0 = 120 \text{ kN}$. Thus, the chosen bushings meet the requirements.

ANEXO D: GRAFCETs do sistema

D.1. GRAFCET GO “Calibração Inicial”

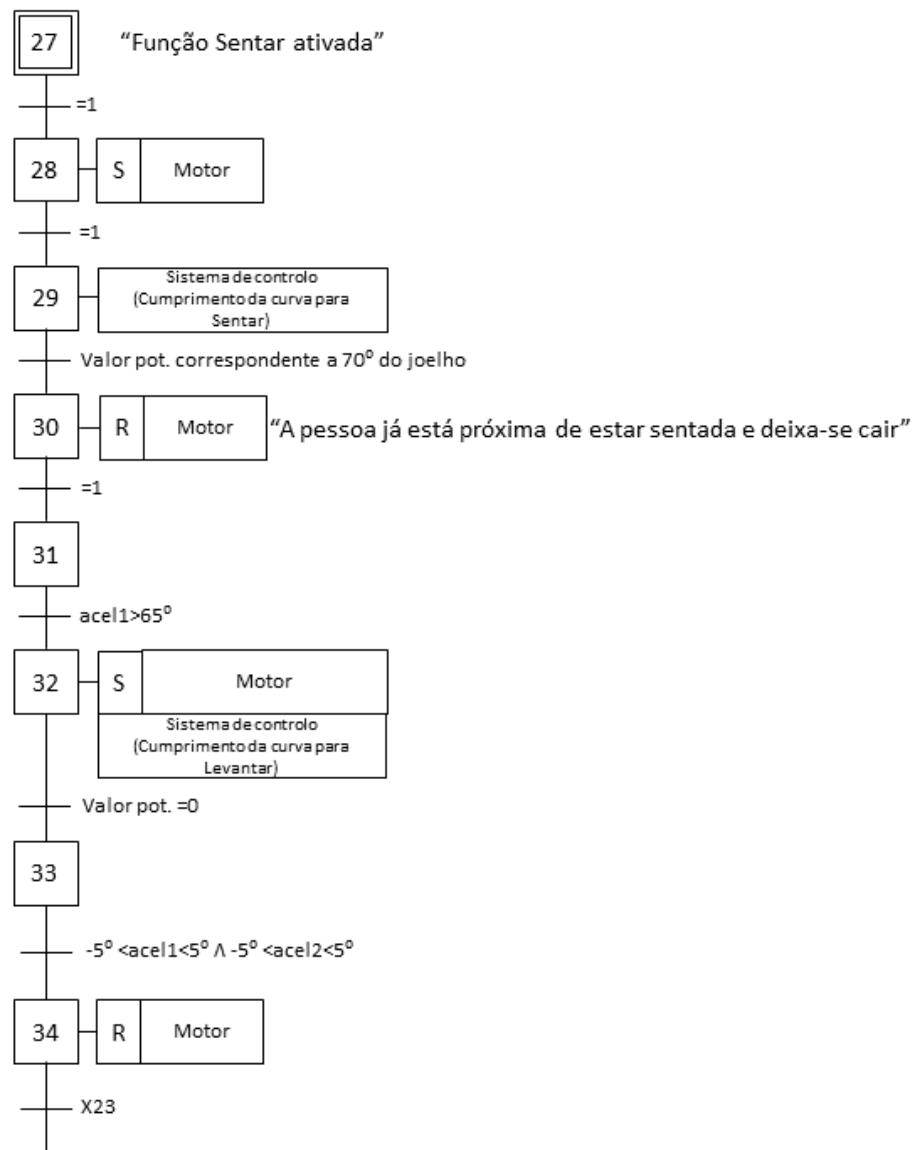


D.2. GRAFCET G1 “Seletor de Funções”



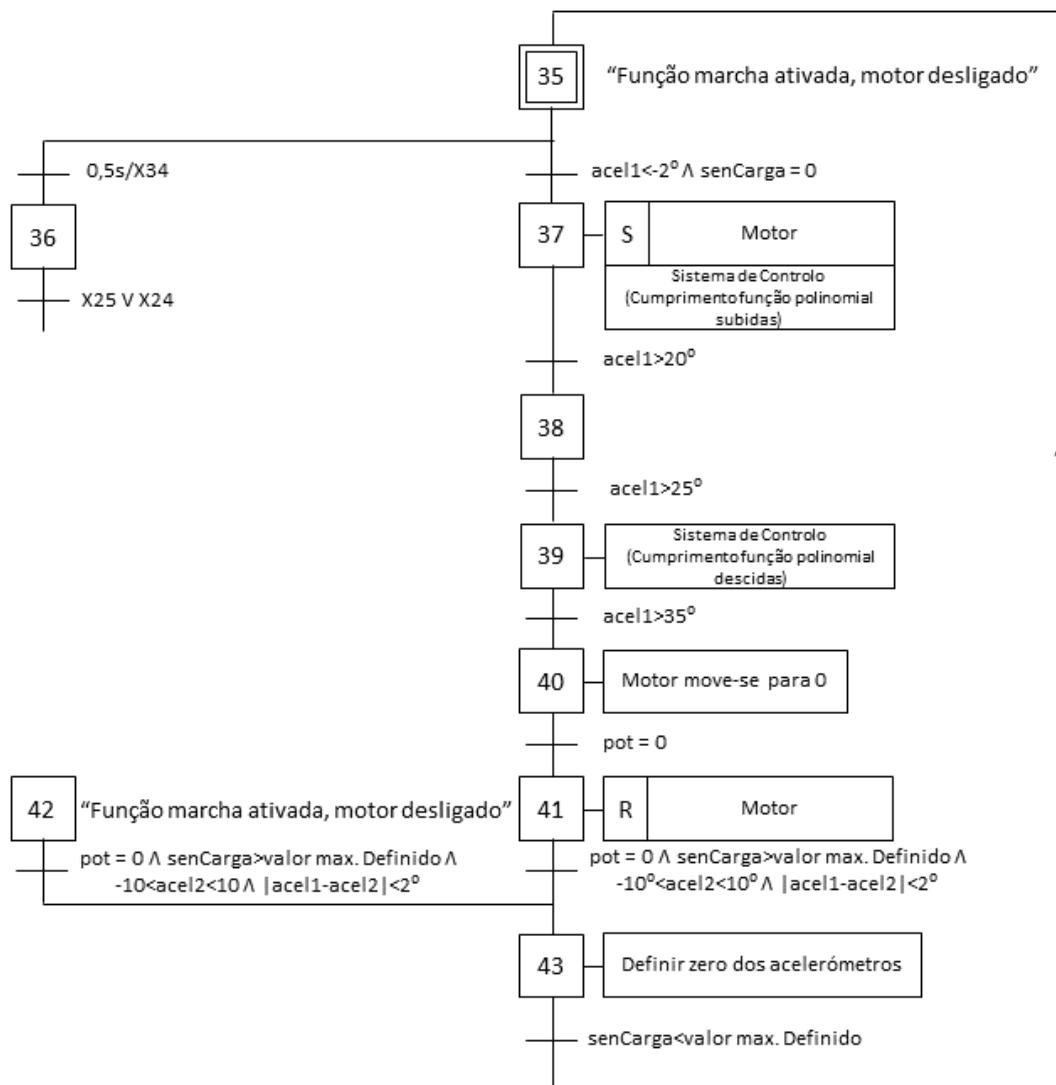
Grafcet G1 "Seletor de funções"

D.3. GRAFCET G2 “Função Sentado”



Grafcet G2 “Função Sentado”

D.4. GRAFCET G3 “Função Marcha”



Grafcet G3 “Função Marcha”

