



Universidade Federal da Paraíba
Centro de Tecnologia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
Mestrado-Doutorado

ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE DE TORNOZELO USANDO ATUADOR COM MEMÓRIA DE FORMA

por

Samuel de Oliveira

ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE DE TORNOZELO USANDO ATUADOR COM MEMÓRIA DE FORMA

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal da Paraíba, em cumprimento às exigências para obtenção do Grau de Doutor.

Orientador: Cícero da Rocha Souto

Catálogo na publicação
Seção de Catalogação e Classificação

O48e Oliveira, Samuel de.

Estudo e desenvolvimento de prótese de tornozelo usando atuador com memória de forma / Samuel de Oliveira. - João Pessoa, 2019.

110 f. : il.

Tese (Doutorado) - UFPB/CT.

1. Prótese de Tornozelo. 2. Prótese de Membro Inferior. 3. Materiais Inteligentes. 4. Ligas com Memória de Forma. 5. Atuador Linear Série. I. Título

UFPB/BC

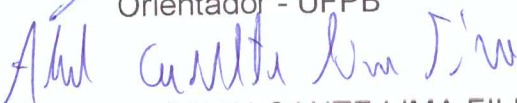
ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE DE TORNOZELO USANDO ATUADOR COM MEMÓRIA DE FORMA

por

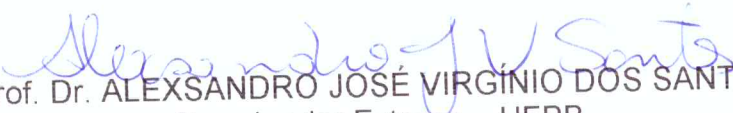
SAMUEL DE OLIVEIRA

Tese aprovada em 27 de junho de 2019


Prof. Dr. CICERO DA ROCHA SOUTO
Orientador - UFPB


Prof. Dr. ABEL CAVALCANTE LIMA FILHO
Examinador Interno - UFPB


Prof. Dr. MARCELO CAVALCANTI RODRIGUES
Examinador Interno - UFPB


Prof. Dr. ALEXSANDRO JOSÉ VIRGINIO DOS SANTOS
Examinador Externo – UFPB


Prof. Dr. JOSÉ MAURÍCIO RAMOS DE SOUZA NETO
Examinador Externo – UFPB


Prof. Dr. ANDRÉ FELIPE CAVALCANTE SILVA
Examinador Externo - IFPB

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Edinaldo e Célia, nada mais sou do que a soma de seus esforços.

À minha esposa, Cristiane, por sua paciência, dedicação, risos e lágrimas.

Às minhas tias, Ana Main e Eliene Ferreira, por suas orações e motivações.

Quero dizer que essa conquista não é só minha e sim nossa. Tudo o que consegui só foi possível graças ao apoio e amor que sempre tiveram por mim.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pelo dom da vida.

Aos meus pais, Edinaldo e Célia, pela dedicação empregada à minha formação pessoal e profissional.

Ao meu mentor, orientador, professor e amigo Cícero que acreditou e caminhou comigo em toda a jornada.

Aos Professores Simplício e Alexsandro pela amizade, pelos longos momentos de conversa e suas inestimáveis contribuições ao avanço deste trabalho.

A Dra. Eliane Marques Duarte de Sousa (CES/UFPB) por seu auxílio no acesso ao departamento de morfologia.

Ao técnico de oficina Sérgio, por seu esmero em confeccionar as peças solicitadas em tempo hábil.

À CAPES, pelo apoio financeiro durante a vigência deste curso.

*"Quando eu parti partiu-se em mim meu coração
Meus pés tremeram ao pisar em outro chão
Eu disse adeus e a Deus eu disse sem razão
Que a minha companhia era a solidão*

*O caminho muda, e muda o caminhante
É um caminho incerto, não um caminho errado
Eu caminhante, quero o trajeto terminado
Mas, no caminho, mais importa o durante...*

Minha vida alargou-se em caminhos estreitos

*E eu vi você
A Partida
E o Norte"
(Estevão Queiroga)*

ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE DE TORNOZELO USANDO ATUADOR COM MEMÓRIA DE FORMA

RESUMO

Este trabalho de pesquisa apresenta o estudo e desenvolvimento de um protótipo de prótese de tornozelo usando atuadores de liga com memória de forma. Os atuadores, montados como atuadores linear série, possibilitaram alterar características de torque sobre o tornozelo para complementação do movimento da caminhada. Com a sua atuação as molas mecânicas existentes no protótipo armazenam energia durante a segunda fase de apoio da caminhada devolvendo a energia na terceira fase impulsionando o amputado. Para o projeto da estrutura foram utilizadas as dimensões antropométricas a partir das medições feitas em um esqueleto humano normalizadas para um tamanho médio de um pé humano brasileiro. Foram desenvolvidos cálculos dinâmicos e cinemáticos do protótipo com o objetivo de dimensionar a estrutura da prótese, as molas mecânicas de aço inoxidável e as molas de liga com memória de forma (atuadores). O protótipo foi fabricado em plástico ABS através da prototipagem rápida com algumas peças fabricadas de aço inoxidável. Uma vez que o padrão de torque sobre o tornozelo tem seus valores normalizados na literatura, foi possível calcular o torque no tornozelo com a estrutura proposta, realizar testes experimentais e comparar os valores obtidos. Os resultados experimentais se mostraram promissores quanto ao fato de se obter o torque característico e a capacidade do protótipo em armazenar e devolver a energia durante a caminhada. Como contribuição científica o gráfico da caminhada da prótese foi comparado com o padrão humano e com alguns resultados de outros autores.

Palavras-chaves: Prótese de Tornozelo, Prótese de Membro Inferior, Materiais Inteligentes, Ligas com Memória de Forma, Atuador Linear Série.

STUDY AND ANKLE-FOOT PROSTHESIS DEVELOPMENT USING ACTUATOR WITH SHAPE MEMORY ALLOY

ABSTRACT

This research paper presents the study and development of an ankle prosthesis prototype using shape memory alloy actuators. The actuators, mounted as series linear actuators, made it possible to change torque characteristics over the ankle to complement the walking movement. With its action, the mechanical springs in the prototype store energy during the second phase of walking support, returning the energy in the third phase, boosting the amputee. For the design of the structure, anthropometric dimensions were used from measurements made on a human skeleton normalized to an average size of a Brazilian human foot. Dynamic and kinematic calculations of the prototype were developed to dimension the prosthesis structure, stainless steel mechanical springs and shape memory alloy springs (actuators). The prototype was made of ABS plastic by rapid prototyping with some parts made of stainless steel. Since the ankle torque pattern has its values normalized in the literature, it was possible to calculate the ankle torque with the proposed structure, perform experimental tests and compare the obtained values. The experimental results were promising to obtain the characteristic torque and the prototype capacity to store and return energy during walking. As a scientific contribution, the prosthesis walking graph was compared with the human pattern and with some results from other authors.

keywords: below knee prostheses, ankle-foot prostheses, smart materials, shape memory alloy, linear actuator series.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Ossos do pé.	5
Figura 2.2 – Prótese parcial do Dedo Hálux	8
Figura 2.3 – Prótese de ferro, idade média.	9
Figura 2.4 – Projeto da Perna patenteada pelo Dr. Bly	10
Figura 2.5 – Prótese de Dubois de Parmlee	10
Figura 2.6 – Prótese de Marks	11
Figura 2.7 – Pé artificial tipo SACH patenteado em 1895	12
Figura 2.8 – Prótese de Greissinger	12
Figura 2.9 – Prótese Sach	13
Figura 2.10–Protótipo de próteses estáticas	14
Figura 2.11–Prótese <i>Flex-Foot</i>	14
Figura 2.12–Prótese com aparato de tornozelo auto ajustável	15
Figura 2.13–Prótese de tornozelo inteligente	16
Figura 2.14–Prótese pneumática transfemural	16
Figura 2.15–Prótese Pneumática Abaixo do Joelho (BK)	17
Figura 2.16–Prótese de tornozelo	17
Figura 2.17–Fração volumétrica da martensita com a temperatura	19
Figura 2.18–Modelo do atuador linear elástico série	22
Figura 3.1 – Medidas Antropométricas	27
Figura 3.2 – Modelo protético – V7	28
Figura 3.3 – Protótipo do Tornozelo – V4	29
Figura 3.4 – Atuador LMF - V4	29
Figura 3.5 – Geometria da Prótese para parâmetros DH.	31
Figura 3.6 – Coordenada Base	32
Figura 3.7 – Adaptador pyramid com 4 furos	32
Figura 3.8 – B_0 - Base superior.	33
Figura 3.9 – B_1 - Elo referente ao tornozelo.	33
Figura 3.10– B_2 - Espaçamento para o atuador.	34
Figura 3.11– B_3, B_4 - Elos referente ao atuador LMF.	34
Figura 3.12– B_5 - Elo do suporte central.	35

Figura 3.13– B_6, B_7, B_8 - Elos da base de molas de aço.	35
Figura 3.14– B_9 - Identificação do elo do suporte eixo-molas.	36
Figura 3.15– B_{10} - Identificação dos elos no suporte alavanca.	36
Figura 3.16– B_{11} - Elo referente ao calcâneo.	37
Figura 3.17– B_{12}, B_{13} - Elos na plataforma principal.	37
Figura 3.18–Representação gráfica do mecanismo na posição repouso.	41
Figura 3.19–Variação do ângulo no tornozelo	42
Figura 3.20–Flexão plantar máxima do mecanismo.	42
Figura 3.21–Dorsiflexão máxima do mecanismo.	43
Figura 3.22–Elos envolvidos na análise dinâmica.	44
Figura 3.23–Diagrama do mecanismo de força.	47
Figura 3.24–Diagrama do corpo livre de cada elo.	47
Figura 3.25–Torque no tornozelo x Ângulo do tornozelo	49
Figura 3.26–Primeira fase de apoio	50
Figura 3.27–Segunda fase de apoio	50
Figura 3.28–Terceira fase de apoio	51
Figura 3.29–Visão Explodida do Atuador.	51
Figura 3.30–Esquemático das engrenagens do atuador.	52
Figura 3.31–Mola LMF.	52
Figura 3.32–Fluxograma de funcionamento da bancada de testes.	53
Figura 3.33–Força da mola LMF sob corrente de 400 mA	54
Figura 3.34–Temperatura da mola LMF sob corrente de 400 mA	54
Figura 4.1 – Extensômetro	57
Figura 4.2 – Ponte de Wheatstone	57
Figura 4.3 – Conversor e amplificador HX711	58
Figura 4.4 – Sinal dos extensômetros	59
Figura 4.5 – Acelerômetro e Giroscópio	60
Figura 4.6 – Disposição dos sensores	62
Figura 4.7 – Microprocessador do dispositivo	63
Figura 4.8 – Plataforma de testes	63
Figura 4.9 – Modelo de cores RGB	64
Figura 4.10–Modelo de cores HSV	65
Figura 4.11–Câmera USB	66
Figura 4.12–Visão computacional da plataforma de testes	66
Figura 4.13–Diagrama de Funcionamento	68
Figura 5.1 – Primeira fase de apoio	71
Figura 5.2 – Segunda fase de apoio	72
Figura 5.3 – Terceira fase de apoio	72

Figura 5.4 – Visão Computacional - Primeira fase de apoio	73
Figura 5.5 – Variação angular do protótipo, primeira fase	74
Figura 5.6 – Torque obtido primeira fase de apoio sem atuação	74
Figura 5.7 – Torque obtido primeira fase de apoio com atuação	75
Figura 5.8 – Visão Computacional - Segunda fase de apoio	76
Figura 5.9 – Variação angular do protótipo, segunda fase	76
Figura 5.10–Torque obtido segunda fase de apoio sem atuação	77
Figura 5.11–Torque obtido primeira fase de apoio com atuação	77
Figura 5.12–Visão Computacional - Terceira fase de apoio	78
Figura 5.13–Variação angular do protótipo, terceira fase	78
Figura 5.14–Torque obtido na terceira fase de apoio com atuação	79
Figura 5.15–Comparativo de movimento com LMF ativado	79

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Parâmetros geométricos do mecanismo da prótese.	38
Tabela 2 – Valores iniciais dos ângulos e comprimentos dos elos.	41
Tabela 3 – Parâmetros de configuração da onda quadrada.	53
Tabela 4 – Força e temperatura da mola LMF em função da deformação.	55
Tabela 5 – Estrutura de armazenamento dos dados	69

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<i>ABS</i>	(Acrylonitrile Butadiene Styrene) - copolímero de acrilonitrila, butadieno e estireno.
<i>AK</i>	(Above Knee) – Acima do joelho.
<i>A_f</i>	Austenita final.
<i>A_i</i>	Austenita inicial.
<i>a_i</i>	Comprimento do elo <i>i</i> .
${}^{(i-1)}A_i$	matriz de transformação do elemento A, conectado por seus elos (<i>i</i> - 1) e <i>i</i> .
<i>BK</i>	(Below Knee) – Abaixo do joelho.
<i>CES – UFPB</i>	Departamento de Morfologia da Universidade Federal da Paraíba.
<i>CI</i>	Circuito Impresso.
<i>C_i</i>	Cosseno de θ_i .
<i>C_{ij}</i>	Cosseno de $\theta_i + \theta_j$.
<i>DH</i>	Notação de Denavit-Hartenberg.
<i>DMP</i> Digital.	(Digital Motion Processor) - Processador de Movimento Digital.
<i>GB</i>	Gibabytes - Unidade de informação digital.
<i>GHz</i>	Gigahertz - Unidade de frequência.
<i>GPIO</i>	(General Purpose Input/Output) - Portas programáveis de entrada e saída.
<i>HSV</i>	(Hue, Saturation, Value) - abreviatura do sistema de cores formadas pelos componentes Matiz, Saturação e Valor.

<i>I2C</i>	(Inter-Integrated Circuit) - Protocolo de comunicação de Circuito Inter-Integrado.
<i>I/O</i>	(Input/Output) - Entrada/Saída.
<i>IBGE</i>	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística.
<i>IMU</i>	(Inertial Measurement Unit) - Unidade de Medição Inercial.
<i>ISO/TS</i>	(International Organization for Standardization / Technical Specification) - Organização Internacional de Padronização / Especificação Técnica.
<i>LMF</i>	Liga com Memória de Forma.
M_f	Martensita final.
M_i	Martensita inicial.
<i>MR</i>	(Magneto Rheological) – Magneto reológico.
<i>NAS</i>	(National Academy of Sciences) – Academia Nacional de Ciências.
<i>NCBI</i>	(National Center for Biotechnology Information) - Centro Nacional para Informação de Biotecnologia.
<i>NiTi</i>	Níquel-Titânio.
<i>nitinol</i>	(Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory) - Níquel-Titânio do Laboratório de Artilharia Naval.
<i>OpenCV</i>	(Open Source Vision Library) - Biblioteca de visão de código aberto.
<i>OSI – ISO</i>	(Open System Interconnection - International Organization for Standardization) - Interconexão de sistemas abertos - Organização Internacional de Padronização.
<i>OSRD</i>	(Office of Scientific Research and Development) - Escritório de Pesquisa e Desenvolvimento Científico.
<i>PPAM</i>	(Pleated Pneumatic Artificial Muscles) - Músculos Artificiais Pneumáticos Plissados.
<i>PTB</i>	(Patellar Tendon Bearing) – Apoio do tendão patelar.

<i>RGB</i>	(Red, Green, Blue) - abreviatura do sistema de cores aditivas em Vermelho, Verde e Azul.
S_i	Seno de θ_i .
S_{ij}	Seno de $\theta_i + \theta_j$.
<i>SACH</i>	(Solid Ankle Cushion Heel) - Tornozelo Sólido de salto almofadado.
<i>SAFE</i>	(Stationary Attachment Flexible Endoskeletal) - Endo esqueleto Flexível de Anexo Fixo.
<i>SPI</i>	(Serial Peripheral Interface) - Interface Periférica Serial.
<i>STEN</i>	(STored ENergy) - Energia Armazenada
<i>SUS</i>	Sistema Único de Saúde
θ_i	Ângulo de Junta definido entre o eixo de um elo e o eixo do elo seguinte.
<i>TB</i>	Terabytes - Unidade de informação digital.
<i>TCP</i>	(Transmission Control Protocol) - Protocolo de Controle de Transmissão.
<i>TLI</i>	(Transport Layer Interface) - Interface de camada de transporte.
<i>UDP</i>	(User Datagram Protocol) - Protocolo de datagrama do usuário.
<i>USB</i>	(Universal Serial Bus) - Porta Serial Universal

Sumário

LISTA DE FIGURAS	I
LISTA DE TABELAS	IV
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	V
1 APRESENTAÇÃO	1
1.1 INTRODUÇÃO	1
1.2 MOTIVAÇÃO	1
1.3 OBJETIVOS	2
1.3.1 OBJETIVO GERAL	2
1.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	2
1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	2
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	4
2.1 INTRODUÇÃO	4
2.2 ESTRUTURA DO PÉ	5
2.3 MOVIMENTO DO PÉ	6
2.4 IMPORTÂNCIA DOS DEDOS DO PÉ NA CAMINHADA	7
2.5 EVOLUÇÃO DAS PRÓTESES	7
2.6 LIGAS COM MEMÓRIA DE FORMA	18
2.7 MOLA DE LMF SUPERELÁSTICA	21
2.8 ATUADOR LINEAR ELÁSTICO SÉRIE	22
2.9 COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES	23
3 DESENVOLVIMENTO DA ESTRUTURA DO PÉ	25
3.1 INTRODUÇÃO	25
3.2 REQUISITOS PARA O PROJETO	26
3.3 ANÁLISE CINEMÁTICA	30
3.4 ANÁLISE DINÂMICA	44
3.5 DIMENSIONAMENTO DO ATUADOR	51
3.6 COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES	55
4 SISTEMA DE SENSORES DO MECANISMO	56
4.1 INTRODUÇÃO	56
4.2 MATERIAIS E MÉTODOS	57
4.3 VISÃO COMPUTACIONAL	64

4.4	COMUNICAÇÃO	67
4.5	PROCEDIMENTOS	67
4.6	COMENTÁRIO E CONCLUSÕES	69
5	RESULTADOS EXPERIMENTAIS	71
5.1	INTRODUÇÃO	71
5.2	RESULTADOS EXPERIMENTAIS	73
6	COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES	81
6.1	COMENTÁRIOS	81
6.2	CONCLUSÕES	82
6.3	PROPOSTA PARA TRABALHOS FUTUROS	82
	REFERÊNCIAS	84

CAPÍTULO 1

APRESENTAÇÃO

1.1 INTRODUÇÃO

Nesta tese é apresentada a concepção de uma prótese ativa de tornozelo usando ligas com memória de forma (LMF) como atuadores, com o objetivo de atender as características de torque exigidas durante a marcha humana.

1.2 MOTIVAÇÃO

O número de pessoas com algum grau de deficiência motora cresceu em mais de 67 % em dez anos segundo o censo de 2010 (IBGE, 2010), ultrapassando 13 milhões de pessoas, apesar dos números crescentes, não há informações precisas sobre o número de amputados, contudo, em 2011 aproximadamente 94% das amputações realizadas pelo SUS foram no membro inferior (Departamento de Ações Programáticas Estratégicas, 2013). Esses amputados não perdem apenas o membro, eles também perdem sua capacidade laboral (BURGER; MARINČEK, 2007; BURGER, 2009; DORNELAS, 2010) e se veem limitados em sua mobilidade habitual.

A tecnologia protética atual seguiu um longo caminho para realizar substituições artificiais de membros inferiores. Embora essas próteses sejam mais capazes de fornecer assistência que seus homólogos de membros superiores, problemas locomotores básicos ainda permanecem. Um exemplo está no fato de que uma pessoa com o pé amputado necessita entre 10 e 60 % de energia metabólica em comparação a uma pessoa íntegra, isso é devido a vários fatores como a velocidade da caminhada, o nível de aptidão física, a causa e o nível da amputação, bem como das características de intervenção da prótese. Geralmente um amputado sofre uma redução na velocidade da marcha entre 11% e 40% (ESQUENAZI; DIGIACOMO, 2001).

Mesmo com o entendimento da fluidez de força no pé durante a caminhada, a

influência da rigidez da prótese de pé ainda não é bem compreendida, pois a grande parte das próteses de substituição de membros inferiores é de elemento passivo, sendo o pé constituído por um sistema de mola, ficando a atuação da marcha por conta das articulações de joelho e/ou tornozelo, nos casos de próteses de alta tecnologia. Um desafio para a aquisição de dados biomecânicos necessários para identificar essa influência é a complexidade da fabricação de pés personalizados com níveis de rigidez específica (FEY; KLUTE; NEPTUNE, 2013).

As próteses estáticas pesam entre 0,45Kg e 0,65Kg (WING; HITTENBERGER, 1989), já as automatizadas chegam a pesar 2,20Kg (OTTOBOCK, 2019). O desafio das próteses automatizadas está em conseguir reduzir o peso para que fiquem o mais próximo possível das estáticas, sendo este desafio uma das motivações desse trabalho.

Outra motivação está na aplicação de molas de liga com memória de forma como força motora do dispositivo protético e averiguar a capacidade desse projeto em atender as características de torque exigidas pelos amputados, bem como dar continuidade nas pesquisas voltadas a reabilitação humana pelo Grupo de Pesquisa Sistemas de Estruturas Ativas do LaSEA-UFPB.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 OBJETIVO GERAL

Estudar e desenvolver um tornozelo que possa atender as características de torque exigidas durante a marcha humana.

1.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Estudar a anatomia do pé humano;
- Desenvolver projeto do tornozelo protético em CAD;
- Desenvolver atuadores com LMF;
- Desenvolver circuitos acionadores para LMF.

1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Esta tese está organizada em seis capítulos, incluindo este como apresentação da motivação e os objetivos que deram origem a este trabalho.

No capítulo dois aborda-se o estado da arte com uma revisão bibliográfica referente ao que até o momento se compreende da estrutura do pé humano e suas articulações, bem como, um relato histórico referente à evolução protética para membros inferiores; Ainda nesse capítulo aborda-se a evolução de conhecimento referente à liga com memória de forma de níquel titânio e o atuador linear elástico série.

No capítulo três é apresentado o desenvolvimento da estrutura da prótese e as análises do mecanismo que possibilitaram o dimensionamento do atuador e das molas LMF. No capítulo quatro aborda-se o sistema de sensores do mecanismo, ou seja, os dispositivos eletrônicos embarcados no mecanismo, bem como, os dispositivos eletrônicos e tecnologias utilizados, mas não embarcados nele, com o intuito de obter dados relativos ao funcionamento da prótese.

No capítulo cinco aborda-se os resultados obtidos experimentalmente e finaliza-se o trabalho com capítulo seis apresentando comentários, conclusões finais e propostas para continuidade desse trabalho.

CAPÍTULO 2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 INTRODUÇÃO

Segundo Ren R et al. (2008), o pé humano é uma estrutura muito complexa que é formada por músculos, numerosos ossos, ligamentos e articulações sinoviais (deslizantes). O pé humano apresenta uma das maiores variedades estrutural do corpo, ele recebe e distribui o peso corporal se adaptando a superfícies irregulares e atuando como uma alavanca rígida que impulsiona o organismo durante a marcha (LEDOUX; HILLSTROM, 2002).

Devido a essa complexidade, as próteses disponíveis, comercialmente, utilizam estruturas de mola passiva que armazenam e liberam energia elástica ao longo de cada passada no período de caminhada (ÖSSUR, 2016) e (SEYMOUR, 2002). Por sua natureza passiva, tais próteses não podem gerar mais energia do que é armazenada durante cada etapa da caminhada, desta forma, o tornozelo da perna intacta acaba realizando um maior trabalho efetivo positivo, sendo exigida maior potência de pico durante o período de postura, especialmente em caminhadas de velocidade moderada à rápida (PALMER, 2002; GATES, 2004; HANSEN et al., 2004).

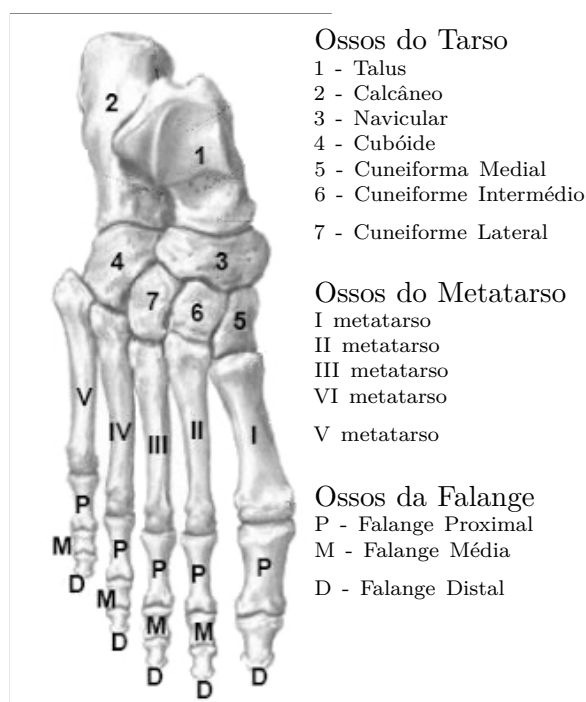
Um objetivo crítico no campo do design de perna protético é avançar a uma prótese motorizada capaz de imitar a dinâmica do tornozelo humano com o auxílio da fásia plantar. Alguns trabalhos têm se concentrado no desenvolvimento de próteses quase passiva de tornozelo-pé (SHEPHERD; ROUSE, 2017; LEE; MOONEY; ROUSE, 2017; ZHANG et al., 2015); outros, na construção de prótese que usa amortecimento ativo de mecanismos de mola de embreagem para permitir o ajuste automático ângulo do tornozelo para superfícies terrestres distintas (LI et al., 2006; HAN et al., 2004) ou para permitir uma melhoria de economia metabólica durante a caminhada (COLLINS; KUO, 2003). À medida que estes dispositivos não incluem um atuador para flexionar ativamente a região plantar com o tornozelo na posição terminal, nenhum trabalho

efetivo é realizado ao longo de cada etapa da caminhada, como é no caso do tornozelo humano (GATES, 2004; HANSEN et al., 2004).

2.2 ESTRUTURA DO PÉ

A estrutura do pé necessita ser mais bem compreendida para que se possa ser criada uma estrutura com comportamento semelhante, conseqüentemente, faz-se necessário entender as articulações existentes em sua estrutura, bem como, o comportamento dessa estrutura de acordo com essas articulações. Segundo Kapandji (2000), as articulações têm dupla função: primeira para orientar o pé nos eixos longitudinal e transversal; e segunda para modificar a forma quanto à curvatura da abóbada plantar para que o pé possa se adaptar às desigualdades do terreno e, dessa maneira, criar entre o chão e a perna, um sistema amortecedor que concede elasticidade e flexibilidade ao passo.

Figura 2.1 – Ossos do pé.



Fonte: Autor

O pé humano (figura 2.1) é constituído de 26 ossos, sendo sete tarsais, cinco metatarsais e 14 falanges. A parte posterior do pé é formada pelo tálus, pelo calcâneo e pelos cinco ossos tarsais (navicular, cuboide e três cuneiformes), esses ossos formam a região denominada meio do pé. Já a parte anterior é formada por cinco ossos metatarsais e os dedos (artelhos), os quais se constituem em 14 falanges, onde cada dedo é formado por três falanges, exceto o primeiro que possui duas falanges (VILADOT, 1987; GOULD, 1988; MANFIO, 2001). Esse membro é dividido em dois arcos, um longitudinal

(constituído por um arco medial e um lateral) e outro transverso (constituído por um arco proximal e um distal) (GOULD, 1988).

O peso do corpo, transmitido pelo membro inferior, se exerce sobre o tarso posterior sobre uma polia criada pelo tálus e a tíbia (articulação tíbio-tarsiana). As forças são distribuídas sobre os três arcos plantares formados pelos ossos társicos e os metatársicos. Os arcos longitudinais, medial e lateral, se estendem desde o calcâneo até os metatarsos I e V respectivamente e o arco transverso é formado pela base dos metatarsos (KAPANDJI, 2000).

À medida que o arco se deforma durante a sustentação do peso, a energia mecânica é armazenada nos tendões, nos ligamentos e na fáscia plantar distendidos, bem como nos músculos que se encontram em contração excêntrica. Durante a fase de impulsão essa energia é liberada contribuindo para a força de impulsão e redução de consumo de energia metabólica.

2.3 MOVIMENTO DO PÉ

Há cinco grupos de articulações: articulação subtalar, articulações tarso metatársicas e Inter metatársicas, articulações metatarsofalângicas e interfalângicas. A articulação subtalar está entre a face inferior do tálus e a face superior do calcâneo, sendo essa essencialmente uniaxial. As articulações tarso metatársicas e Inter metatársicas não são axiais com o formato dos ossos e os ligamentos restritivos permitindo apenas os movimentos de deslizamento (TARANO, 2003). Essas articulações permitem ao pé funcionar como uma estrutura semirrígida possibilitando-o a se adaptar às superfícies irregulares durante a sustentação do peso corporal (TARANO, 2003).

As articulações metatarsofalângicas e interfalângicas são condilóides (deslizante) e em dobradiça respectivamente e são reforçadas por numerosos ligamentos. Os artelhos funcionam como um sistema de transferência do peso para o pé oposto, durante a deambulação e ajudando a preservar a estabilidade durante a sustentação do peso, exercendo pressão sobre o solo quando necessário (TARANO, 2003).

As principais funções do pé durante uma marcha habitual são amortecer o impacto resultante do contato do calcanhar com o solo no início da fase de apoio; adaptar-se as mudanças na superfície de contato durante o apoio médio, conforme o corpo se desloca para frente; e, finalmente promover a estabilidade enquanto torna-se uma alavanca rígida na fase de propulsão (SALTZMAN; NAWOCZENSKI, 1995; MCPOIL; KNECHT, 1985). No pé humano, a estrutura flexível do ante pé está ligada ao suporte do calcanhar através da fáscia plantar. A interação entre os diferentes músculos e tendões controla o movimento do pé, no calcanhar.

2.4 IMPORTÂNCIA DOS DEDOS DO PÉ NA CAMINHADA

Segundo Lambrinudi (1932) os dedos do pé foram projetados para duas funções, preênsil e ambulatória, e por causa disso sua estrutura e musculatura são mais complicadas do que aparentam superficialmente.

Devido à modernidade, raramente os dedos do pé são usados para agarrar superfícies ou objetos, a principal função agora é melhorar a alavancagem durante a caminhada e ampliar a área de suporte de peso de modo que em qualquer altura em que o calcanhar for levantado o peso total não seja suportado unicamente pela cabeça distal do metatarso.

Ainda em Lambrinudi (1932), o mecanismo do pé só era eficaz se os dedos dos pés fossem mantidos no chão com os músculos intrínsecos contraindo sinergicamente com os flexores longos, e ele previu uma redução da função onde as deformidades estavam presentes. Suas opiniões foram baseadas na observação clínica e não puderam ser comprovadas por medições objetivas.

Hughes, Clark e Klenerman (1990) analisaram 160 voluntários de cinco a setenta e oito anos sem problemas nos pés e concluíram que os dedos dos pés ficam em contato com o solo três quartos da caminhada além de exercer pressão ao solo similar ao exercido pela cabeça dos ossos metatarsianos. Essa análise confirma as observações de Lambrinudi (1932).

No Hálux registra-se o maior pico de pressão sobre todo o pé e nos dedos centrais a pressão é maior que a exercida sobre a cabeça metatarsiana lateral. O Hálux assume mais da metade da força sobre os dedos, seguido pelo segundo, terceiro, quarto e quinto dedos. A área do pé em contato com o solo pode ser vista como menor no período final de contato do pé durante a fase da caminhada quanto no período inicial, ou seja, o contato do calcanhar ao solo. Assim, embora a força no ante pé aumente no carregamento vertical, a área que assume essa carga diminui (KLENERMAN et al., 2006).

2.5 EVOLUÇÃO DAS PRÓTESES

A ideia de o homem substituir membros amputados por artefatos mecânicos, remonta os tempos remotos, sendo a referência mais antiga datada de 2300 a.C., quando arqueólogos russos descobriram um esqueleto de uma mulher com um pé artificial, onde a prótese era composta de um pé de cabra adaptado ao coto e o encaixe era feito com a própria pele do animal (CARVALHO, 1999).

Consta no museu do Cairo, Egito, um dedão de uma múmia feito de madeira e

couro (figura 2.2) datado entre 950 a 710 a.C., que sendo estudos realizados deixaram claro que se tratava de um dispositivo protético (FINCH et al., 2012). Heródoto, um historiador grego de 484-425 a.C., faz o primeiro relato referente ao uso de uma prótese, ele refere-se a um prisioneiro acorrentado pelo tornozelo, amputou o próprio pé para se ver livre e, após a cicatrização das feridas, construiu uma bota de madeira e voltou a lutar contra o seu inimigo (QUEIROZ, 2008).

Figura 2.2 – Prótese parcial do Dedo Hálux



Fonte: Museu do Cairo, Egito

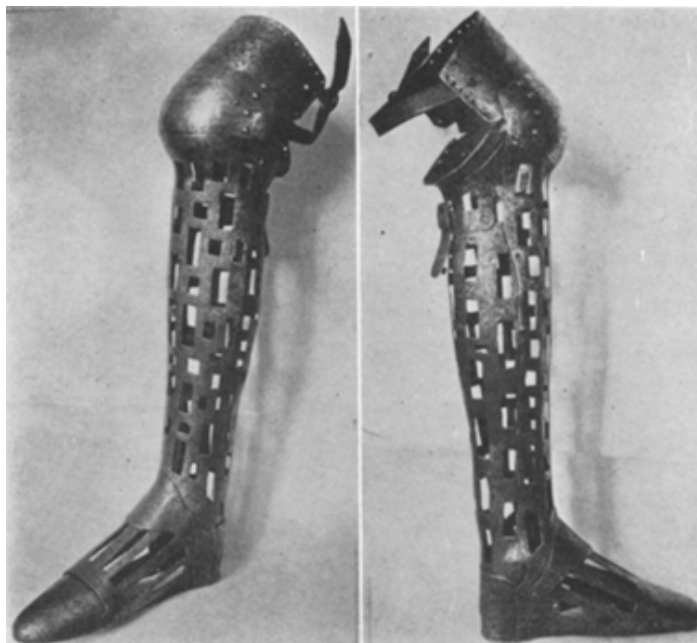
Até o século XVI, não houve avanços significativos nas próteses, essas eram basicamente constituídas de madeira com fixação em couro. Cabe salientar que as próteses para membros inferiores eram para amputações abaixo do joelho, conforme descrito por Putti (1929). Após esse período, com a utilização do ferro no lugar da madeira, as próteses começaram a apresentar articulações (figura 2.3).

Em meados do século XVI, o barbeiro e cirurgião do exército francês Ambroise Paré inventou, com o auxílio de um serralheiro francês chamado Lorrain, uma prótese de mão articulável, “Le Petit Lorrain”, que foi usada por um capitão francês em batalhas, também uma perna articulável que poderia ser usada para amputações acima do joelho (THURSTON, 2007).

A próxima contribuição significativa para evolução protética foi registrada em 1696, quando Pieter Verduyn desenvolveu a primeira prótese não bloqueada BK (abaixo do joelho).

James Potts, em 1800, inovou quando projetou uma prótese com soquete para

Figura 2.3 – Prótese de ferro, idade média.



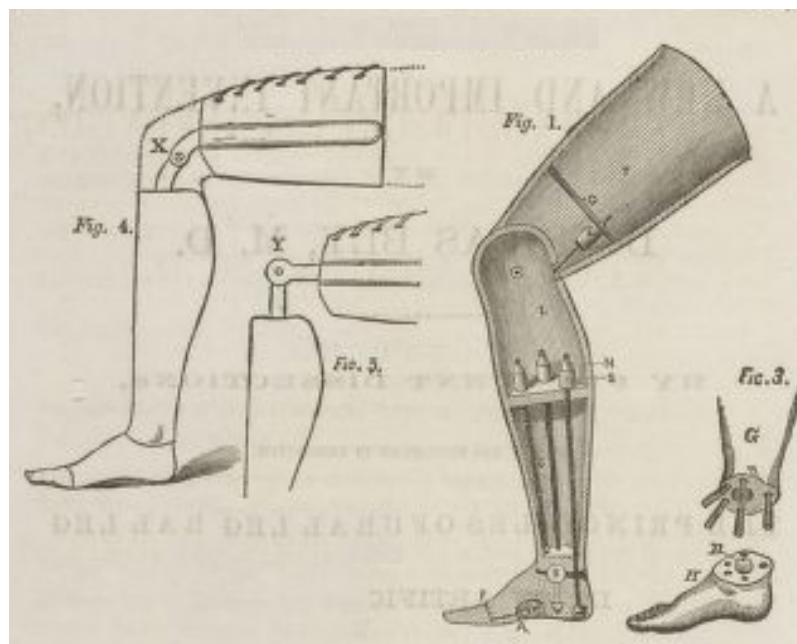
Fonte: (PUTTI, 1929)

coto da coxa que possuía joelho e pé articulados controlados através de tiras de couro interligando o joelho ao tornozelo. Essa prótese foi usada pelo marquês de Anglesey, que perdeu a perna na batalha de Waterloo.

A produção de próteses aumentou muito durante a guerra civil americana, com 30.000 amputações realizadas apenas pela corporação médica do exército. A maioria das amputações foi concebida após a introdução do éter para anestesia pelo hospital geral de Massachusetts em 1846. Antes disso, os cirurgiões não tinham nada a não ser fazer a amputação o mais rápido possível.

O método de amputação para o pé mais comumente utilizado era do Francês Chopart desde 1792, apenas em 1815 um novo método sugerido por Lisfranc para amputação parcial de pé passou a ser utilizado, James Syme em 1843 introduziu na amputação e remoção total do pé deixando apenas a almofada do calcanhar e a partir de 1854, Nicolai Pirogoff, alterou esse procedimento usando metade posterior do calcanhar. Essa técnica foi utilizada principalmente nos Estados Unidos e Canadá, pois possibilitava ao amputado andar sem muleta ou prótese.

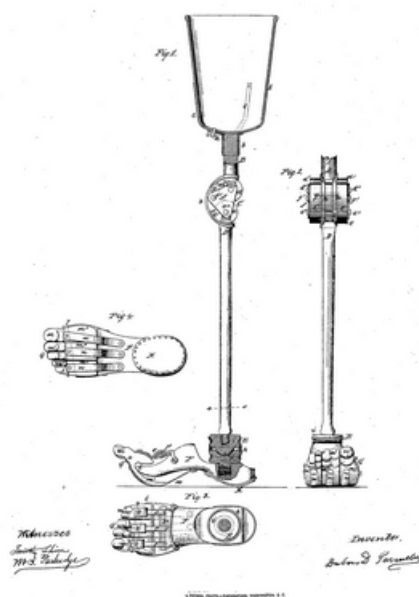
Figura 2.4 – Projeto da Perna patenteada pelo Dr. Bly



Fonte: (HARVARD UNIVERSITY, 2014)

O físico de Rochester, Dr. Douglas Bly inventou e patenteou, em 1858, uma perna artificial incorporando novas tecnologias, materiais de forma a melhor imitar os movimentos de uma perna humana (figura 2.4).

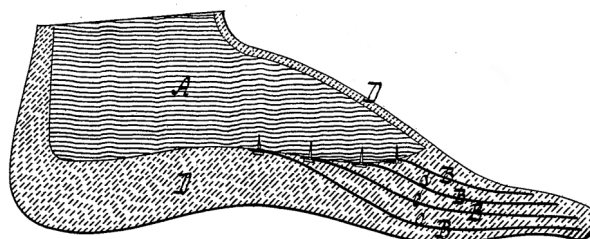
Figura 2.5 – Prótese de Dubois de Parmlee



Fonte: Google Patentes, (1963).

Em 1863, Dubois Parmlee inventou uma prótese avançada com um soquete de sucção, joelho policêntrico e pé multi-articulado (figura 2.5). Em 1868, Gustav Hermann de Praga, publicou uma dissertação – mecanismo de marcha com uma perna artificial e uma nova construção de uma prótese AK e BK – na qual introduzia o alumínio para substituir as peças de aço. Contudo, o emprego do alumínio só ocorreu em 1912, quando Marcel Desoutter, um aviador inglês, perdeu a perna em um acidente de avião e fez a primeira prótese de alumínio com a ajuda de seu irmão Charles que era engenheiro (STEADWARD; WHEELER; WATKINSON, 2003).

Figura 2.6 – Prótese de Marks



Fonte: (MARKS, 1880)

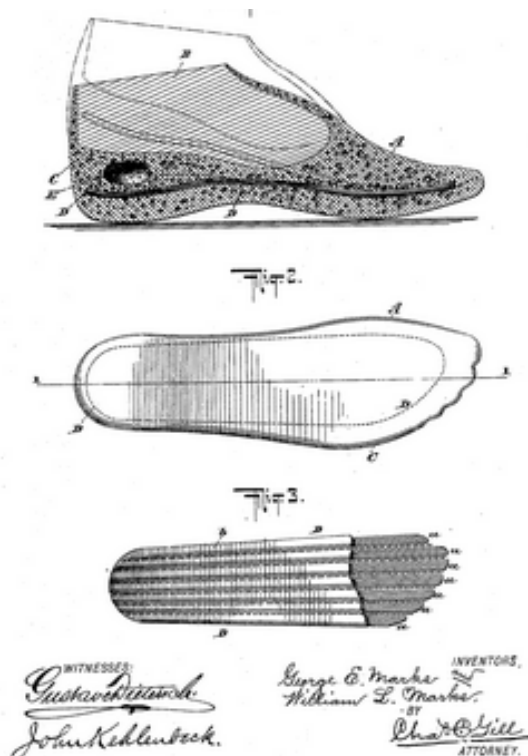
Em 1880, A. A. Marks patenteou nos EUA um pé artificial direcionado às próteses com haste, nenhuma junção no tornozelo foi empregada. A patente descrevia camadas de borracha para prover elasticidade suficiente para a ação dos dedos principalmente na ponta do pé. Embora não especificado na patente, a porção do calcanhar tinha espessura de borracha suficiente para proporcionar algum grau de flexão plantar durante a marcha (MARKS, 1880).

Em 1895, George E. Marks e William L. Marks patentearam um pé artificial similar com um núcleo interno inelástico (figura 2.7), mas também especificando uma porção de borracha no calcanhar contendo uma mola livre para ceder com a borracha (MARKS; MARKS, 1895).

Nos Estados Unidos, em 1945, foi realizada uma conferência com cirurgiões, protéticos e cientistas organizada pela Academia Nacional de Ciências (NAS) o que acabou revelando os poucos esforços científicos para o desenvolvimento de membros artificiais modernos. Estes esforços foram inicialmente financiados pelo Escritório de Pesquisa e Desenvolvimento Científico (OSRD) e após o fim da guerra assumido pela Administração de Veteranos (Wilson Jr, 2002).

A partir dessa conferência, consideráveis esforços foram dedicados à concepção de pés artificiais que pudessem proporcionar uma melhor função do que as fabricadas em padrão de madeira de eixo único. Num primeiro momento as atenções foram voltadas para pés articuláveis, pois havia expectativas de que tais projetos pudessem aumentar a

Figura 2.7 – Pé artificial tipo SACH patenteado em 1895

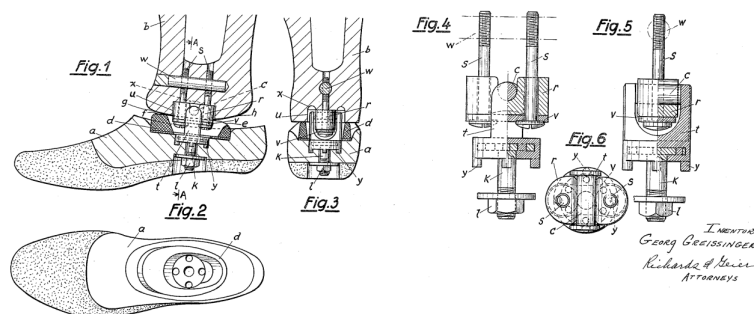


Fonte: (MARKS; MARKS, 1895)

capacidade do amputado de andar (Wilson Jr, 2002).

Nesse tempo, o Laboratório de Pesquisa Protética Naval em Oakland, Califórnia, desenvolveu um “tornozelo marinho” (navy ankle) que consistia num bloco de borracha com rigidez variável para controlar movimentos em todos os três planos. No entanto, a manutenção excessiva impediu o sucesso comercial. Com melhor aceitação comercial, Georg Greissinger, apresentou da Alemanha, em 1957, um pé artificial (figura 2.8) que também permitia movimentos nos três planos (GREISSINGER, 1960).

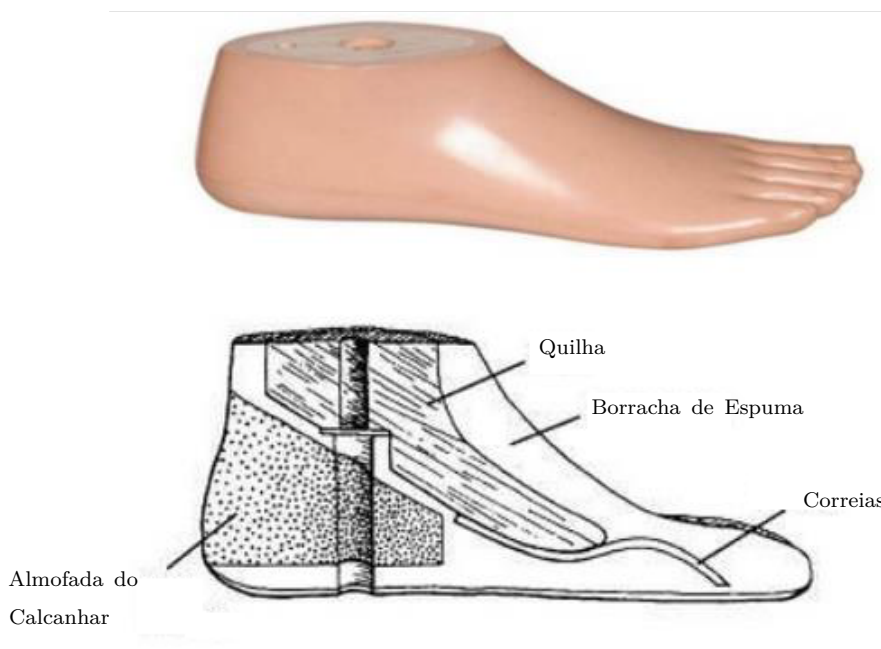
Figura 2.8 – Prótese de Greissinger



Fonte: (GREISSINGER, 1960)

Também em 1957, J. Foort e C.W. Radcliffe apresentou o primeiro protótipo do pé SACH (figura 2.9) pelo Instituto de Pesquisa em Engenharia da Universidade Berkeley da Califórnia (STAROS, 1957). Sendo o peso de um pé protético particularmente crítico e estando localizado na maior distância do tronco da extremidade inferior, os esforços de desenvolvimento concentraram-se na seleção de materiais leves e duráveis. Esse pé artificial obteve o sucesso proeminente no mercado devido à sua simplicidade.

Figura 2.9 – Prótese Sach



Fonte: Adaptado de (Shruti Patil, 2017)

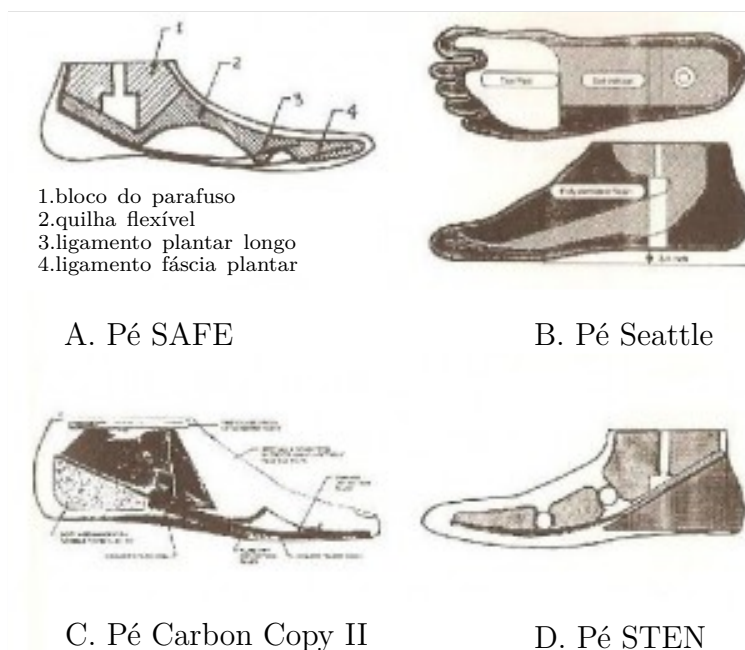
Em 1978, Bernice Kegel dos Estudos de Pesquisas em Próteses publicou, em Seattle, um artigo onde observou que as próteses de membro inferior apresentavam uma limitação na capacidade de correr e que os atletas amputados estavam competindo apesar das próteses e não por causa delas (KEGEL; CARPENTER; BURGESS, 1978).

Esse centro de estudo em cooperação com os engenheiros da Boeing aeronaves, iniciaram o desenvolvimento de pé protético que pudesse armazenar energia no início do passo e liberá-lo no final. O primeiro protótipo do “Seattle Foot” foi apresentado em 1981 (figura 2.10.b) e sua versão comercial ficou pronta em outubro de 1985.

Antes, em 1980, Campbell e Childs apresentaram um pé protético multiaxial como alternativa à prótese Greissinger, o pé SAFE (figura 2.10.a), pois ambos proporcionam rotação transversal significativa, bem como inversão e eversão, além de algum grau de flexão plantar e dorsiflexão. O pé SAFE tem a vantagem de não exigir manutenção e ser resistente à umidade e areia (CAMPBELL; CHILDS, 1980).

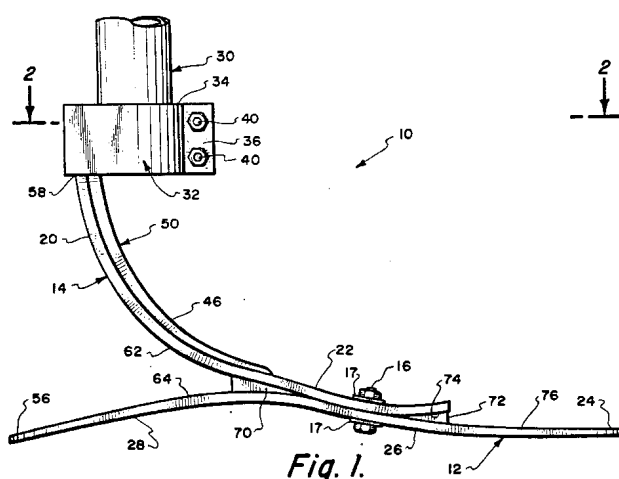
Em 1984, o engenheiro de design biomédico Van Philips, apresentou seu projeto

Figura 2.10 – Protótipo de próteses estáticas



Fonte: Adaptado de (UMW, 2016)

comercial, Flex-Foot (figura 2.11). Uma estrutura compacta e leve de carbono grafite oferecem uma abordagem radicalmente diferente, uma vez que armazena energia em todo o comprimento, em vez de apenas dentro de uma quilha de quatro polegadas, isso resulta em um componente muito responsivo e resiliente. Também melhora significativamente a distribuição de massa da prótese (MICHAEL, 1987).

Figura 2.11 – Prótese *Flex-Foot*

Fonte: (PHILLIPS, 2003)

Em 1985, Ossür Kristinsson desenvolveu um soquete para prótese transtibial (PTB) chamado ICEROSS (CLUITMANS et al., 1994). A introdução do pé SACH

com a prótese PTB representou o máximo em simplicidade, ao mesmo tempo em que forneceu uma função aceitável à maioria dos pacientes.

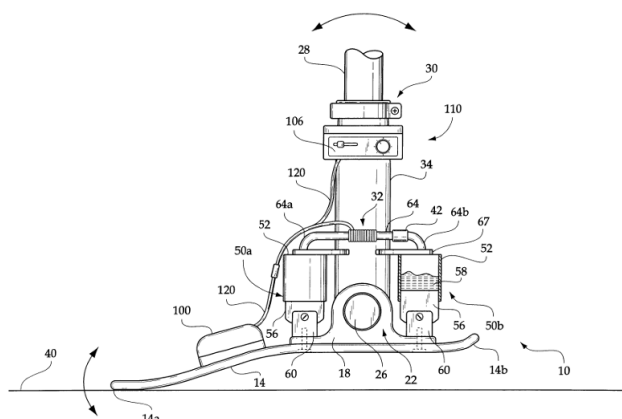
No ano seguinte a empresa Kingsley Manufacturing Co. apresentou o pé protético STEN (STored ENergy), (figura 2.10.d), (TRUESDELL, 1987). Ligeiramente mais pesado que o pé SACH convencional, o pé STEN difere por possuir dupla quilha articulada, além de duas articulações, metatarsofalangeal e tarso-metatarsica, o que permite uma rotação mais suave e gradual do que a quilha do pé SACH (MICHAEL, 1987).

Nesse mesmo ano, em maio, foi apresentado comercialmente o pé protético “Carbon Copy II” (figura 2.10.c) da Ohio Willow Wood Company, esse projeto iniciou em 1974, com ênfase na redução de peso e aplicação de materiais resultassem no melhor custo-benefício (ARBOGAST; ARBOGAST, 1988). A introdução de kevlar, nylon-kevlar e carbono-epóxi nesse projeto rendeu o “Prêmio Nacional de Excelência” da indústria plástica composta americana para engenharia inovadora.

Em termos gerais, o Carbon Copy II e o Seattle Foot parecem oferecer a mesma função no quesito armazenamento de energia, no entanto, pacientes que necessitavam de formas maiores optavam pelo Carbon Copy II, devido ao peso mais leve e à resistência em dois estágios, e nas formas menores a preferência era pelo Seattle Foot, uma vez que, para esses tamanhos de forma, havia uma melhor capacidade de resposta (MICHAEL, 1987).

Devido à natureza passiva dos pés protéticos, não havia possibilidade de gerar energia mecânica maior que a armazenada durante cada passada na deambulação.

Figura 2.12 – Prótese com aparato de tornozelo auto ajustável

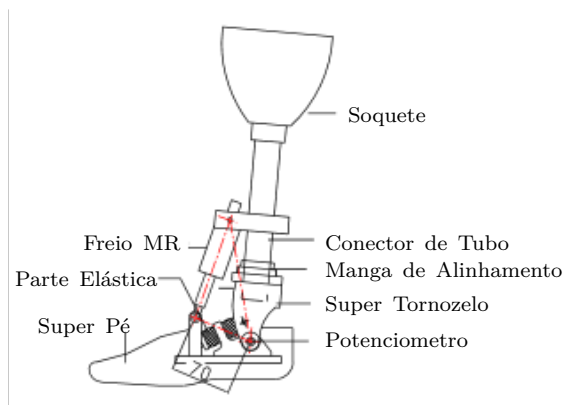


Fonte: (KONIUK, 2002)

Klute, Czerniecki e Hannaford (1998) foram os primeiros a desenvolver um pé protético automatizado, o atuador instalador tinha a missão de suprir a força propulsiva da musculatura do tornozelo.

Em 2002, Koniuk patenteou um aparato protético de tornozelo auto ajustável (figura 2.12), o amortecimento era ajustado por um micro controlador (KONIUK, 2002).

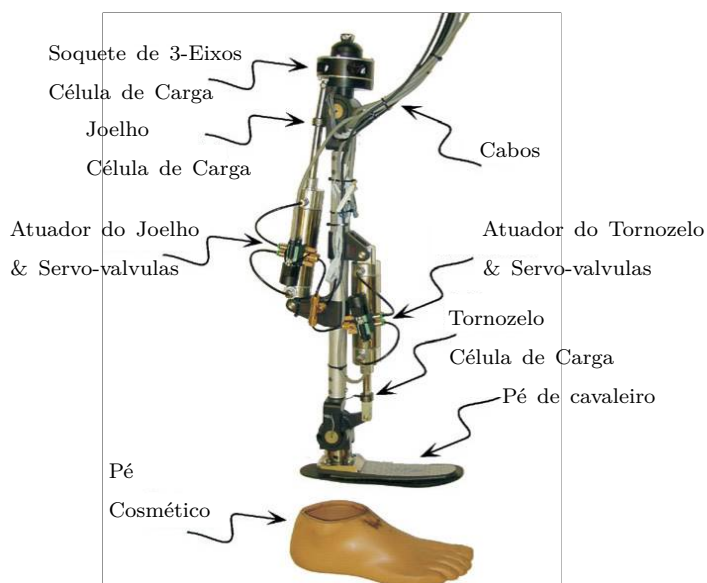
Figura 2.13 – Prótese de tornozelo inteligente



Fonte: Adaptado de (LI et al., 2006)

Li et al. (2006), apresentaram um protótipo de tornozelo inteligente (figura 2.13) usando um freio linear MR para controlar a dorsiflexão do pé durante a deambulação, o tipo de controle usado não foi especificado pelos pesquisadores.

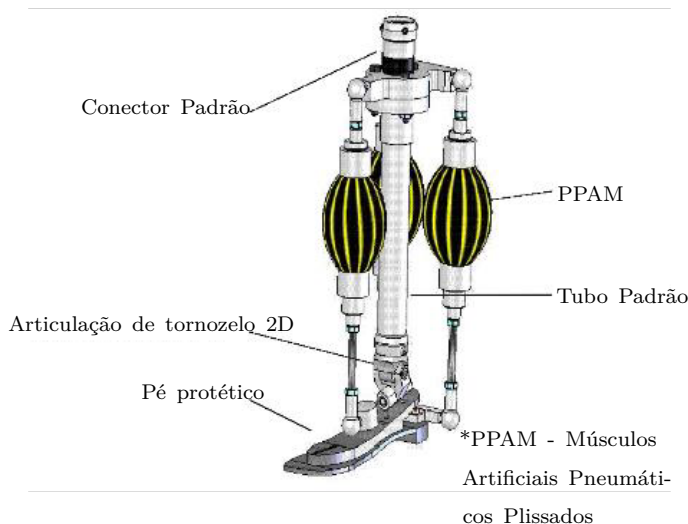
Figura 2.14 – Prótese pneumática transfemural



Fonte: Adaptado de (SUP; BOHARA; GOLDFARB, 2008)

Sup, Bohara e Goldfarb (2008) relataram o desenvolvimento de uma prótese pneumática transfemural (figura 2.14). Dois cilindros pneumáticos são usados para controlar a articulação do tornozelo. Ao avaliar as abordagens de controle, a prótese mostrou características promissoras em relação ao comportamento do tornozelo humano.

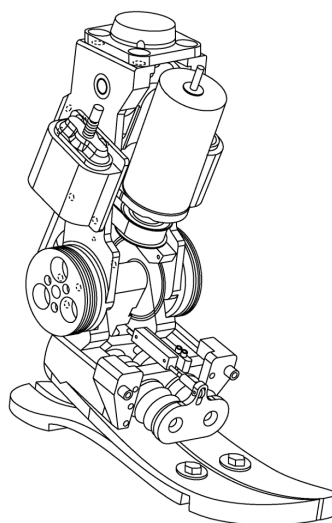
Figura 2.15 – Prótese Pneumática Abaixo do Joelho (BK)



Fonte: Adaptado de (VERSLUYS et al., 2008)

Nesse mesmo ano Versluys et al. (2008) apresentaram o protótipo de uma prótese pneumática abaixo do joelho (BK) (figura 2.15) com experimento em um amputado demonstrando a possibilidade de restaurar a força do tornozelo durante a caminhada.

Figura 2.16 – Prótese de tornozelo



Fonte: (HERR et al., 2014)

Em 2011, Geeroms desenvolveu uma prótese BK automatizada que pudesse armazenar energia mecânica e devolvê-la durante a passada e não apenas no final do passo como as próteses automatizadas anteriores foram propostas (GEEROMS, 2011).

Em 2014, Herr et al patentearam uma prótese BK (figura 2.16) com inteligência artificial que pode se adaptar às diversas variações de terreno, composta de uma mola unidirecional configurada em paralelo com um atuador de força com elasticidade em série, propicia uma economia metabólica na deambulação em comparação às convencionais (HERR et al., 2014).

2.6 LIGAS COM MEMÓRIA DE FORMA

Ligas com memória de forma (LMF) são uma classe bem conhecida de materiais inteligentes. Quando submetidas a certos ciclos térmicos são capazes de gerar trabalho mecânico através da recuperação de uma forma pré-definida (NESPOLI et al., 2010). No campo da robótica é conhecido como “músculo artificial” devido à capacidade de gerar movimento semelhante ao de um músculo humano, contudo, características como relação força/peso, bastante elevadas, e ainda movimentos silenciosos e suaves, sem problemas com engrenagens, folgas e desgastes, dá as LMF a capacidade de serem utilizadas em inúmeras aplicações.

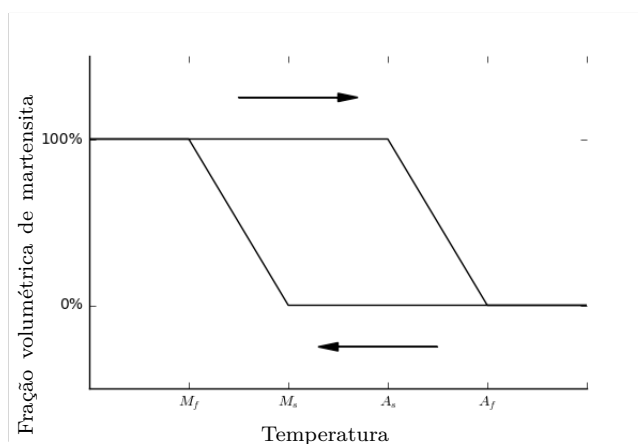
O estudo da história e do desenvolvimento da LMF pode fornecer uma visão sobre um material envolvido em tecnologia de ponta. As diversas aplicações para esta liga fizeram-na cada vez mais importante e visível no mercado mundial. A liga de níquel-titânio tem sido a mais usada nas LMF. Outras LMF incluem ligas de cobre-alumínio-níquel, cobre-zinco-alumínio e ferro-manganês-silício (BORDEN, 1991). O nome genérico para a família das LMF é nitinol, que representa “Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory”, foi descoberta em 1961 praticamente por acidente por William J. Buehler, um pesquisador do Laboratório Munição Naval em White Oak, Maryland.

O que se questionava, até então, era a memorização da forma original, até que, Frederick E. Wang, um especialista em física de cristais metálicos identificou as mudanças estruturais, pesquisando as estruturas atômicas, fato que contribuiu para compreensão das propriedades que estas ligas possuem. Ele descobriu que o nitinol muda de fase ainda no estado sólido. Estas mudanças são conhecidas como martensíticas e austeníticas, envolvendo o rearranjo da posição de partículas dentro da estrutura cristalina do sólido (KAUFFMAN; MAYO, 1993).

Essas transformações de fase ocorrem numa certa temperatura. Uma liga na fase martensita, ao ser aquecida, geralmente de algumas dezenas de graus centígrados, transforma-se em austenita e ao ser resfriado ocorre a transformação reversa de austenita

para martensita. Assim pode-se afirmar que em baixas temperaturas o material está na fase martensítica e em temperaturas elevadas na fase austenítica. Na fase martensítica, o nitinol pode ser dobrado em várias formas e para manter a forma desejada, a liga deve ser mantida na posição e aquecida a cerca de 500 ° C. A alta temperatura faz com que os átomos se arranjam no padrão mais compacto e regular possível, resultando num arranjo cúbico rígido conhecido como fase austenítica (KAUFFMAN; MAYO, 1993). Acima da temperatura de transição, a LMF volta à forma padrão, saindo da fase martensítica para a fase austenítica.

Figura 2.17 – Fração volumétrica da martensita com a temperatura



Fonte: Autor

A fase austenita é uma fase relativamente dura, de alta temperatura e possui estrutura geralmente cúbica e simétrica. Nessa fase, as ligas apresentam relativo alto módulo elástico. A fase martensita é flexível sendo facilmente deformável e possui uma estrutura com pouca simetria (HESSELBACH, 1995). A figura 2.17 mostra esquematicamente a evolução da fração volumétrica martensítica em função da temperatura no estado livre de tensões (DELAEY; KRISHNAN; WARLIMONT, 1974). No geral, quatro temperaturas características de transformação são definidas: M_i e M_f , respectivamente temperaturas de início e fim da formação da Martensita. A_i e A_f correspondem às temperaturas de início e fim de formação da fase Austenita respectivamente.

Durante o aquecimento, a transformação percorre a curva superior. Quando a temperatura A_i é atingida, tem-se o início de formação da Austenita. A transformação continua até atingir 100 % de Austenita em A_f . No resfriamento, a transformação percorre a parte inferior da curva. Em M_i começa a formação de Martensita até atingir a temperatura M_f , em que o material é 100 % martensita (DELAEY; KRISHNAN; WARLIMONT, 1974).

Atribui-se a causa dessas transformações à diferença de energia livre entre as estruturas constituintes envolvidas no processo, o que induz modificações nas ligações químicas, tornando as transformações de fase de caráter essencialmente cristalográfico (WASILEVSKI, 1975). Outra característica importante é que o material pode ser submetido, várias vezes, a esse processo, sem perda de propriedades (SAVI; PAIVA; PACHECO, 2003).

O comportamento pseudoelástico é análogo ao comportamento termoelástico, só que nesse caso há uma aplicação de tensão no material, ocorrendo a transformação com o aumento contínuo da aplicação de tensão mecânica e o mesmo é revertido quando a tensão vai diminuindo (JUNIOR, 2011). De uma maneira geral pseudo-elasticidade acontece se a deformação criada ao material por aplicação de uma carga, a uma temperatura constante, for totalmente recuperada. A deformação pseudoplástica é causada pela deformação da forma acompanhando a formação da martensita. Entretanto, a recuperação ocorre quando a transformação é revertida, ou seja, através do aquecimento do material (DELAEY; KRISHNAN; WARLIMONT, 1974).

As LMF apresentam um comportamento termomecânico fortemente dependente da temperatura em que se encontram, e apresentam três comportamentos marcantes: pseudoplasticidade, pseudo-elasticidade e efeito memória de forma (DELAEY; KRISHNAN; WARLIMONT, 1974). Em temperaturas abaixo de M_f , as LMF apresentam um comportamento pseudoplástico, que é caracterizado por uma grande deformação residual proveniente de uma reorientação martensítica induzida mecanicamente (KRISHNAN; DELAEY; WARLIMONT, 1974). A pseudo-elasticidade, por sua vez, é um comportamento caracterizado por uma recuperação de deformação após a retirada da tensão a temperaturas acima de A_f . Essas deformações são oriundas de uma transformação martensítica induzida por tensão (KRISHNAN; DELAEY; WARLIMONT, 1974). O efeito memória de forma é a recuperação da deformação quasiplástica com o aquecimento (DELAEY; KRISHNAN; WARLIMONT, 1974).

A quasiplasticidade é caracterizada por uma grande deformação residual, oriunda de uma reorientação da martensítica induzida termicamente (SAVI; PAIVA; PACHECO, 2003). A pseudo-elasticidade é um comportamento caracterizado por uma recuperação de deformação após a retirada da carga, à temperaturas acima de A_f . Essas deformações são oriundas de transformações martensíticas induzidas por tensão (KRISHNAN; DELAEY; WARLIMONT, 1974). O efeito memória de forma é a recuperação da deformação quasiplástica com o aquecimento (DELAEY; KRISHNAN; WARLIMONT, 1974).

Para uma LMF, a uma temperatura inferior a M_f , tem-se uma estrutura martensítica. Com aplicação de uma tensão mecânica, obtém-se uma resposta elástica até uma dada tensão crítica, onde será iniciado um processo de reorientação da marten-

sita, favorecendo a uma variante associada à tração. Durante esse processo, a tensão permanece praticamente constante até uma deformação característica, a partir da qual a LMF volta apresentar um comportamento elástico. Ao retirar a tensão mecânica, verifica-se uma deformação residual, que poderá ser recuperada com o aquecimento da LMF acima de A_f . Dessa forma, o material retornará a sua forma geométrica inicial, daí a denominação de efeito memória de forma (DELAEY; KRISHNAN; WARLIMONT, 1974).

2.7 MOLA DE LMF SUPERELÁSTICA

Diferente dos fios de LMF a deformação da mola helicoidal de LMF é principalmente governada pelo comportamento torsional se o diâmetro do fio for muito menor que o diâmetro da mola (RACZKA et al., 2013). A tensão elástica do material na seção do fio da mola é proporcional à distância ao centro, ou seja, a transformação de martensita induzida por tensão expande-se para dentro a partir da camada exterior da seção da mola de LMF, no entanto, não pode atingir o centro. Por outro lado, a transformação de martensita inversa induzida por tensão se expande para fora a partir da camada interna da seção de mola helicoidal LMF. Raczka et al. (2013) usou a mola de LMF para moldar das características dinâmicas de uma tela de vibração de ressonância com uma frequência de ressonância variável. Koh e Cho (2013) apresentaram um novo conceito de robô rastejante inspirado em uma lagarta usando como atuador molas de LMF. Mishra, Gur e Chakraborty (2013) desenvolveu uma versão melhorada do amortecedor de massa sintonizado utilizando mola de LMF para dissipar a energia durante a vibração. Devido à não-linearidade da histerese de molas de LMF, um modelo matemático preciso é difícil de ser alcançado e usado em simulação numérica, comparando-se a estudos experimentais.

Marnetto (2000) e Dolce e Cardone (2001) compararam o comportamento mecânico da LMF sob diferentes condições de carga. Foi apontado que as alças histeréticas dos LMF produzidas pela tensão e pela força de torção são significativamente diferentes. A principal diferença é que a rigidez da barra LMF se mantém constante sob torção, mas para o fio de austenita em tensão, sua rigidez muda em um valor de deformação especial, onde o material começa a se transformar de austenita em martensita. Embora essas propriedades estejam relacionadas as barras LMF sob torção, elas também são aplicáveis para molas helicoidais LMF quando sua deformação é dominada pela torção. Além disso, Attanasi, Auricchio e Urbano (2011) investigaram o comportamento mecânico das molas LMF, tendo como principais preocupações a não linearidade do material LMF e a resposta geométrica da mola. Além disso, a superelasticidade das molas helicoidais LMF foram analisadas numericamente e testadas experimentalmente

com um modelo simplificado e aproximado por Mirzaeifar, DesRoches e Yavari (2011). Ma, Huang e Huang (2013) analisaram um atuador LMF de duas vias composto por uma mola LMF e uma mola de aço e obtiveram as características do atuador LMF proposto.

2.8 ATUADOR LINEAR ELÁSTICO SÉRIE

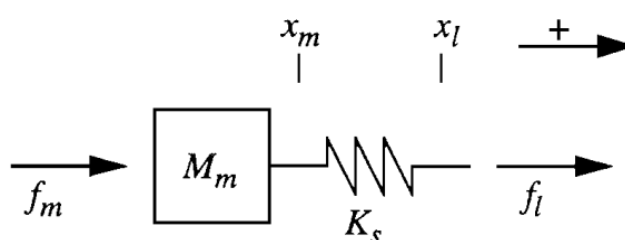
Segundo Pratt e Williamson (1995), a elasticidade em série pode dar ao atuador qualidades que são perdidas quando um redutor é introduzido, entre elas: o efeito de filtro passa-baixa para cargas impactantes; torna o problema de controle de força em um problema de controle de posição, uma vez que a força é proporcional à diferença de posição multiplicada pela constante da mola.

O atuador linear elástico série tem a possibilidade de armazenar energia e se empregado no caso de locomoção com pernas, tal armazenamento pode aumentar significativamente sua eficiência (ALEXANDER, 1988).

O atuador linear série cria uma deformação elástica sempre que a força for modulada, dependendo da amplitude relativa, da fase da força aplicada a carga e a forma de onda é possível para a interface elástica aumentar ou diminuir a largura de banda.

O modelo do atuador sugerido por Pratt e Williamson (1995), servirá como base para o desenvolvimento do nosso atuador de LMF, conforme figura 2.18.

Figura 2.18 – Modelo do atuador linear elástico série



Fonte: (PRATT; WILLIAMSON, 1995)

Na figura 2.18, as variáveis são definidas como a seguir:

f_m	Força motora
f_l	Força aplicada à carga
X_m	Posição motora
X_l	Posição da carga

M_m Massa motora

K_s Rigidez da mola

Do modelo da figura 2.18, podem-se retirar equações no domínio da frequência:

$$F_l = K_s(X_m - X_l) \quad (2.1)$$

$$X_m = \frac{f_m - f_l}{M_m s^2} \quad (2.2)$$

Fazendo $s = j\omega$ e resolvendo F_m , nos termos de F_l e X_l , temos:

$$F_m = F_l - \frac{M_m}{K_s} \omega^2 F_l - M_m \omega^2 X_l \quad (2.3)$$

De acordo com a equação 2.3, a força motora possui três componentes. A primeira, F_l , é a força aplicada através da elasticidade à carga. A segunda, $-\frac{M_m}{K_s} \omega^2 F_l$, é a força necessária para acelerar a massa motora frente à deformação elástica. A terceira $-M_m \omega^2 X_l$, é a força necessária não só para acelerar a massa motora, mas também seguir o movimento da carga. No desenvolvimento da estrutura, os dois últimos componentes dessa equação serão utilizados para o dimensionamento da mola LMF.

2.9 COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES

Mesmo com toda a evolução tecnológica ainda não foi possível desenvolver um dispositivo de membro inferior que pudesse atender todas as especificidades encontradas no pé humano. A estrutura do pé humano é bastante complexa, sendo capaz de absorver o impacto ao tocar o solo, tem a capacidade de adaptação ao terreno possibilitando o equilíbrio na troca de apoio do corpo, ainda é capaz de armazenar a energia mecânica produzida do impacto e restitui-la no final da passada. Os dedos do pé servem como garras que ajudam na fixação do solo, restabelecimento do centro de gravidade quando em conjunto com a musculatura da fásia plantar.

Os vários dispositivos existentes atendem parcialmente a essas especificidades, historicamente, o mercado vem optando por modelos mais simples, a fim de, reduzir de peso da prótese e gerar um menor ciclo de manutenção durante a vida útil. As próteses passivas, apesar de conseguir absorver e armazenar a energia de impacto durante o contato com o solo, não tem a capacidade de devolver a energia propulsiva maior do que a armazenada.

As próteses automatizadas, elétrica ou hidráulicamente, conseguem atender a esse requisito, contudo, o acréscimo de peso chega a ordem de 6 a 8 vezes o peso das próteses passivas.

O emprego de materiais inteligentes como a LMF podem ser uma alternativa para atender ao requisito de devolver a força propulsiva do tornozelo durante a caminhada, além disso, o uso da LMF em forma de mola aliado à ótima relação força – peso pode compactar o dispositivo protético ajudando na diminuição do peso total.

CAPÍTULO 3

DESENVOLVIMENTO DA ESTRUTURA DO PÉ

3.1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo procura-se descrever uma sequência ordenada do projeto de um tornozelo automatizado, passando pelos requisitos desejados a partir da determinação de um sistema físico e finalizando com as características físicas do projeto através do detalhamento pelo modelo dinâmico do tornozelo com atuador de LMF.

O projeto de próteses atuais não replica exatamente as características de um pé humano normal. Um pé humano é um dispositivo multifuncional que pode ser usado para executar uma ampla gama de atividades, no entanto, um pé protético é limitado a apenas alguns.

A proposta descrita nessa tese é usar um atuador no tornozelo acionado por LMF combinado com molas em série para que possa reproduzir as solicitações de torque exigidas por um tornozelo natural, a principal razão está na redução do peso final do mecanismo. Nesse trabalho, será usada a prototipagem rápida com material de ABS, ao invés da fabricação em aço usinado, fazendo necessária a redução do torque total na articulação que simula o tornozelo, no entanto, o que se deseja é provar possibilidade de obter as mesmas características de torque usando o atuador com LMF.

As características que precisam ser levadas em consideração para alcançar o movimento natural na marcha humana incluem:

Dorsiflexão ou flexão dorsal é um movimento de articulação do tornozelo ocorre no plano sagital e se refere à flexão entre o pé e a superfície do corpo, ou seja, a parte anterior do membro inferior.

Eversão e inversão é a capacidade de o pé inclinar de um lado para outro, muito importante quando se caminha em uma superfície irregular. O pé deve fazer compensações para que a pessoa possa se manter equilibrada.

Absorção de impacto o principal propósito da absorção de impacto é diminuir o choque exercido sobre o coto residual do amputado durante a caminhada.

Retorno de energia a energia mecânica é armazenada na instância da fase da caminhada e é devolvida na transferência de peso.

Torção do tornozelo a torção controlada no tornozelo é benéfica para caminhadas em longas distâncias, subir e descer escadas ou caminhos inclinados, bem como, em terreno irregular (SU et al., 2010).

3.2 REQUISITOS PARA O PROJETO

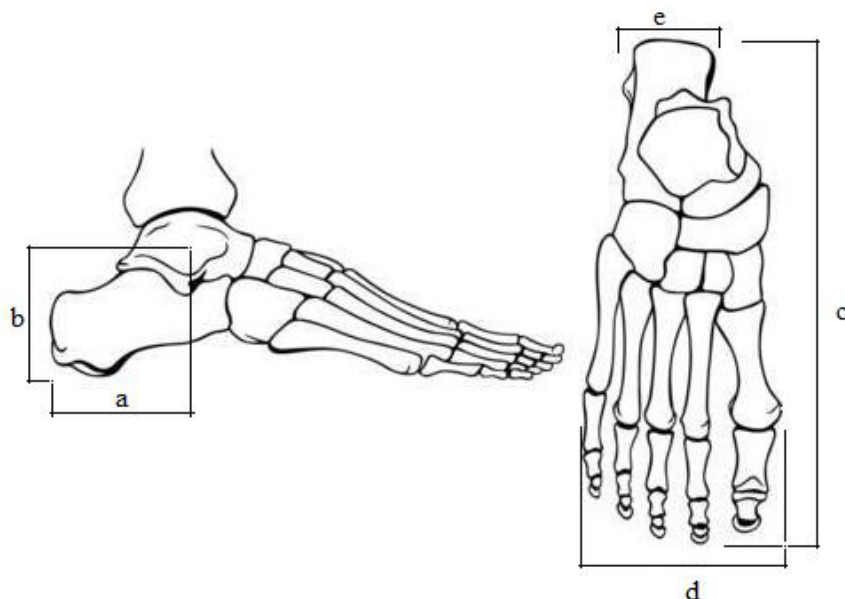
A parte que representa o retropé deve possuir a capacidade de absorção de impacto transferindo essa energia para o mediopé e posteriormente para o antepé para que essa possa ser devolvida na última fase da passada. Dessa forma, a estrutura inicial foi criada com base nas proporções antropométricas médias a partir de duas estruturas ósseas medidas no departamento de morfologia (CES – UFPB) ¹

Com o propósito de definir o tamanho do pé que será tomado como base para o projeto do tornozelo, foi solicitada ao departamento de morfologia da Universidade Federal da Paraíba (CES – UFPB), acesso às peças existentes referentes ao pé, o qual foi disponibilizado acesso a duas unidades, uma de cada sexo.

Após mensurar as peças, optou-se por projetar o tornozelo a partir das proporções obtidas da unidade masculina (figura 3.1), tendo como razões o tamanho final do dispositivo e o tamanho de cada componente que fará parte da prótese. A partir dessas medidas criou-se um modelo protético tomando como base inicial o modelo comercial Flex-Foot, com a peça de apoio do calcanhar similar ao modelo comercial triton 1C60. Tem-se na figura 3.2 o modelo da base usada para os testes.

¹ Agradecimentos à Prof^a. Dra. Eliane Marques Duarte de Sousa, pelas orientações e disponibilização das peças para medição.

Figura 3.1 – Medidas Antropométricas



Fonte: Autor

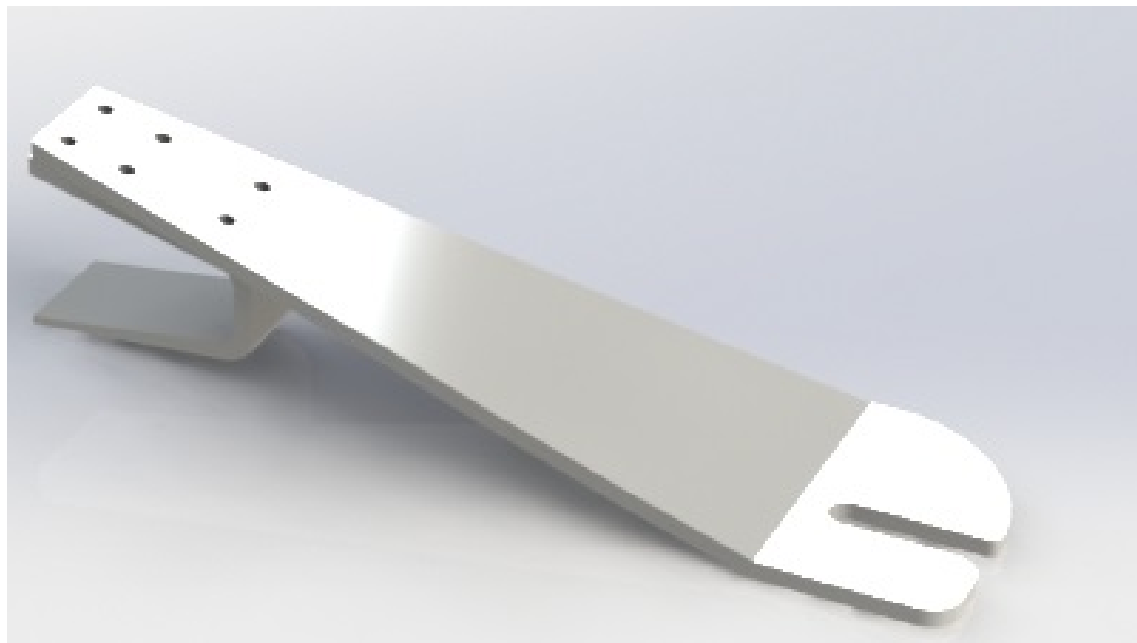
Os valores mensurados na peça masculina foram:

- (a) 31,4 mm;
- (b) 65,7 mm;
- (c) 210,9 mm;
- (d) 50,3 mm;
- (e) 34,2 mm.

O valor mensurado entre o distal do Hálux e o calcâneo de acordo com a ISO/TS corresponde à forma de um calçado número 29 (ISO19407, 2015). Esses valores foram extrapolados para uma forma padrão 37 correspondendo à média de calçado para altura mediana de 1680 mm da população adulta brasileira (IBGE, 2010). Esse formato corresponde ao comprimento médio de 257,4 mm. A base foi projetada de forma a transferir 60 % do peso para a região de apoio anterior e 40 % para a região posterior, na posição estática.

A base distal do antepé deve ser firme e ao mesmo tempo possuir a capacidade de se adaptar as irregularidades do terreno para que possa ajudar o amputado a manter o equilíbrio.

Figura 3.2 – Modelo protético – V7



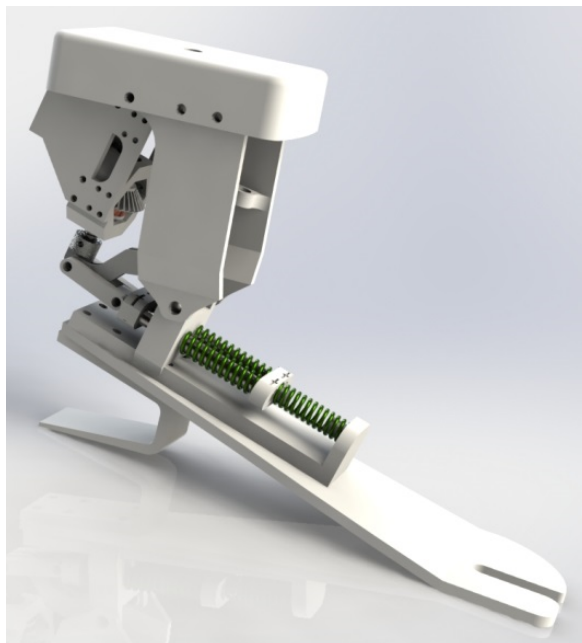
Fonte: Autor

Próteses estáticas do pé pesam entre 0,40 e 0,60 Kg, já uma prótese automatizada chega a pesar até 2,10 Kg. O desafio está em criar um projeto que possa ter as vantagens de uma prótese automatizada a um peso razoável. Nesse trabalho, porém, os esforços serão concentrados no objetivo de o protótipo atender às características de torque através de um atuador linear série, o qual seu deslocamento ficará em função de quatro molas LMF instalados antagonicamente, por isso, se faz necessário estabelecer os requisitos desejados do sistema mecânico a projetar, como:

- O projeto será montado com material de prototipagem rápida, ABS;
- Funcionamento silencioso e estável;
- Estrutura projetada deve acomodar os atuadores de liga com memória de forma, sensores e bateria;
- Atender a curva característica de torque solicitada pelo tornozelo.

O dispositivo de acionamento do tornozelo foi projetado usando como base o atuador linear elástico série, porém com o acionamento feito com dispositivo de liga com memória de forma no lugar do motor elétrico. A principal vantagem do emprego desse material no acionamento do dispositivo deve-se ao fato de reduzir substancialmente o peso final da prótese.

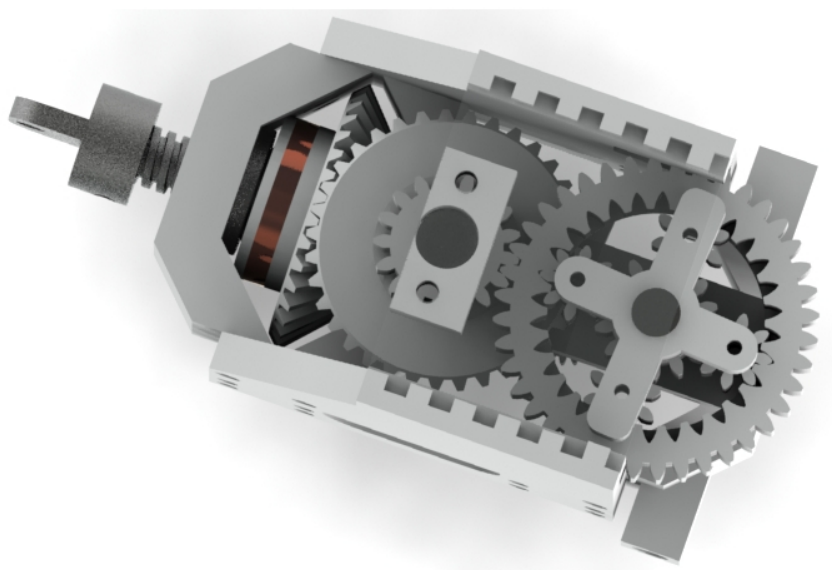
Figura 3.3 – Protótipo do Tornozelo – V4



Fonte: Autor

O ponto de fixação do dispositivo ficou na região relativa ao tornozelo (figura 3.3). O atuador consiste de um fuso de esferas recirculantes interligado a um trem de engrenagens, estes por sua vez, estão interligados a um conjunto de mola LMF que servirá como força motora (figura 3.4), dessa forma, o deslocamento do fuso deve controlar a força armazenada no tornozelo durante a segunda fase da deambulação.

Figura 3.4 – Atuador LMF - V4



Fonte: Autor

No atuador o trem de engrenagem é composto por quatro unidades cilíndricas de dentes retos e um conjunto planetário formando uma relação de 1:20, à base do trem de engrenagens há um conjunto de molas LMF que farão o deslocamento principal e no topo haverá o segundo conjunto de molas conectados ao braço do planetário que em conjunto com a mola principal promoverá a aceleração necessária ao deslocamento durante a terceira fase da passada. Esse conjunto estará conectado ao fuso com 6 mm de diâmetro e passo de 2 mm.

As molas LMF permitirão uma variação angular de $84,6^\circ$, correspondendo a 18,7 mm de deslocamento do fuso, sendo este valor suficiente para obter os deslocamentos necessários para corrigir a força obtida devido a variação do ângulo no tornozelo durante a deambulação. Para isso, estudos cinemáticos e dinâmicos da estrutura foram feitos para determinar o atendimento das solicitações de movimento e força necessários para caminhar.

3.3 ANÁLISE CINEMÁTICA

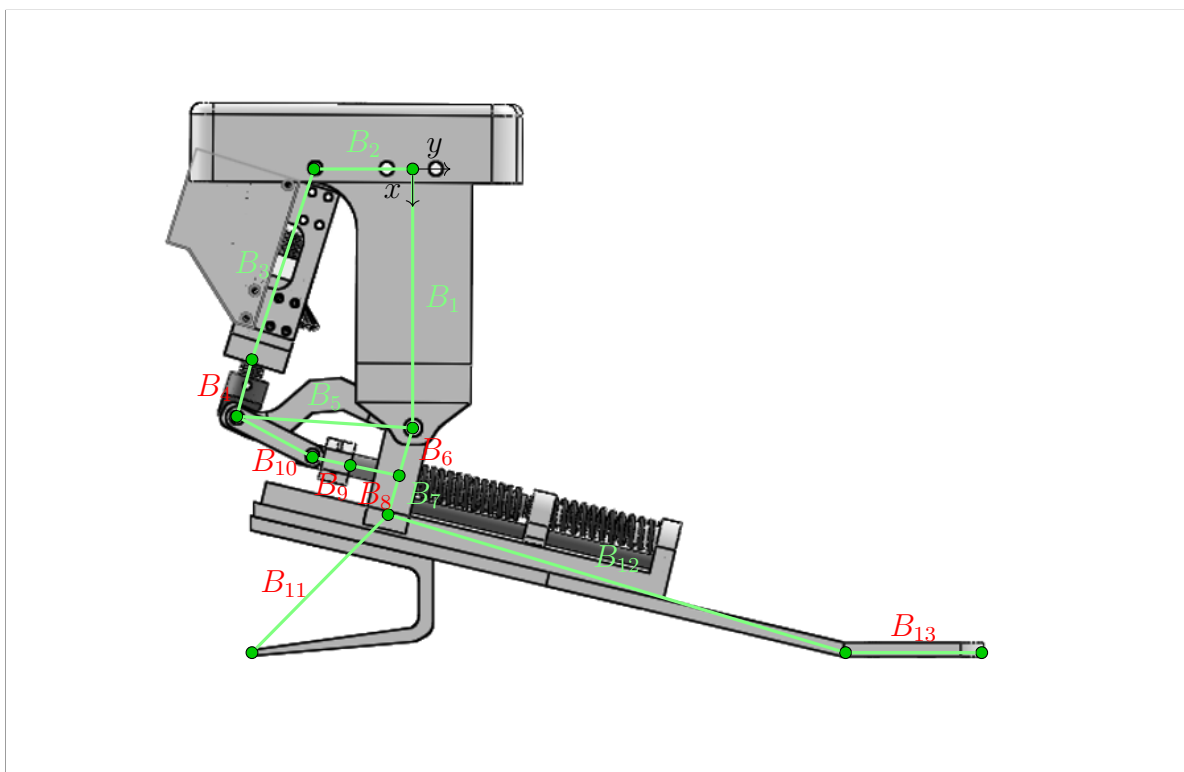
A cinemática é o estudo do movimento desconsiderando as forças que a causaram. A análise cinemática determina o comportamento dinâmico de corpos rígidos (NORTON, 2010). Esse estudo permite calcular as posições, velocidades e acelerações que o movimento gera em seus elos (CRAIG, 2004), ou seja, nos pontos de interesse do mecanismo, tais informações são necessárias para o cálculo das forças internas que atuam no mecanismo.

A definição de mecanismo é dada como a parte de projeto de máquinas relacionadas com o projeto cinemático de sistemas articulados, cames, engrenagens e trens de engrenagens, ou uma combinação de corpos rígidos ou resistentes de tal modo compostos e ligados que se movem entre si com movimento relativo definido.

No estudo de movimento é necessário definir os vários tipos de movimentos produzidos por este mecanismo. Neste caso, o mecanismo foi projetado para movimentos planos de translação e rotação. Um corpo tem movimento de translação quando uma reta, definida por dois pontos quaisquer, fica constantemente paralela a si mesma; em translação retilínea os pontos desse corpo têm uma trajetória de retas paralelas, já uma translação curvilínea a trajetória dos pontos são curvas idênticas, paralelas à um plano fixo. Um movimento de rotação se dá quando cada ponto do corpo rígido, em movimento plano, permanece a uma distância constante de um eixo fixo, normal ao plano do movimento. Por fim, há a combinação de movimentos de rotação e translação que fazem parte do mecanismo em estudo.

A modelagem se dará por meio de elos que substituirão a estrutura mecânica

Figura 3.5 – Geometria da Prótese para parâmetros DH.



Fonte: Autor

originalmente proposta a fim de facilitar os cálculos envolvidos e entender o comportamento dinâmico do mesmo (figura 3.5). Dessarte, o mecanismo é representado por treze elos, sendo os elos três e quatro os motores, e o elo oito representa a mola de aço em série, o qual, controla a força sobre a mola série que ficará em função da translação do elo quatro sobre o elo três.

Para descrever a arquitetura das cadeias cinemática, é necessário descrever de modo único as direções e as distâncias dos elos da cadeia cinemática. Com esta finalidade, adotou-se a Notação de Denavit-Hartenberg (DH). Neste tipo de cadeia, o elo inicial é chamado de base do manipulador, e o final, operador terminal. Na notação DH cada elo é enumerado de 0 à n , de forma que, o par i é definido como o acoplamento entre o elo $(i - 1)$ e o elo i . Conseqüentemente, o mecanismo será composto por $(n+1)$ elos e n pares (ANGELES, 2013).

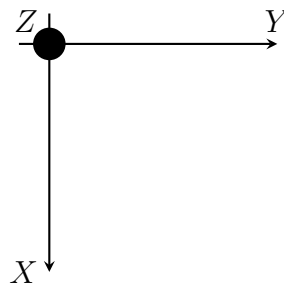
A descrição da transformação geométrica de cada elo, será descrita por uma matriz de transformação (eq. 3.1) representada por ${}^{i-1}A_i$:

$${}^{i-1}A_i = Rot(z, \theta_i).Trans(a_i, 0, 0).Trans(0, 0, d_i).Rot(x, \alpha_i)$$

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} \cos(\theta_i) & -\text{sen}(\theta_i)\cos(\alpha_i) & \text{sen}(\theta_i)\text{sen}(\alpha_i) & a_i\cos(\theta_i) \\ \text{sen}(\theta_i) & \cos(\theta_i)\cos(\alpha_i) & -\cos(\theta_i)\text{sen}(\alpha_i) & a_i\text{sen}(\theta_i) \\ 0 & \text{sen}(\alpha_i) & \cos(\alpha_i) & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Para o estudo de movimento, a origem de cada elo receberá a nomenclatura B com manipulador em movimento no plano vertical. Para isso, a orientação de referência, B_0 , terá a orientação do vetor x , rotacionada em -90° em relação ao vetor z conforme figura 3.6, e fixada na intersecção entre os elos B_1 e B_2 .

Figura 3.6 – Coordenada Base



Fonte: Autor

A parte superior da prótese, destinada a fixação do adaptador pyramid (figura 3.7), será tomado como ponto de origem para o elo B_0 .

Figura 3.7 – Adaptador pyramid com 4 furos

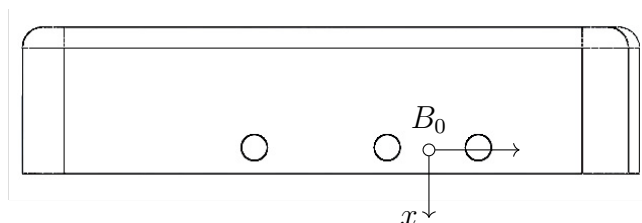


Fonte:(ÖSSUR, 2016)

Dessa forma, o ponto de origem foi alocado entre a furação de fixação das peças de suporte laterais, de forma a ficar alinhado com o ponto do tornozelo. Na figura 3.8 é

apresentada a parte superior com o ponto de referência a orientação da origem para os cálculos cinemáticos do dispositivo protético.

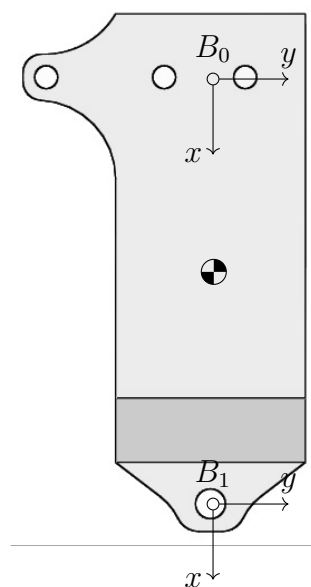
Figura 3.8 – B_0 - Base superior.



Fonte: Autor

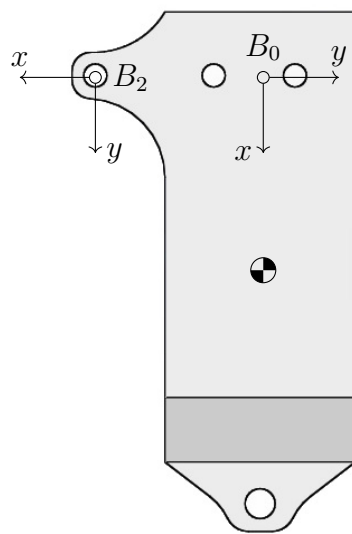
O mesmo ponto pode ser visto em relação aos suportes laterais (figura 3.9), bem como o elo B_1 alocado no ponto referente ao tornozelo.

Figura 3.9 – B_1 - Elo referente ao tornozelo.



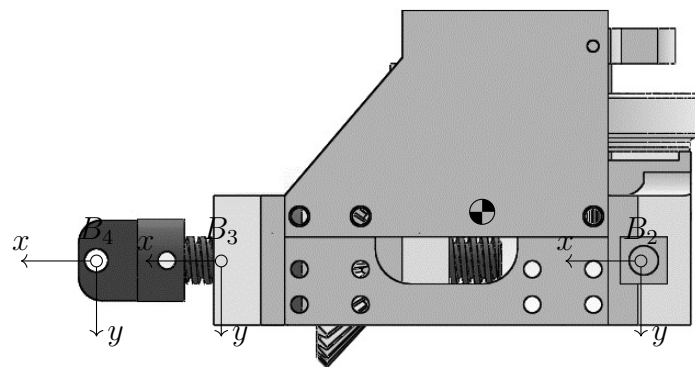
Fonte: Autor

B_2 representa o espaçamento entre o ponto de origem e o ponto de fixação superior do atuador, conforme figura 3.10.

Figura 3.10 – B_2 - Espaçamento para o atuador.

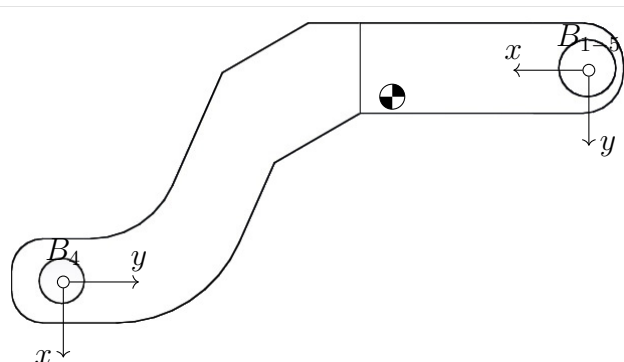
Fonte: Autor

B_3 representa a parte rotacional do atuador fixo ao elo B_2 , e B_4 representa a parte translacional do atuador (figura 3.11).

Figura 3.11 – B_3, B_4 - Elos referente ao atuador LMF.

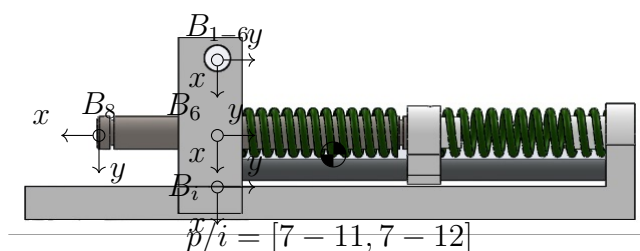
Fonte: Autor

Para B_5 , utilizou-se um correspondente retilíneo para sua representação (figura 3.12), uma vez que a função dessa peça é manter o deslocamento do atuador e da peça correspondente a B_{10} dentro de um raio de atuação para que o deslocamento do atuador, a fim de que tal deslocamento reflita em transmissão de força das molas de aço para B_2 .

Figura 3.12 – B_5 - Elo do suporte central.

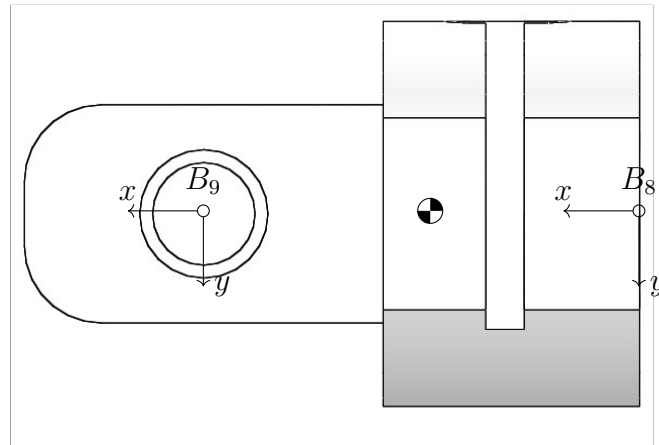
Fonte: Autor

Os elos B_6 , B_7 e B_8 estão fixados em dispositivo de molas que irá transferir a força das molas instaladas de forma antagonista por meio de um eixo de aço instalado entre elas (figura 3.13), para dimensionamento, foi considerada apenas a porção do eixo que traspassa o suporte de fixação, também nesse ponto o suporte foi dividido em duas partes, a fim de facilitar os cálculos envolvidos.

Figura 3.13 – B_6, B_7, B_8 - Elos da base de molas de aço.

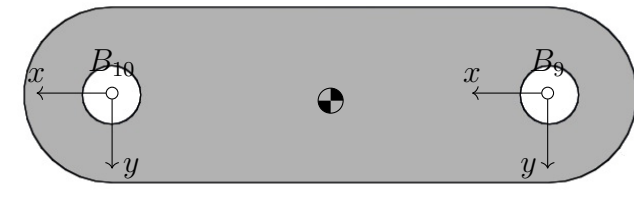
Fonte: Autor

Também foi considerado no mecanismo o suporte de fixação eixo-molas (figura 3.14), sendo esta a peça que conecta o suporte de alavanca (figura 3.15) ao mecanismo das molas de aço (figura 3.13), nessa peça ocorrerá apenas o movimento de translação de acordo com o deslocamento de B_8 que representa as molas de aço.

Figura 3.14 – B_9 - Identificação do elo do suporte eixo-molas.

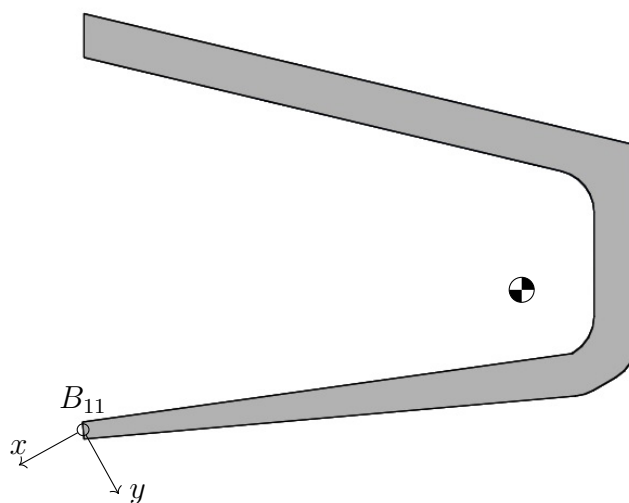
Fonte: Autor

Em B_{10} (figura 3.15) haverá dois movimentos combinados em suas extremidades, uma será o movimento de rotação, com raio definido por B_5 e em função do deslocamento de B_4 e na outra, além dessa combinação haverá o movimento de translação para impulsionar as molas de aço B_8 .

Figura 3.15 – B_{10} - Identificação dos elos no suporte alavanca.

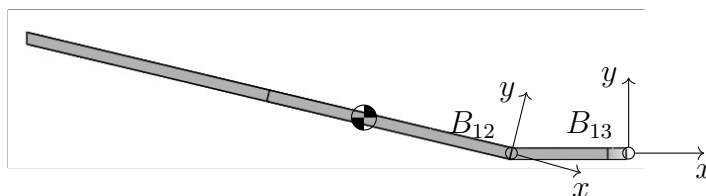
Fonte: Autor

Para o elo B_{11} (figura 3.16) há a necessidade de conhecer o ponto inferior relativo ao calcâneo que, junto com elo B_{13} (figura), relativo as falanges, possibilita a modelagem da flexão e dorsiflexão do mecanismo.

Figura 3.16 – B_{11} - Elo referente ao calcâneo.

Fonte: Autor

A partir da geometria do mecanismo e considerando movimentos em um plano vertical montou-se uma tabela (tab. 1) com os parâmetros geométricos que possibilitam a criar as matrizes de transformação da origem para cada elo.

Figura 3.17 – B_{12}, B_{13} - Elos na plataforma principal.

Fonte: Autor

Para notação de DH, ainda há a necessidade dos parâmetros de deslocamento das juntas (d) e o ângulo de torção do elo (α) que nesse caso serão todos iguais a zero. Os ângulos que definem os elos B_5 e B_6 foram renomeados para θ_{1-5} , sendo o ângulo de B_1 para B_5 e θ_{1-6} , de B_1 para B_6 , bem como os ângulos que definem os elos B_{11} e B_{12} foram renomeados para θ_{7-11} e θ_{7-12} respectivamente. Também, com o intuito de melhorar a apresentação das matrizes, optou-se por utilizar notação de simplificação das funções trigonométricas, sendo $S_i = \text{sen}(\theta_i)$, $C_i = \text{cos}(\theta_i)$ (CRAIG, 2004), devido a quantidade de ângulos interagindo entre si, alterou-se a notação adotada por Craig (2004) para: $S_{i,j} = \text{sen}(\theta_i + \theta_j)$, $C_{i,j} = \text{cos}(\theta_i + \theta_j)$.

Considerando a estrutura correspondente ao tornozelo, B_1 , em repouso, ou seja, na posição perpendicular ao solo, é possível determinar a inclinação do elo B_9 ,

Tabela 1 – Parâmetros geométricos do mecanismo da prótese.

Elo	θ_i	Valor de θ_i [°]	a_i [mm]
B_1	θ_0	0,00	92,50
B_2	θ_1	-90,00	35,60
B_3	θ_2	θ_2	73,19
B_4	θ_3	0,00	a_4
B_5	θ_{1-5}	θ_{1-5}	62,96
B_6	θ_{1-6}	θ_{1-6}	18,00
B_7	θ_6	0,00	13,00
B_8	θ_7	$\theta_{1-6}+90,00$	a_8
B_9	θ_8	0,00	17,00
B_{10}	θ_9	θ_9	34,00
B_{11}	θ_{7-11}	-31,60	72,12
B_{12}	θ_{7-12}	85,58	167,87
B_{13}	θ_{12}	17,75	42,57

Fonte: Autor

calculando-se as matrizes de rotação dos elos B_0 à B_{11} e B_0 à B_{13} e comparando-se as alturas, correspondentes:

$${}^{B_0}A_{B_{11}} = ({}^{B_0}A_{B_1})({}^{B_1}A_{B_6})({}^{B_6}A_{B_7})({}^{B_7}A_{B_{11}}) \quad (3.2)$$

$${}^{B_0}A_{B_{11}} = \begin{bmatrix} S_{1-6,7-11} & C_{1-6,7-11} & 0,00 & (a_6 + a_7)S_{1-6} + a_{11}S_{1-6,7-11} \\ -C_{1-6,7-11} & S_{1-6,7-11} & 0,00 & -(a_6 + a_7)C_{1-6} - a_{11}C_{1-6,7-11} - a_1 \\ 0,00 & 0,00 & 1,00 & 0,00 \\ 0,00 & 0,00 & 0,00 & 1,00 \end{bmatrix}$$

$${}^{B_0}A_{B_{13}} = ({}^{B_0}A_{B_1})({}^{B_1}A_{B_6})({}^{B_6}A_{B_7})({}^{B_7}A_{B_{12}})({}^{B_{12}}A_{B_{13}}) \quad (3.3)$$

$${}^{B_0}A_{B_{13}} = \begin{bmatrix} S_{1-6,7-12,12} & C_{1-6,7-12,12} & 0,00 & (a_6 + a_7)S_{1-6} + a_{12}S_{1-6,7-12} + a_{13}S_{1-6,7-12,12} \\ -C_{1-6,7-12,12} & S_{1-6,7-12,12} & 0,00 & -(a_6 + a_7)C_{1-6} - a_{12}C_{1-6,7-12} - a_{13}C_{1-6,7-12,12} - a_1 \\ 0,00 & 0,00 & 0,00 & 0,00 \\ 0,00 & 0,00 & 0,00 & 1,00 \end{bmatrix}$$

Igualando-se as componentes p_y de (3.2) e (3.3), obtêm-se a equação 3.4:

$$(a_{12} - a_{11})C_{1-6,7-12} + a_{13}C_{1-6,7-12,12} = 0 \quad (3.4)$$

Como θ_{7-12} , θ_{12} e a_{11} , a_{12} e a_{13} são conhecidos, é possível determinar o ângulo inicial de θ_{1-6} que inclina os elos B_8 e B_9 em $-13,30^\circ$.

Isso implica na determinação da inclinação dos elos B_8 e B_9 , pois estão fixados em 90° em relação à B_6 . Assim:

$$\theta_7 = \theta_{1-6} - 90^\circ \quad (3.5)$$

O ponto crítico é a determinação dos ângulos dos elos B_3 , B_5 e B_{10} , pois formam uma malha fechada e estão interligados entre si, dessa forma, pode-se determinar as coordenadas do elo B_4 por três caminhos distintos conforme as equações (3.6, 3.7 e 3.8):

$${}^{B_0}A_{B_4} = ({}^{B_0}A_{B_2})({}^{B_2}A_{B_3})({}^{B_3}A_{B_4}) \quad (3.6)$$

$${}^{B_0}A_{B_4} = \begin{bmatrix} S_{1,2} & C_{1,2} & 0,00 & a_2S_1 + (a_3 + a_4)S_{1,2} \\ -C_{1,2} & S_{1,2} & 0,00 & -a_2C_1 - (a_3 + a_4)C_{1,2} \\ 0,00 & 0,00 & 1,00 & 0,00 \\ 0,00 & 0,00 & 0,00 & 1,00 \end{bmatrix}$$

A mesma posição pode ser descrita, mas passando pelos elos B_1 e B_5 :

$${}^{B_0}A_{B_5} = ({}^{B_0}A_{B_1})({}^{B_1}A_{B_5}) \quad (3.7)$$

$${}^{B_0}A_{B_5} = \begin{bmatrix} S_{1-5} & C_{1-5} & 0,00 & a_5S_{1-5} \\ -C_{1-5} & S_{1-5} & 0,00 & -a_1 - a_5C_{1-5} \\ 0,00 & 0,00 & 1,00 & 0,00 \\ 0,00 & 0,00 & 0,00 & 1,00 \end{bmatrix}$$

Finalmente, consegue-se descrever a mesma posição passando pelos elos B_1 , B_6 , B_8 , B_9 e B_{10} :

$${}^{B_0}A_{B_{10}} = ({}^{B_0}A_{B_1})({}^{B_1}A_{B_6})({}^{B_6}A_{B_8})({}^{B_8}A_{B_9})({}^{B_9}A_{B_{10}}) \quad (3.8)$$

$${}^{B_0}A_{B_{10}} = \begin{bmatrix} S_{1-6,7,9} & C_{1-6,7,9} & 0,00 & a_6S_{1-6} + (a_8 + a_9)S_{1-6,7} + a_{10}S_{1-6,7,9} \\ -C_{1-6,7,9} & S_{1-6,7,9} & 0,00 & -a_6C_{1-6} - (a_8 + a_9)C_{1-6,7} - a_{10}C_{1-6,7,9} - a_1 \\ 0,00 & 0,00 & 1,00 & 0,00 \\ 0,00 & 0,00 & 0,00 & 1,00 \end{bmatrix}$$

Como a coordenada x e y devem ser iguais nas matrizes de transformação em 3.6, 3.7 e 3.8:

$$\text{De eq. 3.6, tem: } px = a_2S_1 + (a_3 + a_4)S_{1,2} \text{ e } py = -a_2C_1 - (a_3 + a_4)C_{1,2}.$$

$$\text{De eq. 3.7, tem: } px = a_5S_{1-5} \text{ e } py = -a_1 - a_5C_{1-5}.$$

$$\text{De eq. 3.8, tem: } px = a_6S_{1-6} + (a_8 + a_9)S_{1-6,7} + a_{10}S_{1-6,7,9} \text{ e } py = -a_6C_{1-6} - (a_8 + a_9)C_{1-6,7} - a_{10}C_{1-6,7,9} - a_1.$$

Sabe também que a soma dos ângulos interno na malha superior deve ser igual a 360° , dessa forma, o vértice formado pelos elos B_4 e B_5 , pode ser definido pelo equação 3.9:

$$\theta_{4-5} = \theta_{1-5} + 2\theta_2 + \theta_3 \quad (3.9)$$

Olhando a malha inferior é possível estabelecer uma relação entre o vértice formado por B_5 e B_{10} , uma vez que, essa malha possui quatro vértices a soma dos ângulos internos deve ser igual a 360° , conforme equação 3.10.

$$\theta_{5-10} = 90 - \theta_{1-5} + \theta_{1-6} + \theta_9 \quad (3.10)$$

Também é possível estabelecer uma relação dos ângulos através da malha externa, formada pelos elos B_1 , B_2 , B_3 , B_4 , B_6 , B_9 e B_{10} . Como esta malha possui seis vértices, a soma dos ângulos internos será igual a 720° .

$$\theta_{4-10} = \theta_{1-6} + \theta_2 + \theta_3 + \theta_9 + 90 \quad (3.11)$$

Para o bom funcionamento do mecanismo há a necessidade de restrição quanto à variação do ângulo θ_9 , que não pode ser menor que 0° pois provocará um bloqueio ao mecanismo, por outro lado não poderá ser maior que 90° , pois a força exercida poderá provocar um cisalhamento em B_8 ou B_9 ou a ruptura em B_{10} . Dessa forma:

$$0^\circ \leq \theta_9 \leq 90^\circ \quad (3.12)$$

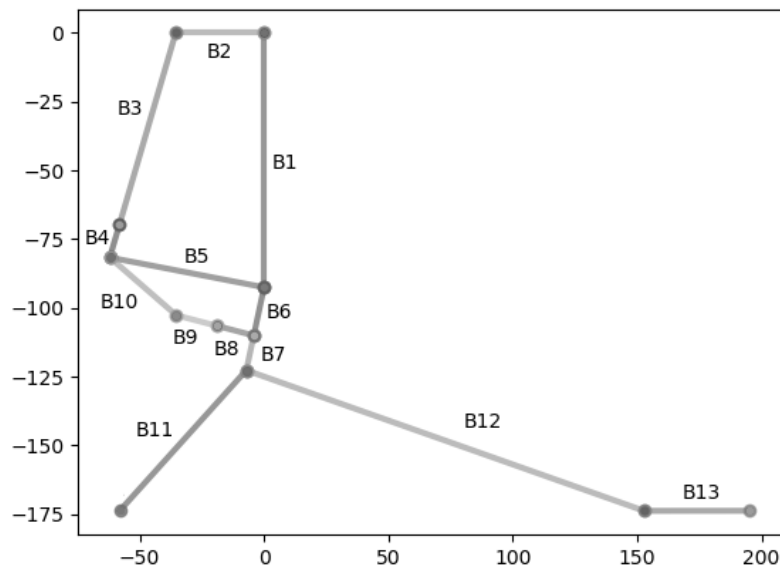
Resolvendo as equações 3.6 à 3.12, é possível determinar os ângulos iniciais de B_2 , B_5 e B_{10} , bem como o comprimento inicial de a_4 e a_8 , conforme apresentando na tabela 2 contendo todos os ângulo e deslocamentos de cada elo.

Tabela 2 – Valores iniciais dos ângulos e comprimentos dos elos.

Elo	θ_i	a_i
B_1	-90.00	92.50
B_2	-90.00	35.50
B_3	72.01	73.19
B_4	0.00	12.66
B_5	-80.08	62.00
B_6	-13.30	18.00
B_7	0.00	13.00
B_8	-90.00	15.00
B_9	0.00	17.00
B_{10}	-24.86	34.00
B_{11}	-31.60	72.12
B_{12}	85.58	167.87
B_{13}	17.75	42.57

Com estas coordenadas foi possível recriar uma apresentação gráfica de cada elo em um sistema de coordenadas x, y , conforme figura 3.18

Figura 3.18 – Representação gráfica do mecanismo na posição repouso.

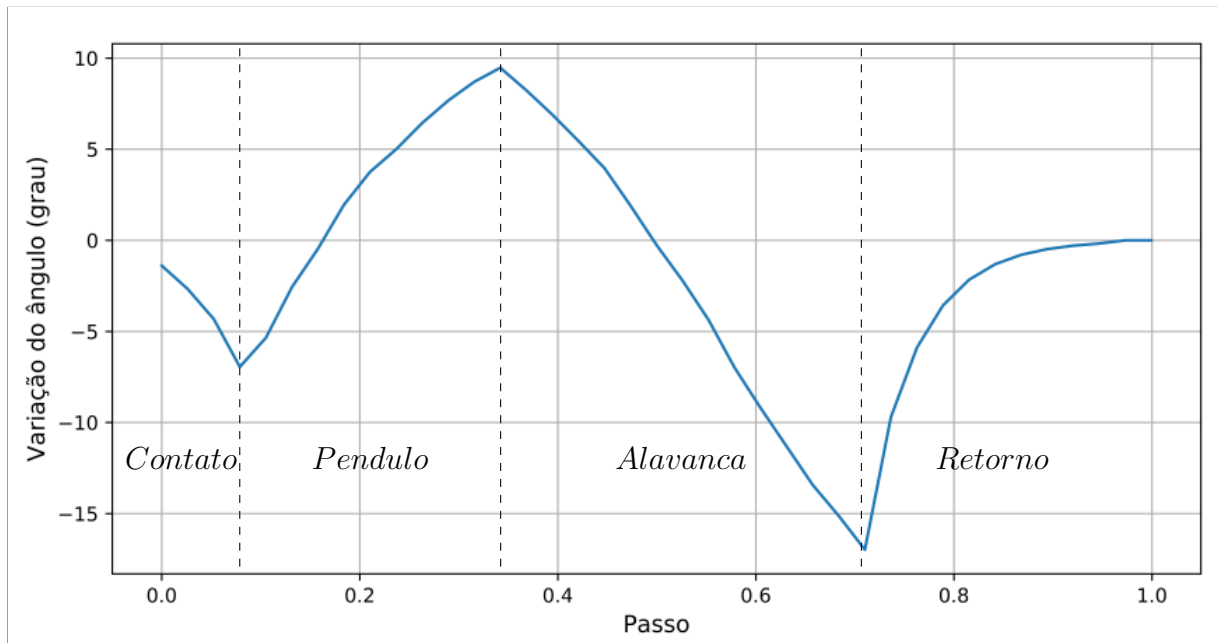


Fonte: Autor

Ferris et al. (2012) realizaram as medições necessárias para obtenção da variação do ângulo entre o tornozelo e a estrutura do pé (figura 3.19), de forma que estes dados serão tomados como base para simulação da prótese.

Observando a variação do ângulo no tornozelo 3.19 é possível verificar que o mecanismo deve atender ao menos as variações máximas de flexão e dorsiflexão. A

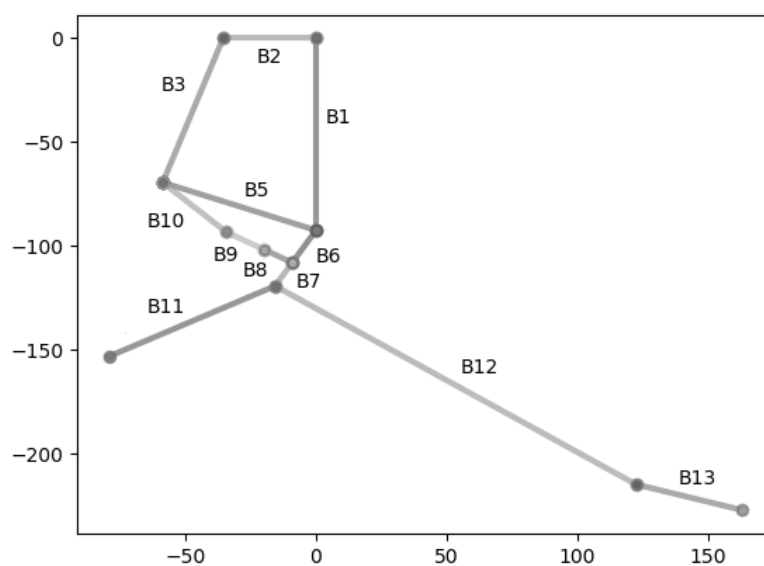
Figura 3.19 – Variação do ângulo no tornozelo



Fonte: Adaptado de (FERRIS et al., 2012)

flexão plantar máxima está relacionada a fase de alavanca, quando a prótese deve alcançar $-16,98^\circ$, para isso o atuador deve ter o menor comprimento possível, ou seja, o comprimento do fuso deve ser igual a zero. Assim, para $B_4 = 0$ obtêm-se o ângulo especificado, conforme representação gráfica (figura 3.20).

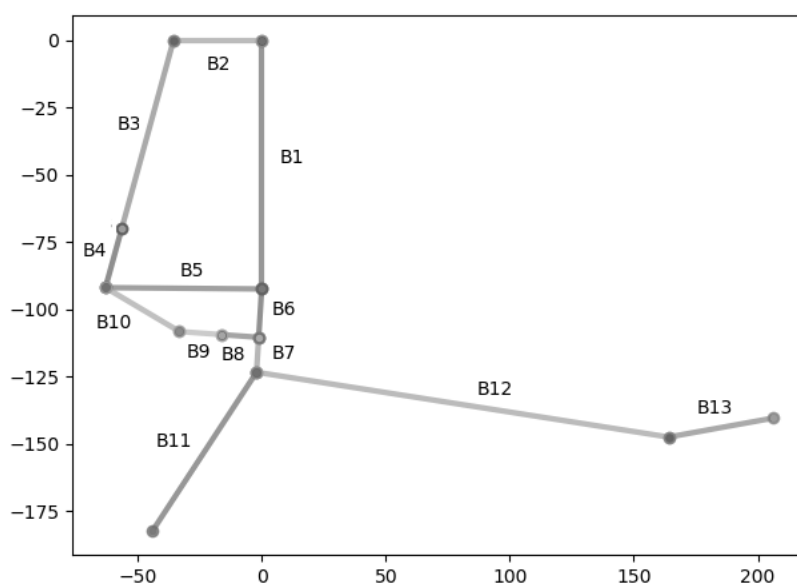
Figura 3.20 – Flexão plantar máxima do mecanismo.



Fonte: Autor

Cabe salientar que a rotação adotada para o mecanismo está no sentido anti-horário. A dorsiflexão máxima está relacionada com a fase de pêndulo quando a prótese deve alcançar $9,47^\circ$. Dessa forma o atuador, ou seja, o fuso deve aumentar o comprimento para que o ângulo especificado possa ser atingido e, retornando às equações 3.6 a 3.11 foi possível determinar o comprimento de 22.82 mm, conforme representação gráfica (figura 3.21).

Figura 3.21 – Dorsiflexão máxima do mecanismo.



Fonte: Autor

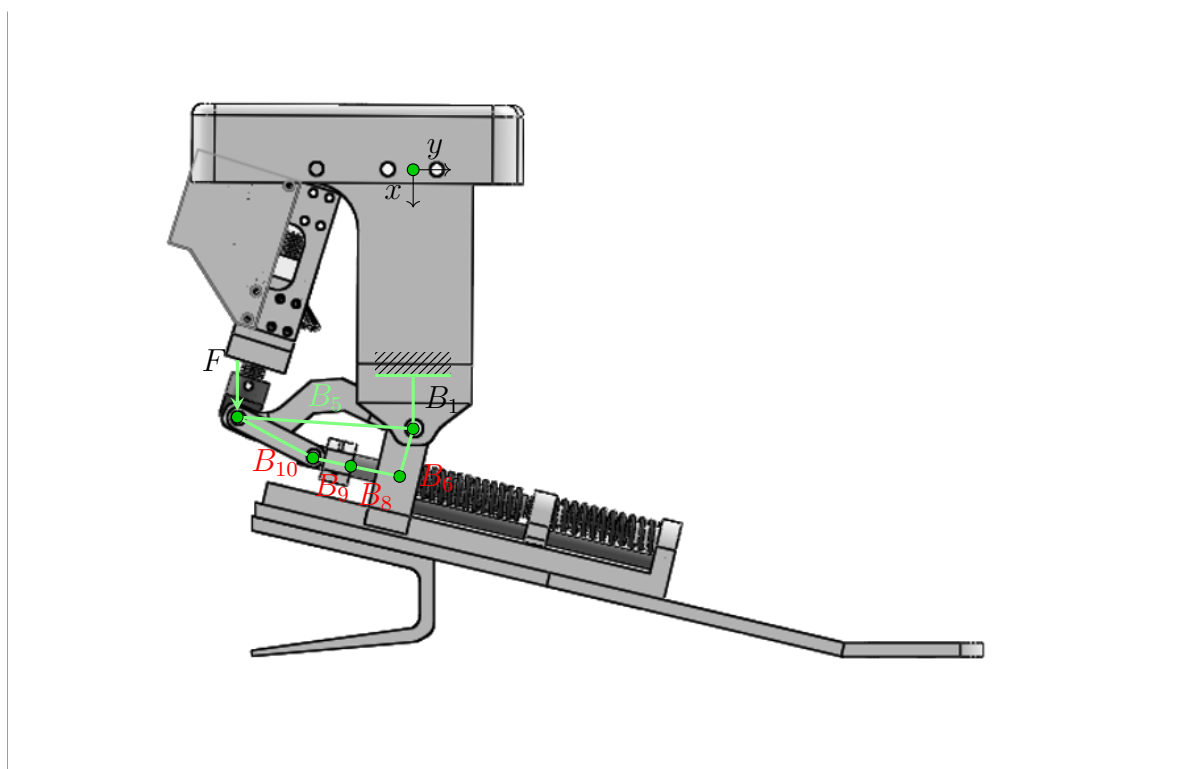
Esses movimentos foram considerados com toda a plataforma elevada, ou seja, com a plataforma livre como se estivesse em elevação, no entanto, seu funcionamento se dará com estrutura obstruída em uma ou duas partes dependendo da fase na caminhada em que o deambulante se encontrar. Dessa forma, se faz necessário verificar as forças envolvidas em cada uma dessas fases e determinar o total de deslocamento do atuador, uma vez que a força envolvida está diretamente relacionada às molas de aço instaladas na base do pé.

Para isso, se faz necessário realizar uma análise dinâmica a fim de se obter as forças envolvidas. Na próxima seção, será desenvolvida a análise dinâmica do mecanismo com o foco de obter não só os quantitativos de deslocamento necessários à cada fase da caminhada como também a determinação do torque exercido sobre o ponto que representa o tornozelo dessa prótese.

3.4 ANÁLISE DINÂMICA

Para a análise dinâmica do mecanismo foi necessário separar os elementos motores dos elementos de transmissão, dessa forma, possibilita-se analisar as forças envolvidas, bem como o torque no ponto desejado, ou seja, no ponto relativo ao tornozelo, conforme figura 3.22. Com isso, o mecanismo atuador será considerado o elemento motor, representado por sua força (F) aplicada ao mecanismo e o mecanismo de transmissão, composto pelos elos B_5 , B_8 , B_9 e B_{10} que se assemelha ao sistema de biela-manivela. B_5 representa a manivela, a qual descreve apenas um movimento de rotação, B_8 representa um sistema correção, nesse caso, o sistema de molas de aço, B_{10} a biela, a qual descreve um movimento misto, que no caso envolve translação e rotação ao mesmo tempo, e B_9 será incorporado a B_8 , pois descreverá o mesmo movimento.

Figura 3.22 – Elos envolvidos na análise dinâmica.



Fonte: Autor

Há diversas técnicas para realizar a análise dinâmica desse mecanismo, no entanto, a solução newtoniana, fornecerá de forma rápida e precisa as informações sobre força e torque desejados. A partir da simplificação do modelo figura 3.22, foi possível constatar que o mecanismo de transmissão de força assemelha-se ao mecanismo do tipo pistão-biela-manivela, respectivamente, representados pelos elos B_9 em conjunto com B_8 , B_{10} e B_5 .

Esse mecanismo tem um grau de liberdade, ou seja, se um valor é especificado para o ângulo θ_{1-5} da manivela, toda a configuração espacial do conjunto estará determinada.

O ângulo θ_{1-5} , associado ao ângulo entre a origem e a manivela, é escolhido como a cinemática primária ao passo que o ângulo θ_{10} , associado ao ângulo entre o pistão e a biela, e a posição X, do pistão, associado às molas, são escolhidos como variáveis cinemáticas secundárias de interesse. As equações de posição, são as seguintes:

$$({}^{B_0}A_{B_5})({}^{B_5}A_{B_{10}})({}^{B_{10}}A_{B_9})({}^{B_9}A_{B_8}) = ({}^{B_0}A_{B_6}) \quad (3.13)$$

Dessa forma, as equações de posição resultantes em X:

$$\begin{aligned} a_5 S_{1-5} - a_{10} S_{1-6,7,9} - (a_8 + a_9) S_{1-6,7} - a_6 S_{1-6} &= 0 \\ -a_5 C_{1-5} + a_{10} C_{1-6,7,9} + (a_8 + a_9) C_{1-6,7} + a_6 C_{1-6} &= 0 \end{aligned} \quad (3.14)$$

Admitindo os ângulos θ_{1-6} e θ_7 conhecidos, tem-se então como variáveis apenas os ângulos θ_{1-5} e θ_9 , dessa forma, pode-se reescrever o vetor de posição da equação 3.14 como segue:

$$\begin{aligned} a_5 S_{1-5} - a_{10} S_\beta - X_1 &= 0 \\ -a_5 C_{1-5} + a_{10} C_\beta + y_1 &= 0 \end{aligned} \quad (3.15)$$

sendo: $\beta = \theta_{1-6} + \theta_7 + \theta_9$; $X_1 = (a_8 + a_9) S_{1-6,7} - a_6 S_{1-6} - x$; e $y_1 = (a_8 + a_9) C_{1-6,7} + a_6 C_{1-6}$

Essa equação pode ser resolvida para β e X_1 , uma vez que y_1 é um valor fixo conhecido.

$$\beta = \arccos[(a_5 C_{1-5} - y_1)/a_{10}] \quad (3.16)$$

$$X_1 = a_5 S_{1-5} - a_{10} S_\beta \quad (3.17)$$

A equação de velocidade pode ser obtida derivando a equação de posição (eq. 3.15)

$$\begin{aligned} a_5 \dot{\theta}_{1-5} C_{1-5} - a_{10} \dot{\beta} C_\beta - \dot{X}_1 &= 0 \\ a_5 \dot{\theta}_{1-5} S_{1-5} - a_{10} \dot{\beta} S_\beta &= 0 \end{aligned} \quad (3.18)$$

Reescrevendo as equações de forma matricial, tem-se que:

$$\begin{bmatrix} -a_{10}C_\beta & -1 \\ -a_{10}S_\beta & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{\beta} \\ \dot{X}_1 \end{Bmatrix} = \theta_{1-5} \cdot \begin{Bmatrix} a_5C_{1-5} \\ a_5S_{1-5} \end{Bmatrix} \quad (3.19)$$

A matriz de coeficientes no lado esquerdo da equação matricial (eq. 3.19) é a matriz jacobiana para o mecanismo biela-manivela. A resolução dessas equações em termos de $\dot{\beta}$ e \dot{X}_1 , resulta em:

$$\begin{Bmatrix} \dot{\beta} \\ \dot{X}_1 \end{Bmatrix} = \theta_{1-5} \cdot \begin{Bmatrix} -a_5S_{1-5}/a_{10}S_\beta \\ -a_5C_{1-5} + a_5S_{1-5}/T_\beta \end{Bmatrix} \quad (3.20)$$

sendo: T_i a notação de simplificação para tangente de θ_i .

Para a análise de aceleração basta derivar as equações de velocidade eq. 3.18, como segue:

$$\begin{aligned} \ddot{\theta}_{1-5}a_5C_{1-5} - \dot{\theta}_{1-5}^2a_5S_{1-5} - \ddot{\beta}a_{10}C_\beta + \dot{\beta}^2a_{10}S_\beta - \ddot{X}_1 &= 0 \\ \ddot{\theta}_{1-5}a_5S_{1-5} + \dot{\theta}_{1-5}^2a_5C_{1-5} - \ddot{\beta}a_{10}S_\beta - \dot{\beta}^2a_{10}C_\beta &= 0 \end{aligned} \quad (3.21)$$

Reescrevendo a equação 3.21 em forma matricial, obtêm-se:

$$\begin{bmatrix} -a_{10}C_\beta & -1 \\ -a_{10}S_\beta & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{\beta} \\ \ddot{X}_1 \end{Bmatrix} = \ddot{\theta}_{1-5} \begin{Bmatrix} a_5C_{1-5} \\ a_5S_{1-5} \end{Bmatrix} + \dot{\theta}_{1-5}^2 \begin{Bmatrix} -a_5S_{1-5} \\ a_5C_{1-5} \end{Bmatrix} + \dot{\beta}^2 \begin{Bmatrix} a_{10}S_\beta \\ -a_{10}C_\beta \end{Bmatrix} \quad (3.22)$$

Novamente observa-se a presença da matriz jacobiana para o mecanismo biela-manivela. A resolução dessas equações em termos de $\ddot{\beta}$ e \ddot{X}_1 , resulta em:

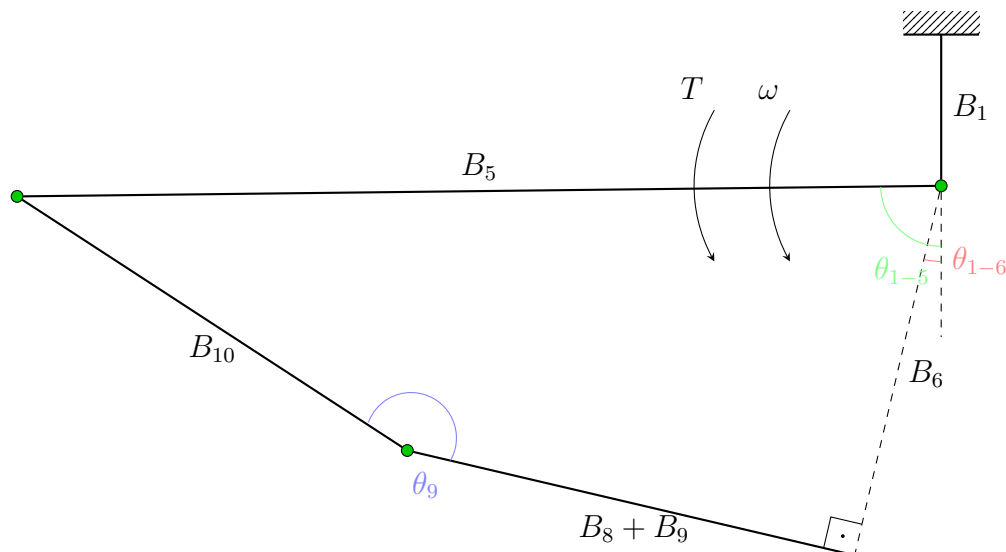
$$\begin{Bmatrix} \ddot{\beta} \\ \ddot{X}_1 \end{Bmatrix} = \ddot{\theta}_{1-5} \begin{Bmatrix} -a_5S_{1-5}/(a_{10}S_\beta) \\ -a_5C_{1-5} + a_5S_{1-5}/T_\beta \end{Bmatrix} + \dot{\theta}_{1-5}^2 \begin{Bmatrix} -a_5C_{1-5}/(a_{10}S_\beta) \\ a_5S_{1-5} + a_5C_{1-5}/T_\beta \end{Bmatrix} + \frac{\dot{\beta}^2}{S_\beta} \begin{Bmatrix} C_\beta \\ -a_{10} \end{Bmatrix} \quad (3.23)$$

Considerando o mecanismo pistão-biela-manivela simplificado da figura 3.22, o qual se admite funcionar em baixas velocidades de rotação, dessarte se podem desprezar os efeitos de inércia.

Admite-se também que os esforços devido à gravidade são pequenos quando comparados com os demais esforços envolvidos, assim as forças originais pelo efeito da gravidade serão desprezadas. Despreza-se ainda o atrito entre as superfícies com movimento relativo.

Aplicando-se no diagrama da figura 3.23 o princípio do equilíbrio estático, ou seja, verificando-se simultaneamente duas condições: ser nula a soma vetorial de todas

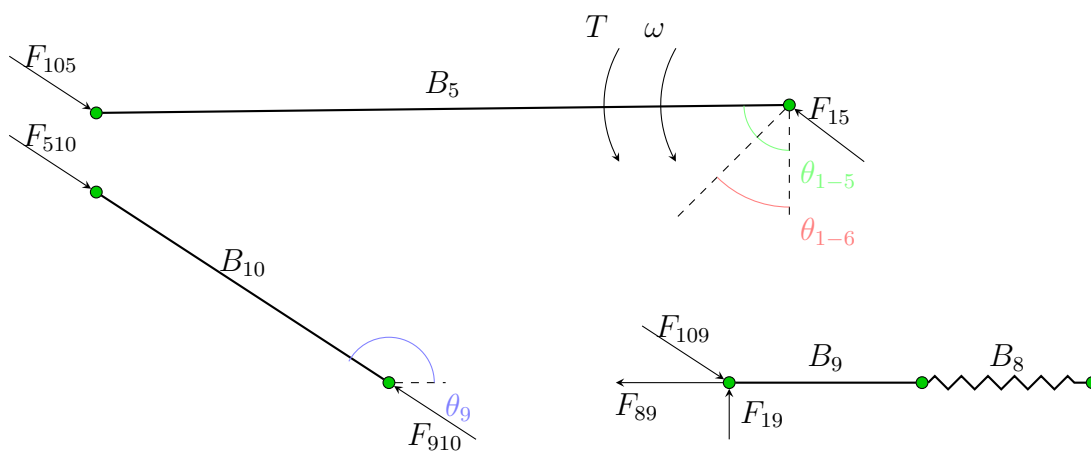
Figura 3.23 – Diagrama do mecanismo de força.



Fonte: Autor

as forças que sobre o corpo, bem como a soma de todos os momentos das forças em torno de um determinado eixo; é possível determinar que o mecanismo aplicará ao eixo correspondente ao tornozelo.

Figura 3.24 – Diagrama do corpo livre de cada elo.



Fonte: Autor

Na figura 3.24 têm-se os diagramas do corpo livre de um dos elementos do mecanismo envolvido no movimento de força do mecanismo.

A mola representada por B_8 , está fixada em uma das extremidades ao mecanismo do pé e à outra na barra B_9 , essa por sua vez transfere a força para a B_{10} calculada por:

$$F_{109} = -\frac{F_{89}}{\cos(\theta_9)} \tag{3.24}$$

De B_{10} , tem-se a transferência da força para B_5 , assim:

$$F_{105} = -F_{109} = \frac{F_{89}}{\cos(\theta_9)} \quad (3.25)$$

O vértice formado pelos elos B_5 e B_{10} pode ser relacionado de duas formas, conforme equações 3.26 e 3.27.

$$\lambda = 270 - \theta_{1-5} + \theta_{1-6} - \theta_9 \quad (3.26)$$

$$\lambda = \arccos\left(\frac{a_{10}^2 + a_5^2 - a_6^2 - (a_8 + a_9)^2}{2a_{10}a_5}\right) = \arccos(\psi) \quad (3.27)$$

O momento que atua sobre o eixo do elo B_5 , é dado por:

$$T = -F_{105}a_5S_\lambda \quad (3.28)$$

Substituindo 3.26 e 3.27 em 3.28 obtêm-se:

$$T = \frac{F_{89}a_5}{C_{1-5,1-6}} - \frac{F_{89}a_5\sqrt{1-\psi^2}}{\psi - S_{1-5,1-6}} \quad (3.29)$$

Esta expressão traduz o momento na junta que representa o tornozelo do mecanismo em função da variação do ângulo θ_{1-6} e também em função do deslocamento da mola através de θ_{1-5} controlada pelo atuador fixado no vértice composto por B_5 e B_{10} .

Uma pessoa ou qualquer sistema de locomoção bípede tem seu peso dividido pelos membros que estão em fase de apoio (SILVA et al., 2016). A passada ou ciclo de marcha é definido como sendo a duração entre um contato com o solo até o limiar do contato seguinte. Essa passada pode ser dividida em duas fases: oscilação e apoio.

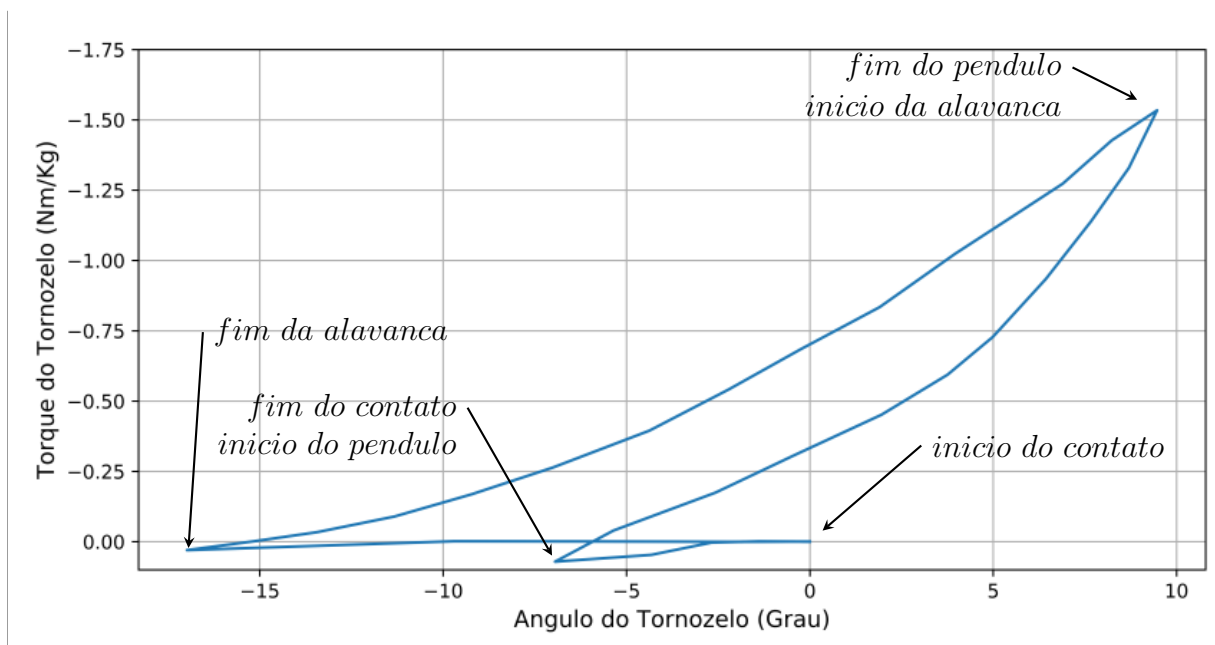
A fase de balanço ou oscilação vai do momento em que o Hálux deixa o contato com o solo até o momento em que o calcâneo toca o solo tendo como referência a mesma perna. Já a fase de apoio é definida por todo o período em que o pé está em contato com o solo.

Na fase de oscilação haverá apenas o controle de posição para o novo contato com o solo; enquanto que na fase de apoio o controle de força se faz necessário para melhor absorver o impacto no início do contato e incremento no torque ao final do ciclo para melhor fluidez da caminhada do amputado.

Será usado como referência o comportamento do tornozelo (figura 3.25) obtido em laboratório por Au, Weber e Herr (2009), os quais registraram as variações do

torque para cada uma das três subfases que compõe a fase de apoio: (contato, alavanca e pêndulo).

Figura 3.25 – Torque no tornozelo x Ângulo do tornozelo

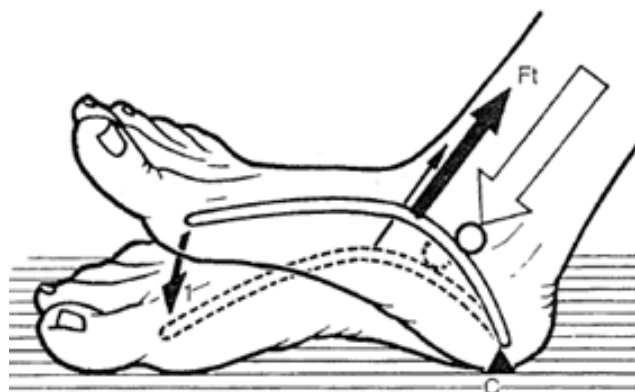


Fonte: Adaptado de (AU; WEBER; HERR, 2009)

A primeira fase está compreendida entre o contato do calcanhar ao solo e o pé plano, ou seja, totalmente apoiado no solo, nela a flexão plantar é controlada e a mola série deve agir de forma linear. A segunda fase se caracteriza após o momento de flexão plantar e se estende até a máxima dorsiflexão, esse movimento também deve ser controlado e a mola deve ter um comportamento não linear. Por fim, a terceira fase, fica entre a máxima dorsiflexão e o momento em que os dedos deixam de tocar o solo, a importância dessa subfase está exatamente no seu limiar, pois é nesse momento em que é solicitada a força adicional que será somada à força acumulada na subfase anterior pela mola série.

Na figura 3.25 consta o registro do torque em cada uma das fases do passo, como o objetivo é obter o comportamento do torque estes valores foram divididos pelo peso, a fim de ter uma referência do torque por peso. Uma vez que o material utilizado no protótipo será de ABS para a prototipagem rápida, a estrutura será dimensionada para suportar um peso de 2,5 Kg.

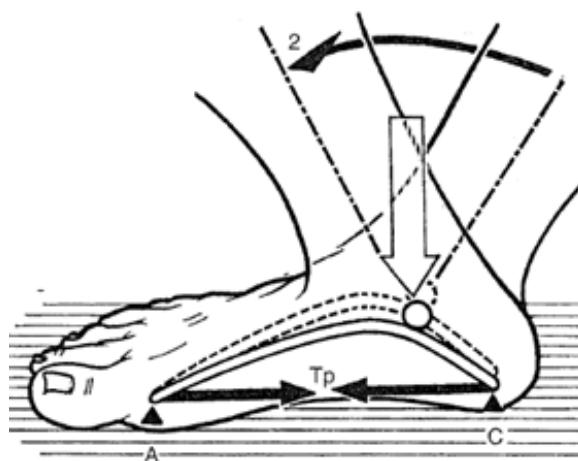
Figura 3.26 – Primeira fase de apoio



Fonte: (KAPANDJI, 2000)

O gráfico da figura 3.25 define as fases de apoio distintamente através da variação do ângulo no tornozelo. Entre 0° e $-6,9^\circ$, que corresponde à primeira fase de apoio (figura 3.26), há um torque de $5,34 \text{ Nmm}$. Assim, a equação 3.29, possibilita determinar a constante elástica para a mola de aço criar a força necessária à essa variação de ângulo, sendo de $0,39 \text{ N/mm}$.

Figura 3.27 – Segunda fase de apoio

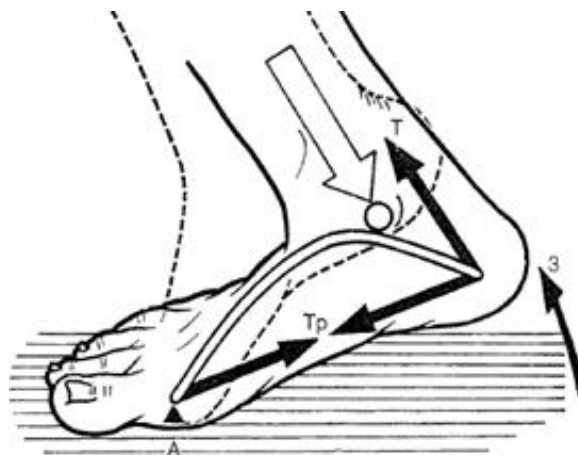


Fonte: (KAPANDJI, 2000)

Para a segunda fase de apoio (figura 3.27) o ângulo varia entre $-6,9^\circ$ e $9,5^\circ$, possui um torque correspondente a essa variação do ângulo de $199,1 \text{ Nmm}$. Através da equação 3.29, determinou-se que a constante da mola deveria ser de $0,89 \text{ N/mm}$.

Na terceira fase de apoio (figura 3.28), o ângulo varia entre $9,5^\circ$ e -17° e possui um torque correspondente de $194,0 \text{ Nmm}$, com isso, utilizando-se da equação 3.29 determinou-se que a constante da mola para esse caso seria de $0,48 \text{ N/mm}$.

Figura 3.28 – Terceira fase de apoio



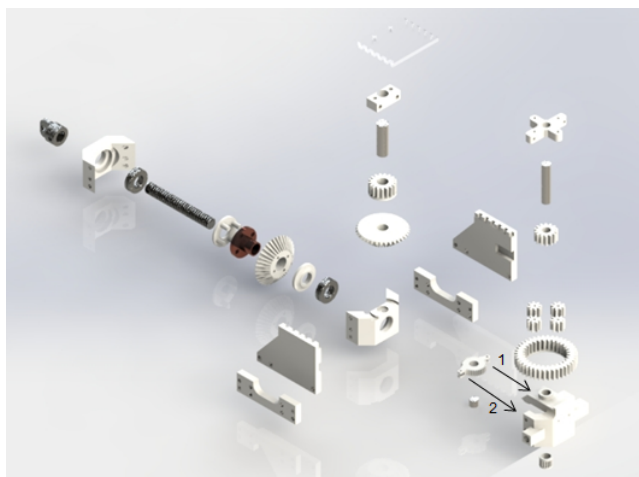
Fonte: (KAPANDJI, 2000)

Isso posto, optou-se por dois pares de molas de compressão, do tipo leve, com constante elástica de 0,39 N/mm e curso de trabalho de 20 mm, conforme modelo MDL 9-0808-11.

3.5 DIMENSIONAMENTO DO ATUADOR

O atuador (figura 3.29), é composto de um conjunto de quatro engrenagens cilíndricas de dentes retos e um conjunto planetário formando uma relação de 1:20.

Figura 3.29 – Visão Explodida do Atuador.

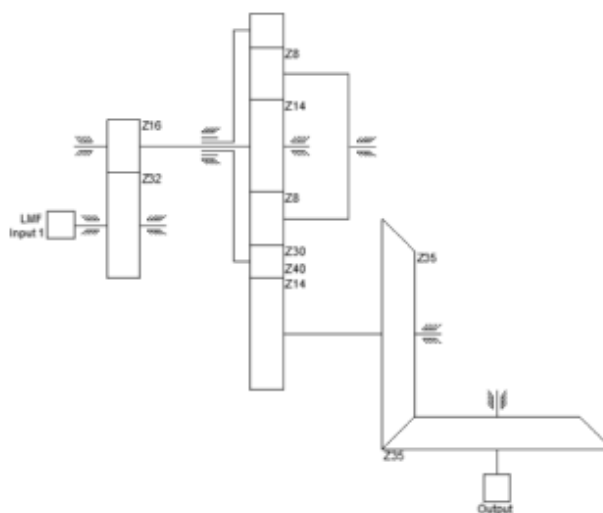


Fonte: Autor

Em uma das extremidades da engrenagem será instalado dois conjuntos de molas LMF antagonistas que servirão para proporcionar movimento ao atuador, a instalação foi projetada de forma a permitir que a engrenagem motora tenha capacidade

de translação de $84,6^\circ$, conforme esquemático (figura 3.30). Na outra extremidade será instalado um conjunto completo de fuso com rosca trapezoidal de 6 mm e passo de 2 mm, o conjunto ideal seria de esfera recirculantes, no entanto, não se encontrou fabricante nacional comercializando tal produto, até a data da montagem, com as especificações desejadas. A montagem permitirá um curso de 18,7 mm do fuso.

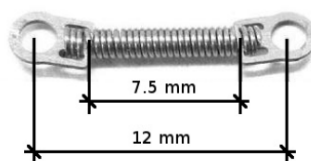
Figura 3.30 – Esquemático das engrenagens do atuador.



Fonte: Autor

O conjunto de molas LMF instalados no atuador são do tipo micromolas odontológicas fabricadas pela Morelli Ortodontia (figura 3.31), confeccionados em fios de NiTi. Esta mola é fabricada com fio de memória de forma de níquel-titânio de 0,2 mm de diâmetro e comprimento entre olhais de 12 mm.

Figura 3.31 – Mola LMF.

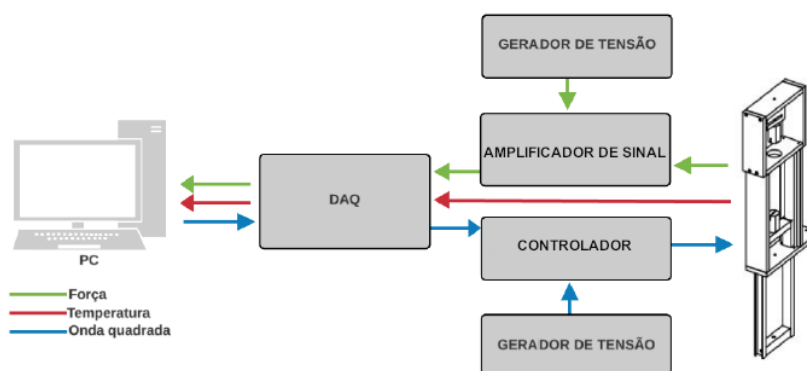


Fonte: Autor

A caracterização da amostra foi realizada em uma bancada de testes montada especificamente para esta finalidade. A bancada possui uma estrutura com duas bases: uma fixa e outra móvel. Na estrutura móvel foi fixado um fuso com maçaneta para ajuste manual da deformação da mola. Na base fixa foi instalada uma célula de carga tipo S, modelo SCSA/ZL-5 com capacidade de 5Kgf. Um programa para coleta e armazenamento de dados foi desenvolvido em ambiente LabView. A aquisição dos dados

foram feitas através de um chassi CompactDAQ/USB, nesse chassi foram instalados um módulo Ni-9213 para aquisição dos dados de temperatura através de um termopar tipo K, um módulo Ni-9201 para aquisição dos dados de força (N) e um módulo Ni-9263 de saída de tensão analógica para controlar uma fonte de corrente externa para aquecimento da mola LMF. O funcionamento da bancada é representado pelo fluxograma da figura 3.32.

Figura 3.32 – Fluxograma de funcionamento da bancada de testes.



Fonte: Autor

A amostra foi deformada entre 50 % e 300 % e aquecida por efeito joule com uma corrente de 400 mA, usando um sinal de onda quadrada gerado com os parâmetros da tabela 3.

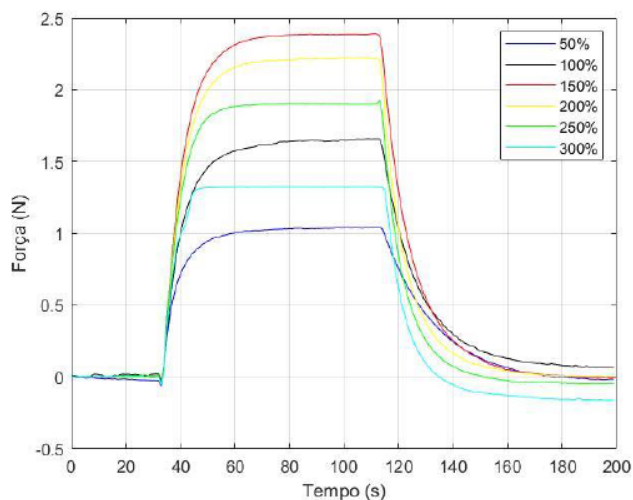
Tabela 3 – Parâmetros de configuração da onda quadrada.

Amplitude (V)	0,18
Balanço (V)	0,18
Ciclo de Trabalho (%)	40
Frequência (Hz)	0,05
Fase (rad/s)	-60

Fonte: Autor

Os dados obtidos na bancada de teste em função da variação da deformação possibilitou constatar que a maior variação de força foi obtida com uma deformação de 150 %. Os valores de força obtidos com as deformações de 100 % e 300% também ficaram muito próximas (figura 3.33).

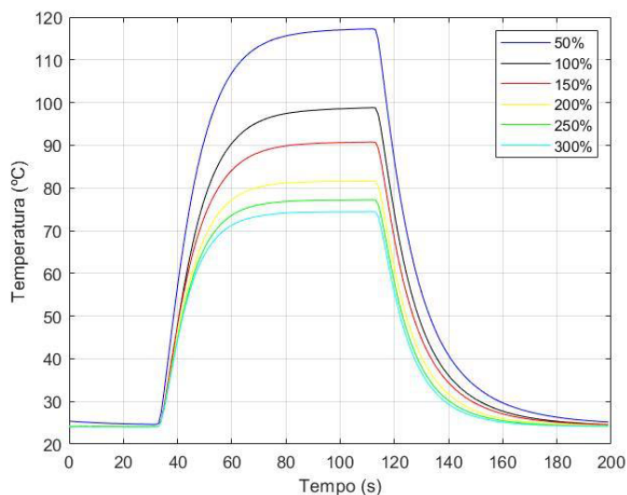
Figura 3.33 – Força da mola LMF sob corrente de 400 mA



Fonte: Autor

Observou-se também o comportamento da temperatura durante os testes de força. A temperatura da mola LMF entre as deformações de 100 % e 300 % ficam entre 98,8 °C e 74,4 °C (figura 3.34),

Figura 3.34 – Temperatura da mola LMF sob corrente de 400 mA



Fonte: Autor

Com os resultados obtidos da força e da temperatura em função da deformação, optou-se por utilizar as molas LMF com variação de deformação entre 100 % e 300 %. A diferença da variação de força realizada pela mola nessas deformações está em 0,22 N não ultrapassando a temperatura de 100 °C (tabela 4). Como a temperatura de fusão do ABS está em 220 °C, tem-se a segurança de que o aquecimento da mola LMF não deformará o material ABS.

Tabela 4 – Força e temperatura da mola LMF em função da deformação.

Deformação (%)	Força (N)	Temperatura (°C)
50	1,03	117,90
100	1,55	98,80
150	2,40	90,80
200	2,15	81,60
250	1,90	77,30
300	1,33	74,40

Fonte: Autor

Com isso, as molas LMF foram posicionadas dentro do atuador de forma a obter uma deformação mínima de 100 % e máxima de 300 %.

3.6 COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES

No desenvolvimento da estrutura proposta, optou-se por um atuador usando o sistema de mola série que tem a possibilidade de replicar as características de torque do tornozelo humano. A contribuição nesse estudo está no atuador sendo movido por ligas com memória de forma, essa forma encontrada tem o potencial de reduzir o peso final da estrutura.

Na concepção e montagem do mecanismo, optou-se por materiais de fabricação nacional, com exceção das molas de liga com memória de forma, uma vez que há uma relativa facilidade de acesso a este tipo de material. O uso de engrenagens do tipo planetário, no atuador, possibilita que o atuador tenha um curso relativamente longo, no entanto, para os cálculos de força não foram considerados forças de atrito envolvidas no movimento do mecanismo.

Uma vez que o objetivo desse estudo é demonstrar que o uso da LMF nesse atuador pode atender as características de movimento e torque exigidos por um mecanismo protético, será empregado prototipagem rápida para fabricação das peças e, com isso, a análise do torque será proporcional às limitações do material utilizado.

CAPÍTULO 4

SISTEMA DE SENSORES DO MECANISMO

4.1 INTRODUÇÃO

A descrição desse capítulo tem como objetivo apresentar o desenvolvimento da instrumentação de sensoriamento aplicados ao mecanismo que possibilitem a captura dos sinais de movimento do pé, bem como, apresentar a plataforma desenvolvida para simular o movimento e auxiliar na aquisição dos dados. Esses dados servirão como base para confeccionar um controle que possa entender as fases em que o pé se encontra na deambulação e assim, gerenciar o torque necessário para essa fase.

Para se determinar o contato da base com o solo foram instalados extensômetros na estrutura do calcâneo e na base frontal (figura 3.2) próximo a região representada pelo hálux, a fim de obter os sinais de deformação da estrutura e com isso determinar qual parte efetivamente está em contato com o solo.

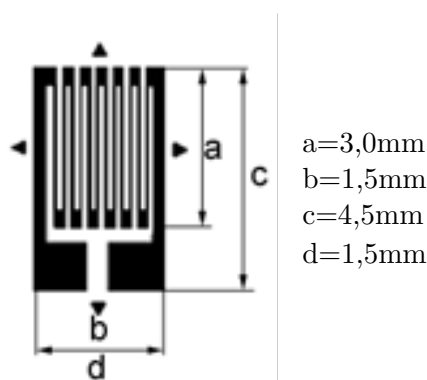
Da mesma forma, a investigação dos sinais de inclinação do ângulo e a aceleração angular provocada pela estrutura que representa a extensão da perna será necessária para determinar a quantidade de força que as molas de aço deverão exercer sobre a estrutura, para esse fim, empregou-se dois conjuntos de acelerômetros e giroscópios.

Os sinais foram condicionados em circuitos eletrônicos e transformados em sinais digitais a fim de transmitir os dados para um microprocessador de 1GHz. No microprocessador os dados foram organizados e enviados para um computador para armazenamento. A seguir apresenta-se os materiais em detalhe e os procedimentos adotados.

4.2 MATERIAIS E MÉTODOS

Para detectar o contato da estrutura com o solo, foram utilizados extensômetros do fabricante Excel Sensores tipo: PA-13-125AA-120-S, (figura 4.1) este extensômetro tem base de poliamida com filme metálico de constantan, para uso em alumínio, comprimento ativo da grelha em 0.125 polegadas e com resistência elétrica de 120Ω . Optou-se por este modelo devido ser o mais flexível de sua categoria, uma vez que será aplicado sobre uma base de ABS.

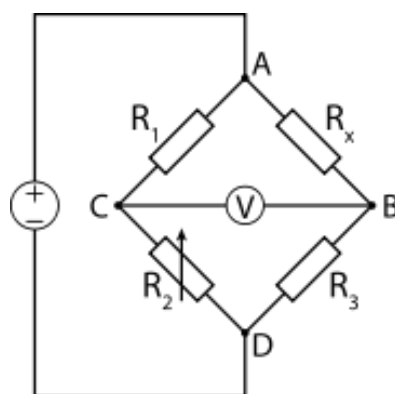
Figura 4.1 – Extensômetro



Fonte: Adaptado de Excel (2018)

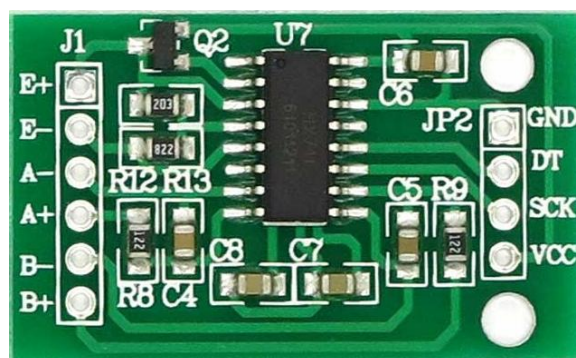
O condicionamento do sinal dos extensômetros foram realizados através de pontes de Wheatstone (figura 4.2), na peça que representa o calcanhar optou-se por uma ponte com apenas um quarto ativo, ou seja, apenas um extensômetro instalado, isso devido à amplitude de deformação obtida em simulação. Na região frontal da peça que representa a curvatura de ligação entre os metatarsos e as falanges, foram instalados dois pares de extensômetros, ou seja, será adotada uma ponte completa devido a esta parte da estrutura ter menor flexibilidade que a anterior.

Figura 4.2 – Ponte de Wheatstone



Os sinais referentes aos extensômetros foram digitalizados e enviados a central de processamento através de módulos conversores de 24 bits baseados no CI HX711, devido a tensão de operação ser entre 4,8 e 5,5 V, com corrente de operação de 1,6 mA, este CI tem embarcado uma comunicação SPI (Serial Peripheral Interface). Este circuito possui duas taxas de amostragem, 10 e 80 amostras por segundo, optou-se por utilizar 80 amostras por segundo para que os dados pudessem ficar mais próximos da faixa de operação do sistema de vídeo.

Figura 4.3 – Conversor e amplificador HX711



Fonte: AVIA (2019)

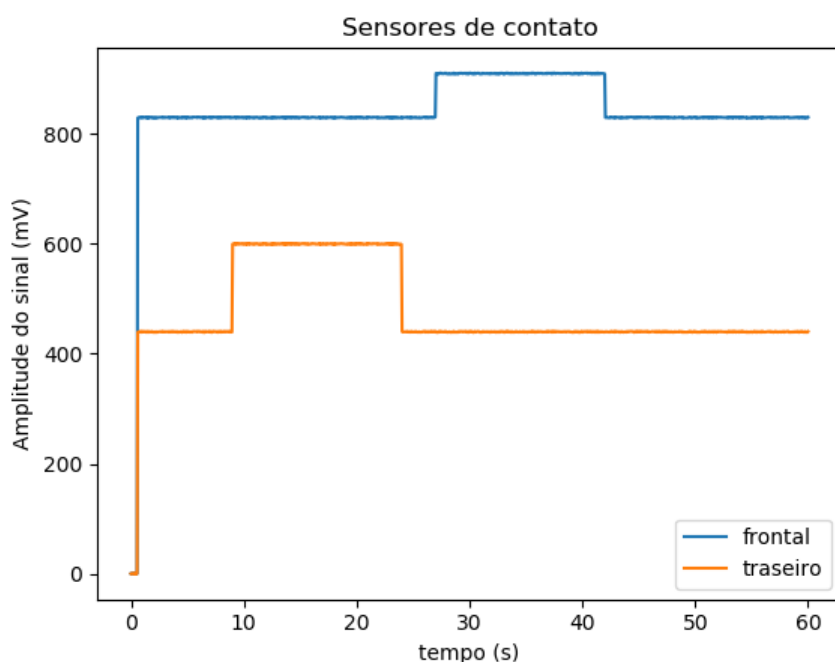
Como o objetivo é determinar se há ou não contato em cada uma das partes, após a instalação dos extensômetros e do conversor, os sinais foram obtidos com o mecanismo suspenso determinando o valor de tensão recebido sendo estes os valores determinados para a situação sem contato, a mudança desses parâmetros é que determina em que região o contato com o solo está acontecendo.

Na figura 4.4, tem-se os sinais dos sensores de contato, na inicialização dos sensores os valores ficam próximo de zero, após este período o sensor frontal estabiliza próximo de 810 mV e o traseiro em 440 mV. O primeiro teste foi realizado no calcanhar obtendo-se 600 mV devido a deformação dessa peça, em seguida testou-se o contato frontal obtendo-se 860 mV.

Os cálculos de torque no ponto relativo ao tornozelo, foram feitos em função da variação relativa entre dois ângulos, $\theta_{1.5}$ e $\theta_{1.6}$, assim, optou-se por utilizar dois IMUs (Inertial Measurement Unit), componente que utiliza sistemas de medições, como giroscópios e acelerômetros para estimar a posição relativa, velocidade e aceleração do mecanismo.

Para determinar a variação desses dois ângulos e seus deslocamentos angulares, foram adotados dois módulos de acelerômetros e giroscópio embarcados no CI MPU-6050 (figura 4.5), que fornece 6 valores de saída, sendo 3 para acelerômetro e 3 para giroscópio, um para cada eixo (x, y, z). O CI possui um recurso chamado DMP (digital motion

Figura 4.4 – Sinal dos extensômetros



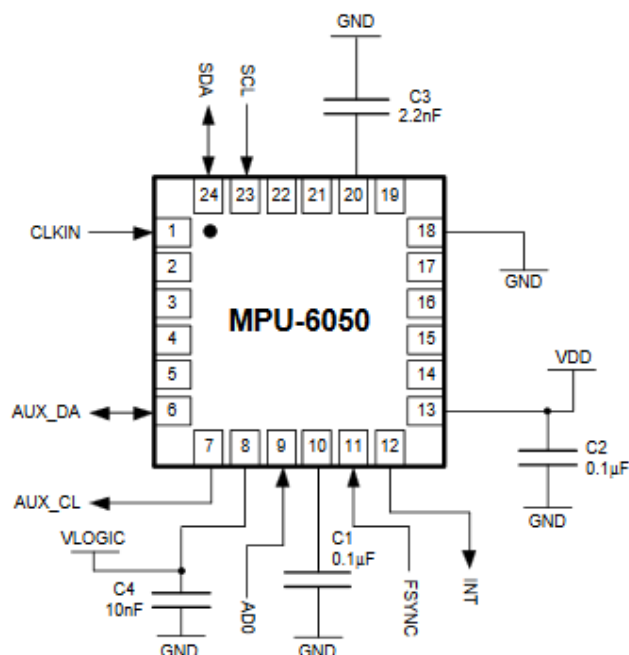
Fonte: Autor

processor), um acelerador de hardware que cuida da parte dos cálculos do sensor. O módulo utiliza a comunicação via interface I2C.

No entanto, os IMUs são extremamente sensíveis a erros de medição nos acelerômetros e giroscópios. O erro de *Drift* no giroscópio leva a estimativas falsas da orientação do mecanismo relativas à gravidade, resultando em um cancelamento incorreto desse vetor. Para a determinação da posição, necessita-se integrar duas vezes os dados do acelerômetro, assim, qualquer resíduo do vetor de gravidade resulta em um erro quadrático. Como não é possível eliminar o vetor de gravidade por completo, o erro de *Drift* é um problema fundamental de qualquer sistema IMU. Dado um período longo o suficiente de operação, todos os IMUs vão apresentar este erro e necessitarão de alguma medição externa para correção (SICILIANO; KHATIB, 2008).

Os dados do acelerômetro e do giroscópio são digitalizados por 2 ADC (Analog to Digital Converter) de 16-bits no IMU e em seguida transmitidos por uma porta I2C à 400 KHz. O sensor relativo ao giroscópio consiste em um ressonador vibratório de estado sólido, que mantém o plano de vibração mesmo se este estiver inclinado ou rotacionado. Este CVG (giroscópio vibratório de Coriolis) é comum em aparelhos eletrônicos, como tablets e celulares. Uma tensão proporcional à velocidade angular do IMU é gerada por um ADC de 16-bits, cuja leitura em escala corresponde a 3,3 V. Assim, a tensão análoga gerada para uma velocidade angular de $1^\circ/s$ é $3,3 \text{ mV}/(^\circ/s)$ (INVENSENSE,

Figura 4.5 – Acelerômetro e Giroscópio



Fonte: InvenSense (2013)

2013), correspondendo a um valor de ADC de $\frac{3,3mV}{3,3V} \times (2^{16} - 1) = 65.535$. O giroscópio gera uma tensão de polarização (bias), que é medida quando o IMU está em estado estacionário, sendo subtraída do valor ADC para se obter a resposta real. A taxa de velocidade angular em graus por segundo é calculada por:

$$\omega = \frac{V_{ADC} - V_{bias}}{sensibilidade} = \frac{V_{ADC} - V_{bias}}{65.535} \text{ (}^\circ/s\text{)} \quad (4.1)$$

O ângulo é calculado (θ_a) multiplicando-se a velocidade angular pelo período de tempo amostrado:

$$\theta_a = \omega \times \Delta t \quad (4.2)$$

O acelerômetro mede a aceleração (g) nos eixos X, Y e Z e gera uma tensão proporcional a aceleração. A tensão de polarização (1,5 V) inerente à saída do acelerômetro ADC é subtraída do valor de saída para se obter a tensão correspondente à aceleração,

$$V_{acc} = V_{ADC} - V_{bias} \quad (4.3)$$

V_{acc} , V_{ADC} , V_{bias} são tensões correspondentes à leitura de aceleração real, saída do ADC e polarização, respectivamente. O ângulo em graus é obtido a partir de valores

de aceleração usando a equação:

$$\theta_g = \arctan\left(\frac{V_{accy}}{V_{accz}}\right) + \pi \quad (4.4)$$

Para contornar o problema apresentado em (SICILIANO; KHATIB, 2008), optou-se por aplicar uma técnica de fusão dos sensores através do filtro de Kalman (KALMAN, 1960). Um aspecto do filtro de Kalman é que este mantém estimativas tanto do vetor de estado, quanto da matriz de covariância do erro estimado. A saída do filtro de Kalman representa uma distribuição de possíveis posições, ao invés de uma única estimativa de posição (CHOSET et al., 2005).

$$\hat{\theta}_k = \alpha(\hat{\theta}_{k-1} + \hat{\theta}_{g,k}\Delta t) + (1 - \alpha)\hat{\theta}_{a,k} \quad (4.5)$$

sendo o $\hat{\theta}$ o ângulo estimado em função: do giroscópio, $\hat{\theta}_g$, do acelerômetro, $\hat{\theta}_a$ e de um coeficiente de complementação de fusão α .

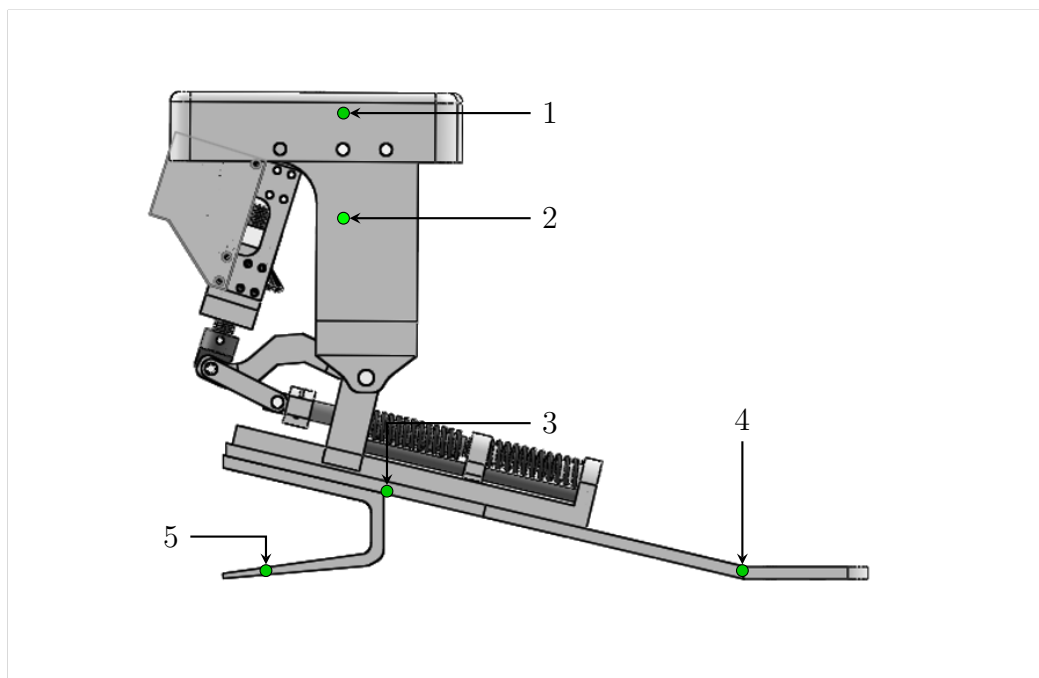
A equação 4.5 funciona como um filtro passa-altos para o giroscópio e como um passa-baixos para o acelerômetro. É possível verificar o efeito passa-baixos sobre o acelerômetro suprimindo a entrada do giroscópio e aplicando a transformada Z, resultando em:

$$\frac{\hat{\theta}(z)}{\hat{\theta}_a(z)} = (1 - \alpha) \left(\frac{Z}{Z - \alpha} \right) \quad (4.6)$$

A equação 4.6 corresponde à função de transferência de um filtro passa-baixos com polo em α . Sua resposta ao degrau é $(1 - \alpha)\alpha^n u[n]$, essa definição remete ao entendimento de que um maior valor de α faz com que a resposta ao degrau convirja mais rapidamente para seu valor estacionário.

Dessa forma, observa-se na equação 4.5 que quando a velocidade angular fornecida pelo giroscópio for nula, o valor do ângulo irá convergir para o valor do acelerômetro, anulando a *drift* do giroscópio. Cabe observar que há outras formas de implementação do filtro de Kalman, no entanto, optou-se pela forma simplificada, primeiro, por atender à necessidade de medição do mecanismo, segundo, pela facilidade de implementação e por fim, o tempo necessário para processar a convergência de dois IMUs.

Figura 4.6 – Disposição dos sensores



1 e 3 - os giroscópios, 2 - o microprocessador, 4 e 5 - os extensômetros. Fonte: Autor.

Devido a fusão dos sensores, há a necessidade de aguardar 10 segundos para a estabilização dos valores, com isso, o programa gerado, aguarda esse tempo inicial para que os sensores se estabilizem só então os dados são enviados para o computador. Na figura 4.6, tem-se a disposição dos sensores instalados no mecanismo, bem como o microprocessador para coleta dos dados e posterior envio para o computador.

O processamento dos dados ficou por conta de um microprocessador BCM2835 (BROADCOM, 2012) de 1 GHz, instalado em placa de desenvolvimento com 512 MB de memória e armazenamento de dados em cartão SD de 64 GB (figura 4.7), a placa possui GPIO de 40 pinos, duas portas USB (uma para dados e outra para alimentação).

A função do BCM2835 é coletar os dados dos extensômetros através do barramento GPIO com protocolo SPI e analisar qual estrutura tem o contato com o solo ativo; receber os dados dos IMUs através do barramento I/O com protocolo I2C e processar o filtro para posteriormente encaminhar esses dados já organizados através de comunicação ethernet emulada em uma conexão USB, usando protocolo UDP.

Os testes do mecanismo foram feitos em uma bancada desenvolvida para este fim (figura 4.8), a bancada de teste foi criada em uma plataforma bipartida com dois motores independentes para reproduzir a forma de onda do joelho refletido no pé, e assim, reproduzir o movimento realizado na caminhada; sob as bases da plataforma foram instaladas células de carga para obtenção da força de reação do mecanismo. O

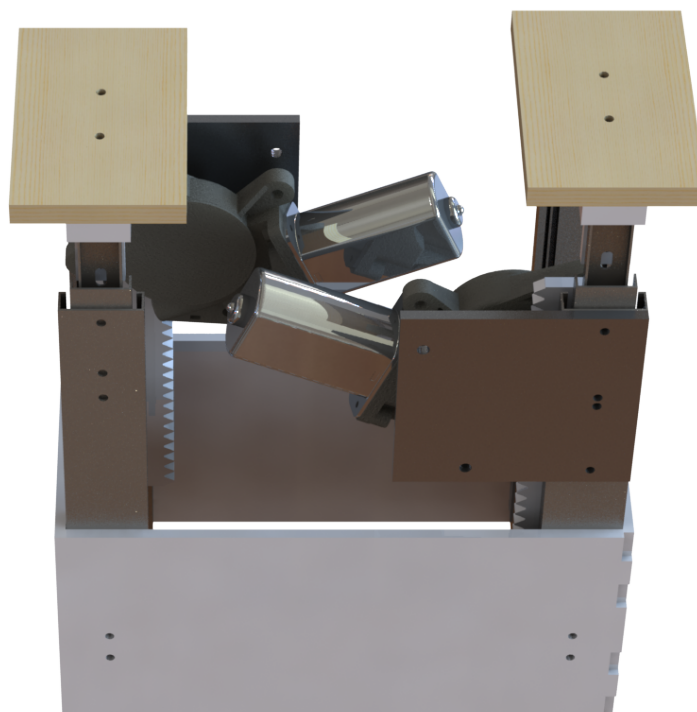
Figura 4.7 – Microprocessador do dispositivo



Fonte: Raspberry (2018)

controle de posição ficou ao encargo de um sistema de visão computacional composto por uma câmera PS3-EYE-SCEH-00448, 640 x 480 pixels e, 60 fotogramas por segundo (figura 4.11) conectado a um computador com processador I5 3.0 GHz de terceira geração, memória de 8GB e capacidade de armazenamento de 1 TB.

Figura 4.8 – Plataforma de testes



Fonte: Autor

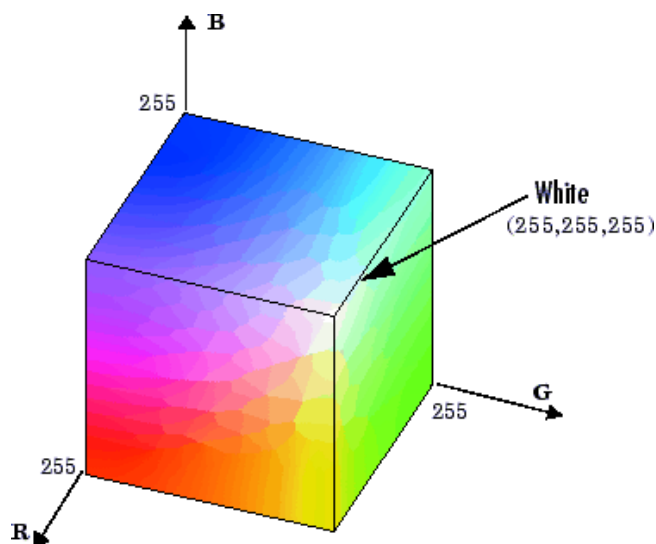
4.3 VISÃO COMPUTACIONAL

Crowley e Christensen (1995) definem Visão Computacional como sendo a área de análise de imagens para a coleta de informações baseada na visão humana. De Szeliski (2011) vem o complemento de que a Visão Computacional é a transformação do dado da imagem em uma nova representação, ou seja, busca-se descrever o mundo a partir de imagens e reconstruí-lo em suas propriedades, como forma, iluminação e distribuição de cores.

A imagem digital, ou simplesmente imagem, refere-se à uma função bidimensional de intensidade de luz e é representada como uma matriz, de forma que as operações matriciais se tornam válidas, tanto operadores aritméticos (adição, subtração, multiplicação e divisão) como operadores lógicos (e, ou, xou, não) (CUNHA, 2013).

Em análise automática de imagens, a cor possui uma grande quantidade de informação e, assim, pode simplificar a identificação de objetos na cena. A natureza física das cores pode ser expressa numa base formal suportada por resultados experimentais e teóricos (GONZALEZ; WOODS, 2000). Esses resultados definem espaços de cores os quais facilitam a especificação das cores de um determinado padrão.

Figura 4.9 – Modelo de cores RGB

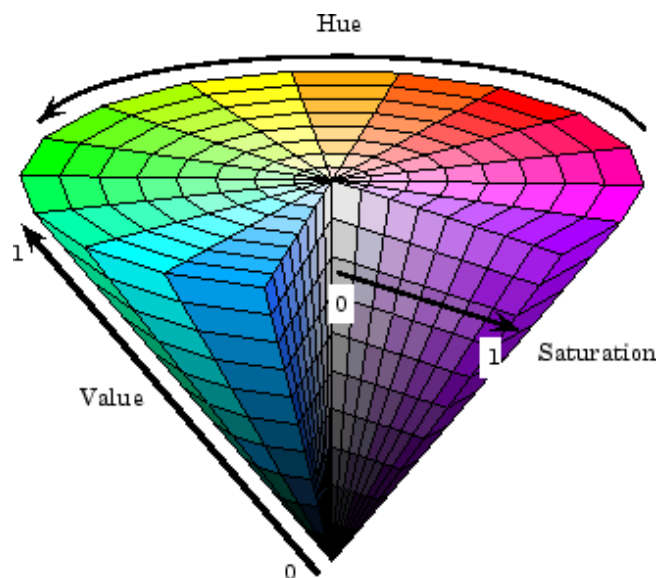


Fonte: (MATHWORKS, 2019)

Forsyth e Ponce (2011) definem o espaço de cor como uma organização específica das cores. No modelo RGB o espaço é baseado em um sistema de cores primárias da visão humana: vermelho, verde e azul, este modelo é baseado em um sistema de coordenadas cartesianas, conhecido como cubo RGB, no entanto, para a extração de cores, utiliza-se o espaço de cores de HSV por ser mais tratável, pois este modelo é representado pela combinação de matiz (H), saturação (S) e valor (V) ou intensidade

de luz. Smith e Chang (1995) elencou as vantagens de utilizar a separação de cor pelo espaço de cor HSV, entre elas a não introdução de falsas cores no processamento e a facilidade na compensação em caso de distorção da cor, não obstante, a transformação do espaço RGB não é linear, mas é facilmente reversível.

Figura 4.10 – Modelo de cores HSV



Fonte: (MATHWORKS, 2019)

Utilizou-se OpenCV (*Open Source Vision Library*), uma biblioteca de funções de visão computacional e aprendizado de máquinas com código aberto. Desenvolvido para oferecer uma infraestrutura comum em aplicações de visão computacional e acelerar o uso da percepção de máquinas em produtos comerciais. Esse pacote possui licença gratuita do tipo BSD (*Berkeley Source Distribution*), possibilitando uma rápida escala de aprendizado em sua aplicação, também a modificação de seus códigos.

OpenCV tem interface com linguagens C#, Perl, Python, Java, JavaScript e Matlab, e também suporte aos sistemas operacionais Windows, Linux, Android e Mac OS. Ela foi originalmente desenvolvida pela *Intel Research Russia* em conjunto com a *Intel Performance Library Team* o objetivo era intensificar as aplicações computacionais baseadas em visão usando seus processadores, a primeira versão foi apresentada em 2000 e após uma série de betas, a versão 1.0 foi lançada em 2006 (LAGANIÉRE, 2011; BRAHMBHATT, 2013).

Nas imagens obtidas aplicou-se um método de segmentação de imagem que consiste em separar regiões de interesse por meio da escolha de um ponto limiar, também conhecido como binarização de imagem. Nesse caso foi aplicado o método de mascaramento pela função `inRange` (NIKOLSKAIA et al., 2018).

Técnica de filtragem é a transformação de uma imagem feita pixel a pixel, mas que não consideram apenas o valor do nível de cinza de um determinado pixel, elas dependem também dos níveis dos pixels de seus vizinhos. Por isso são aplicadas por meio de matrizes, denominadas máscaras, que são aplicadas sobre a imagem, definindo a vizinhança desse determinado pixel (KOSCHAN, 2008).

Figura 4.11 – Câmera USB

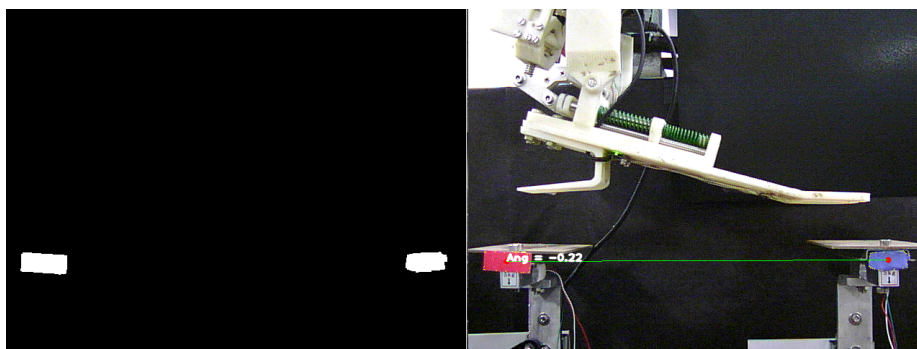


Fonte: Sony

Dessa forma, os filtros morfológicos aplicados foram as formas mais básicas, erosão e dilatação. A erosão remove pixels dos limites de um objeto na imagem, normalmente utilizado na limpeza de impurezas na imagem, enquanto que dilatação adiciona pixels a essas bordas (KOSCHAN, 2008).

Da câmera USB (figura 4.11) obtêm-se por padrão imagens no modelo RGB do espaço de cores e, na plataforma de testes (figura 4.8) foram instalados dois adesivos coloridos (azul e vermelho), para que o sistema pudesse reconhecer a posição de cada parte da plataforma, a imagem foi convertida para o modelo HSV, binarizada e filtrada para detecção das cores.

Figura 4.12 – Visão computacional da plataforma de testes



esquerda: binarização e filtro; direita: resultado final. Fonte: Autor

Na figura 4.12, tem-se a imagem binarizada e filtrada à esquerda e à direita o resultado da imagem pós processamento com a informação do ângulo referente a altura relativa das plataformas.

4.4 COMUNICAÇÃO

Nos sistemas de comunicação a referência de protocolos de comunicação e o modelo OSI-ISO (*Open system Interconnection* produzido pela *International Standards Organization*). A principal característica desse modelo está na divisão das funcionalidades ou no tratamento dos serviços necessários para a comunicação em camadas. Isso faz com que as responsabilidades durante a comunicação possam ser divididas entre as máquinas e permite com que diferentes implementações de camadas, como as feitas por empresas diferentes, ou por tecnologias diferentes se comuniquem, mantendo a compatibilidade (FALBRIARD, 2002). As camadas do modelo OSI-ISO são numeradas de 1 a 7 e nomeadas, respectivamente, de: Física, Enlace, Rede, Transporte, Sessão, Apresentação e Aplicação (RIOS, 2011).

As interfaces entre camadas não são definidas no modelo OSI-ISO, assim duas principais interfaces que comunicam as camadas de aplicação e transporte foram desenvolvidas. Uma delas foi formada pela Universidade da Califórnia em Berkeley, os Sockets, a outra, pela AT&T, o padrão TLI (Transport Layer Interface). Os sockets são primitivos que permitem o acesso aos serviços da camada de transporte, como também aos seus vários protocolos, TCP e UDP. Além disso, os Sockets adotam uma estrutura de cliente-servidor para realizar a comunicação entre duas máquinas.

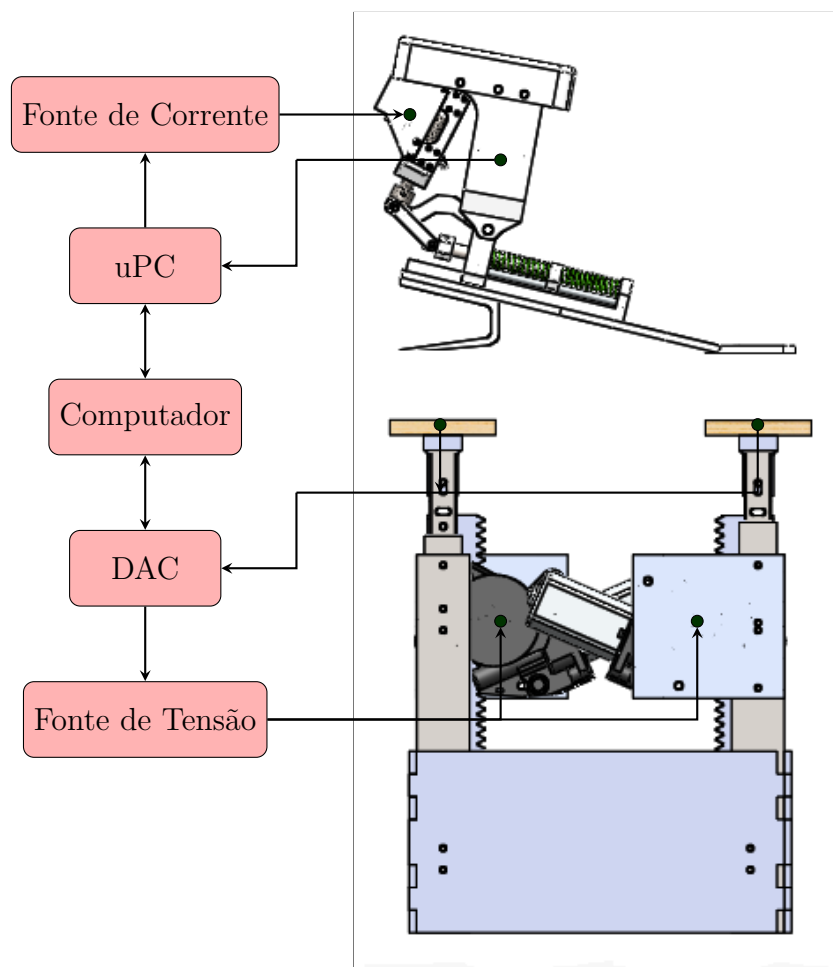
Um das vantagens de implementar a comunicação dos dados via protocolo UDP é a possibilidade de recebê-los em tempo real, não obstante, esse não utiliza confirmação para se certificar que os datagramas, ou seja, os dados cheguem ao seu destino. Os testes realizados para conexão ponto a ponto, constatou-se a baixa probabilidade de perdas de dados.

4.5 PROCEDIMENTOS

Migrou-se o Sistema Operacional para Linux devido ao acesso irrestrito ao drive da câmera USB, o que facilitou nas configurações, com a mudança do sistema operacional optou-se pela programação no ambiente Python que aliado ao ambiente Anaconda Spyder mostrou-se muito similar ao ambiente de programação ao oferecido pelo software Matlab.

O diagrama de bloco (figura 4.13) representa o esquema de ligação dos sensores

Figura 4.13 – Diagrama de Funcionamento



Fonte: Autor

no mecanismo protético, na plataforma de teste e no computador para a coleta de dados. Os sensores de contato estão conectados ao microcomputador através de uma conexão SPI, dessa forma é possível constatar qual parte efetivamente está em contato com o solo, com os sensores de movimento é possível determinar o ângulo relativo entre o tornozelo e a plataforma do pé, com esse conjunto de sensores é possível determinar em que fase do passo o pé protético se encontra.

O atuador é acionado através de dois pares de molas LMF antagônicas através do efeito joule, alimentado por uma fonte de corrente contínua externa limitada a 1 A.

A plataforma de testes tem suas partes movimentadas por dois motores independentes conectados ao computador através de uma porta serial e controladas por visão computacional, a programação feita em python controla a plataforma para as três fases de apoio do passo e uma posição inicial sem o contato com o mecanismo protético.

A plataforma de testes tem uma câmera USB direcionada à sua frente de forma

determinar a posição das partes, essa posição é encaminhada ao computador e através da biblioteca OpenCV é calculado o ângulo da plataforma em relação à prótese para guiar o movimento da prótese, na plataforma também tem instalado em sua base uma célula de carga para determinar a força aplicada sobre a prótese e assim determinar o torque no tornozelo.

Os dados encaminhados via UDP foram organizados em uma estrutura tabular e armazenados através de script em linguagem Python, conforme tabela 5

Tabela 5 – Estrutura de armazenamento dos dados

Posição	1	2	3	4	5	...
Descrição	$Contato_{traseira}$	$Contato_{frontal}$	X_{sup}	Y_{sup}	Z_{sup}	...
Posição	6	7	8	9	10	...
Descrição	X_{inf}	Y_{inf}	Z_{inf}	$X_{vermelho}$	$Y_{vermelho}$...
Posição	11	12	13	14	15	
Descrição	X_{azul}	Y_{azul}	$Força_{vermelho}$	$Força_{azul}$	$tempo$	

Fonte: Autor

O teste foi conduzido inicialmente para obter as medições de força para o mecanismo sem o acionamento do atuador para cada uma das fases da caminhada em seguida com o acionamento do atuador os valores obtidos e a discussão dos resultado serão explanados em capítulo subsequente.

4.6 COMENTÁRIO E CONCLUSÕES

Para realizar os testes de torque no mecanismo protético, foi necessário desenvolver uma plataforma de teste com bases móveis, a estratégia adotada para o controle de movimento da plataforma, foi através de visão computacional minimizando a quantidade de sensores necessários à plataforma. O objetivo da plataforma é simular a variação dos ângulos do tornozelo em relação a base do pé, simulando cada uma das fases da deambulação e coletar dados de força que ocorrem nessas fases.

Sensores foram colocados no mecanismo para ter ciência do momento em que ocorre o contato no calcanhar (sensor traseiro), na plataforma do pé (sensor frontal), em ambas as partes ou se não há contato com a plataforma de testes. Esses dados são essenciais para determinar posteriormente a atuação com controle. Além disso, foram instalados sensores inerciais para determinar a variação do ângulo relativo do mecanismo protético, possibilitando determinar o torque em função do ângulo no ponto do mecanismo relativo ao tornozelo.

Os dados foram enviados via UDP para um computador que ficou ao encargo de sincronizá-los e armazená-los para posterior análise. Testes de confiabilidade na recepção dos dados foram feitas para determinar se o volume de dados gerados e encaminhados para o computador foram grandes ou em volume suficiente para que houvesse perda de dados recebidos. Criou-se um *buffer* de 10kB o que foi suficiente para manter a confiabilidade dos dados recebidos.

Após estes preparativos o mecanismo e a plataforma ficaram aptos para realizar os testes de movimento e aquisição dos dados, no capítulo seguinte são evidenciados os resultados significativos obtidos do mecanismo protético tendo um ciclo com o sistema estático, ou seja, sem o acionamento do atuador e posteriormente os dados recebidos com o acionamento manual do atuador a fim de determinar a possibilidade do mesmo em obter o torque característico de um tornozelo antropomórfico.

CAPÍTULO 5

RESULTADOS EXPERIMENTAIS

5.1 INTRODUÇÃO

Esse capítulo tem como objetivo evidenciar os resultados experimentais obtidos pelo mecanismo protético. Os resultados apresentados estão relacionados com o torque no ponto relativo ao tornozelo, haja vista a quantidade de dados recebidos da telemetria instalada.

Os testes foram conduzidos em prol de obter elementos necessários para responder o objetivo geral dessa pesquisa: *atender as características de torque exigidas durante a marcha humana.*

Figura 5.1 – Primeira fase de apoio



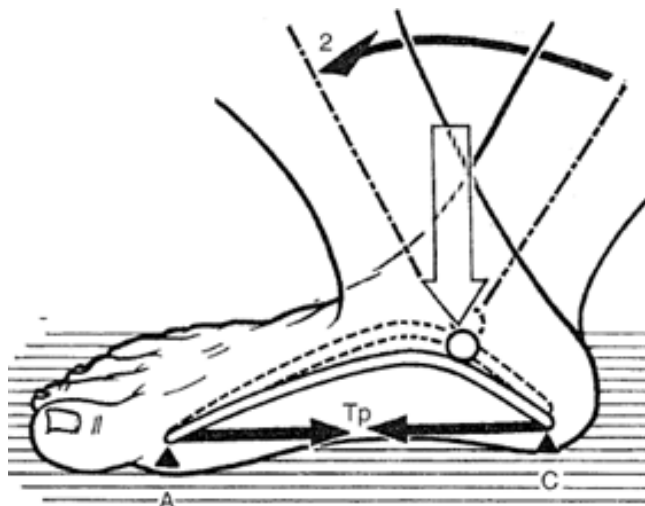
Fonte: (KAPANDJI, 2000)

Dessarte, os testes foram conduzidos em duas etapas: a primeira, com o mecanismo em equilíbrio, ou seja, com a parte do mecanismo que representa parte do tornozelo em posição perpendicular ao alinhamento do solo, e atuador desligado. O objetivo desse teste é determinar a resposta do mecanismo ao ciclo da passada sem a compensação do atuador. A segunda, com a compensação do atuador em cada uma das

fases da passada, a compensação foi realizada com o acionamento manual, no intuito de aferir os cálculos iniciais realizados para a compensação do torque em cada uma das fases.

Na primeira fase de apoio (figura 5.1), ou contato, a plataforma de testes é programada para atingir a inclinação de $-6,9^\circ$ em seguida eleva-se forçando o mecanismo protético a obter a mesma inclinação.

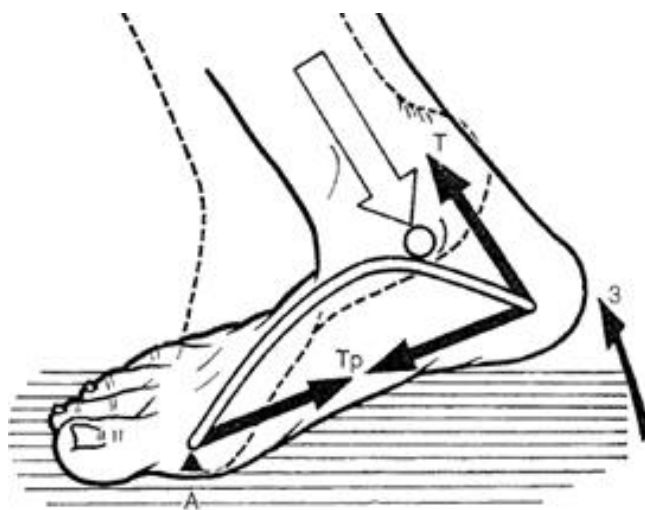
Figura 5.2 – Segunda fase de apoio



Fonte: (KAPANDJI, 2000)

Na segunda fase de apoio (figura 5.2), ou pêndulo, a plataforma de testes, através de visão computacional, verifica o ponto relativo ao tornozelo e, usando este ponto como centro do raio, translada a orientação das bases da plataforma de $-6,9^\circ$ para $9,5^\circ$.

Figura 5.3 – Terceira fase de apoio



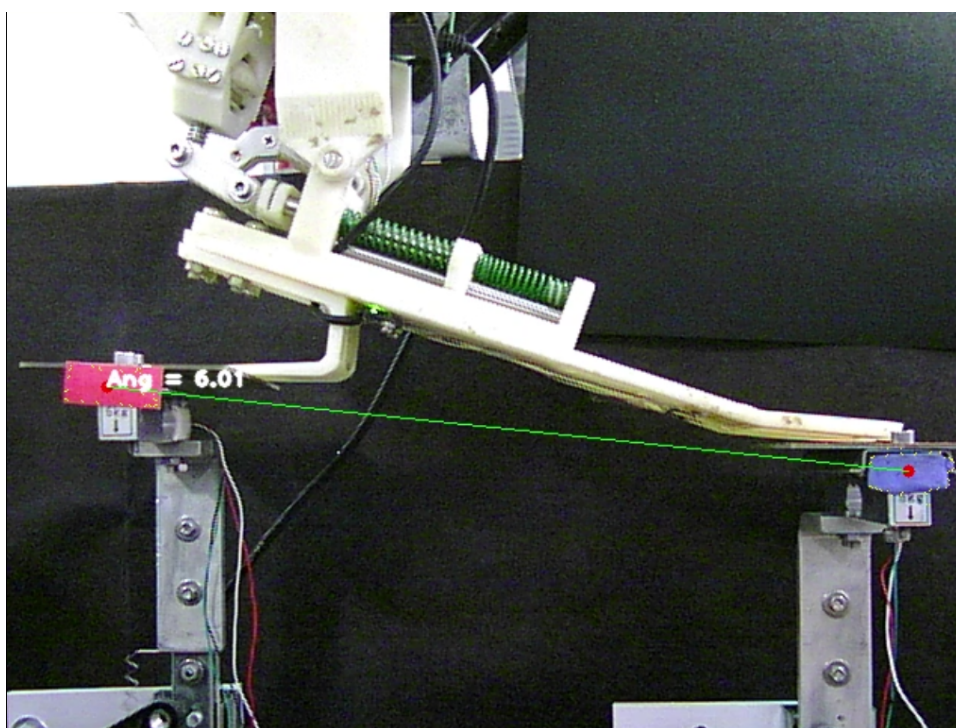
Fonte: (KAPANDJI, 2000)

A terceira fase de apoio (figura 5.3) foi unificada com a fase em que o pé retorna à posição inicial, isso devido à plataforma ficar em contato apenas com a parte frontal do mecanismo protético à plataforma de testes, saindo da inclinação de $9,5^\circ$ para -17° .

5.2 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Com a programação da plataforma, atingiu-se a primeira fase (figura 5.4) e com isso os dados de força e ângulo foram adquiridos.

Figura 5.4 – Visão Computacional - Primeira fase de apoio

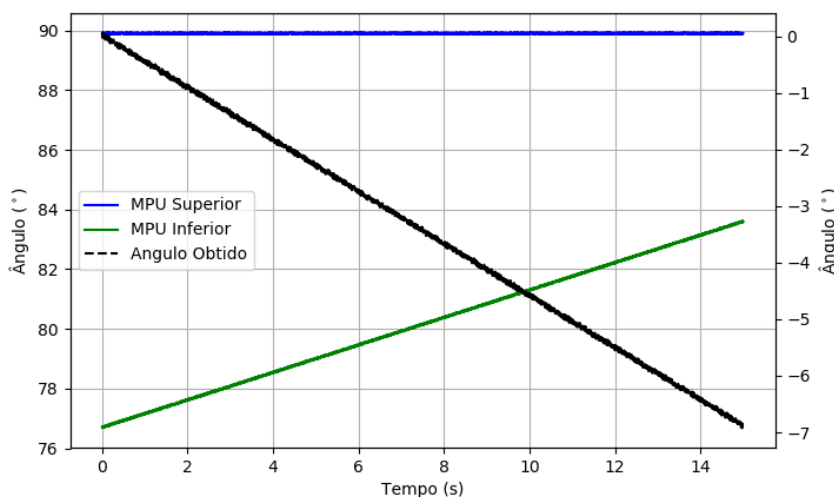


Fonte: Autor

Na figura 5.4 observa-se a plataforma de teste provocando a inclinação do mecanismo protético. Os dados são captados conforme tabela 5 e enviados e enviados ao computador para armazenagem.

A rotina gerada para a plataforma de testes nessa fase, consiste em elevar a parte relativa ao calcanhar até o obter o ângulo pré-determinado, em seguida o conjunto eleva-se até que o mecanismo obtenha a mesma inclinação na força também pré-determinada, no entanto os dados de variação do ângulo foram obtidos do das MPUs embarcadas no mecanismo (figura 5.5).

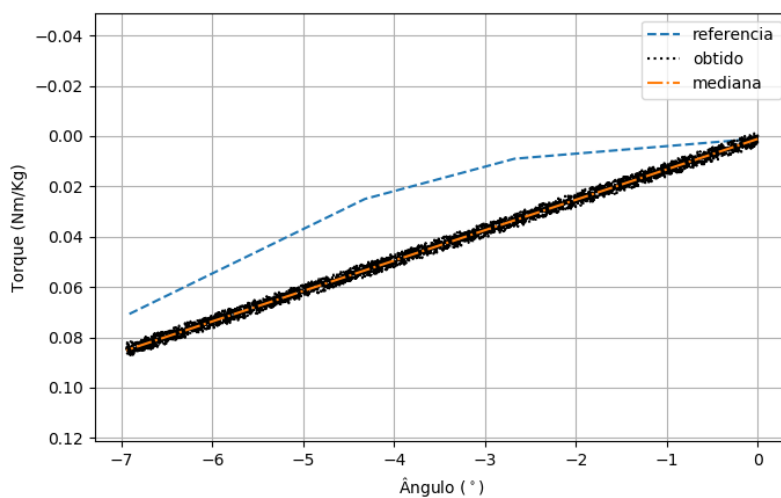
Figura 5.5 – Variação angular do protótipo, primeira fase



Fonte: Autor

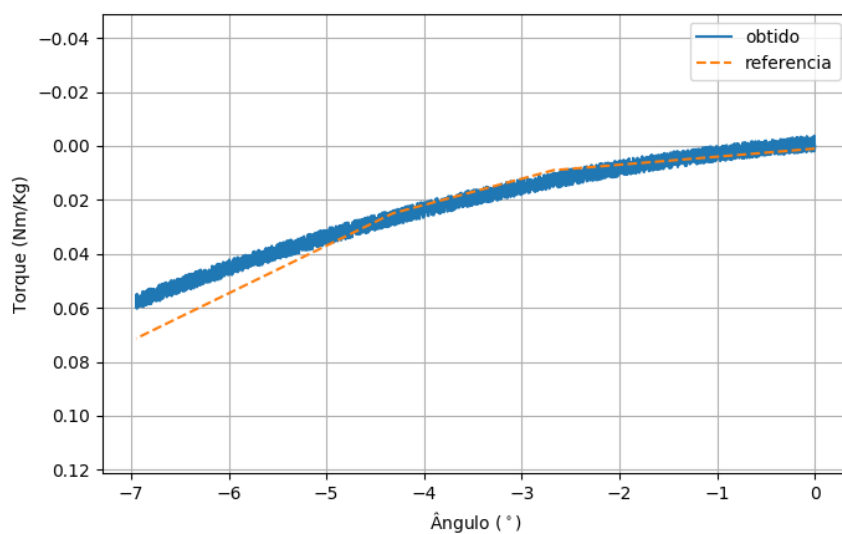
Verifica-se na figura 5.6 que mesmo sem a ação do atuador, o torque obtido por meio das molas de aço é suficiente para atender à solicitação exigida para esta primeira fase de apoio.

Figura 5.6 – Torque obtido primeira fase de apoio sem atuação



Fonte: Autor

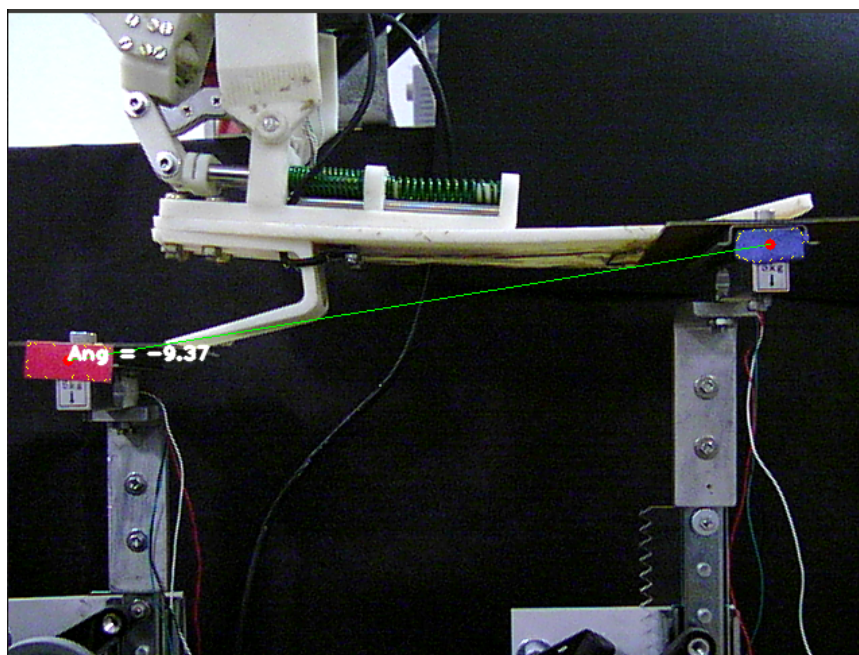
Figura 5.7 – Torque obtido primeira fase de apoio com atuação



Fonte: Autor

O controle foi sincronizado com a variação angular para obter a curva de ação do atuador (figura 5.7), verifica-se ao final da primeira fase uma variação no torque em aproximadamente 14 %.

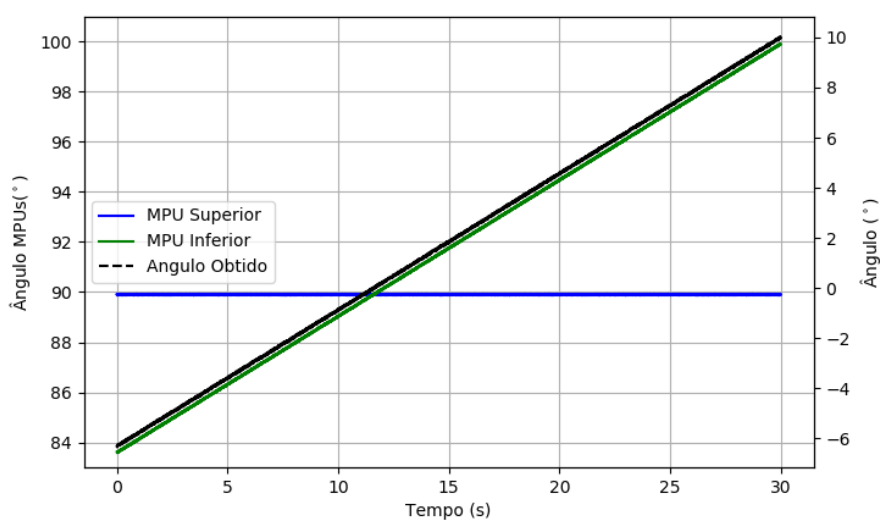
Figura 5.8 – Visão Computacional - Segunda fase de apoio



Fonte: Autor

A rotina gerada para a segunda fase de apoio, levou-se em conta que a plataforma de testes já está em contato com o mecanismo protético, com isso, necessita apenas realizar a translação do mecanismo a partir da ascensão da base frontal e descensão da base traseira (figura 5.8).

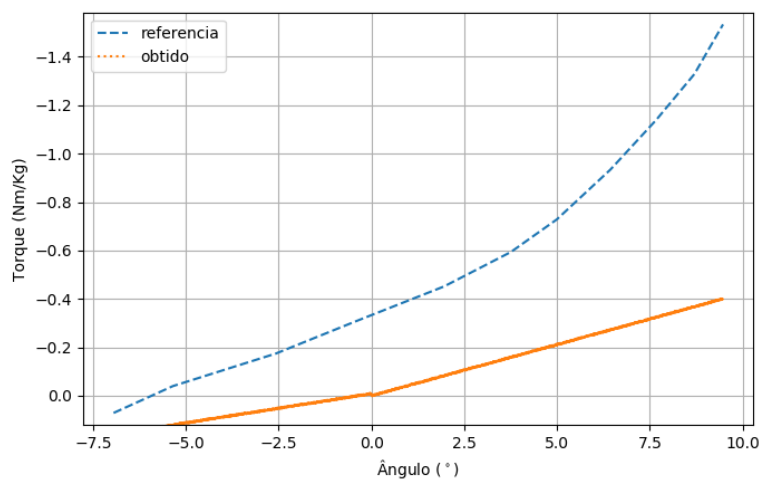
Figura 5.9 – Variação angular do protótipo, segunda fase



Fonte: Autor

O mecanismo realizou a translação de $-6,9^\circ$ para $9,34^\circ$ (figura 5.9) obtêm-se os dados da variação angular do mecanismo, sendo as escalas das MPU à esquerda e a escala do ângulo relativo à direita.

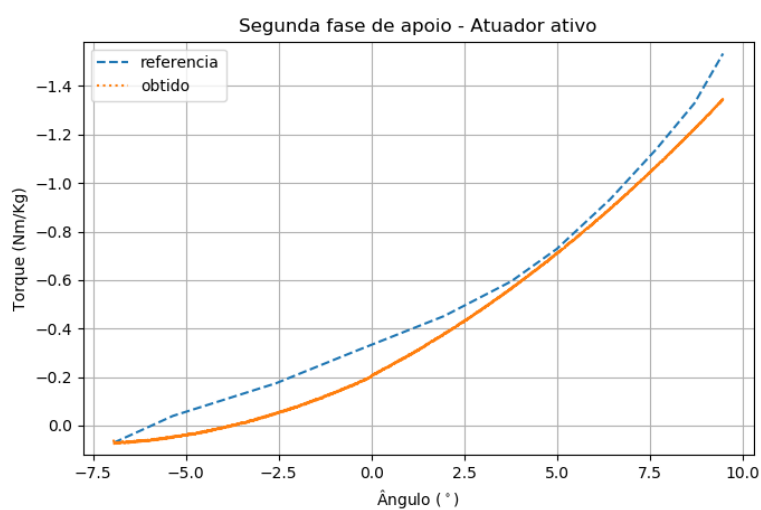
Figura 5.10 – Torque obtido segunda fase de apoio sem atuação



Fonte: Autor

O torque obtido na segunda fase de apoio (figura 5.10) sem a ação do atuador foi obtido levando-se em conta o tornozelo na posição de equilíbrio, ou seja, perpendicular ao solo.

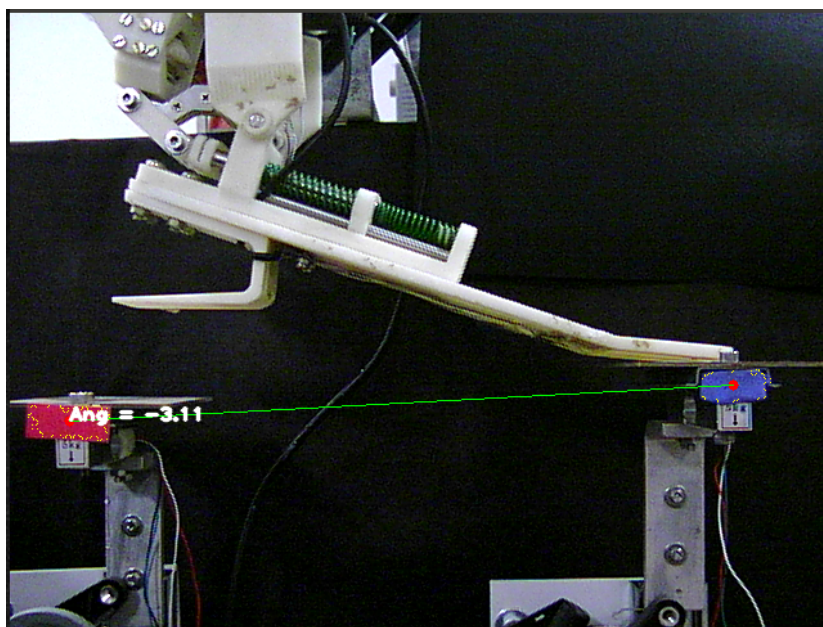
Figura 5.11 – Torque obtido primeira fase de apoio com atuação



Fonte: Autor

Com o acionamento do atuador foi possível alcançar uma característica muito próxima ao da referências (figura 5.11), no entanto, o torque máximo não foi alcançado nessa etapa.

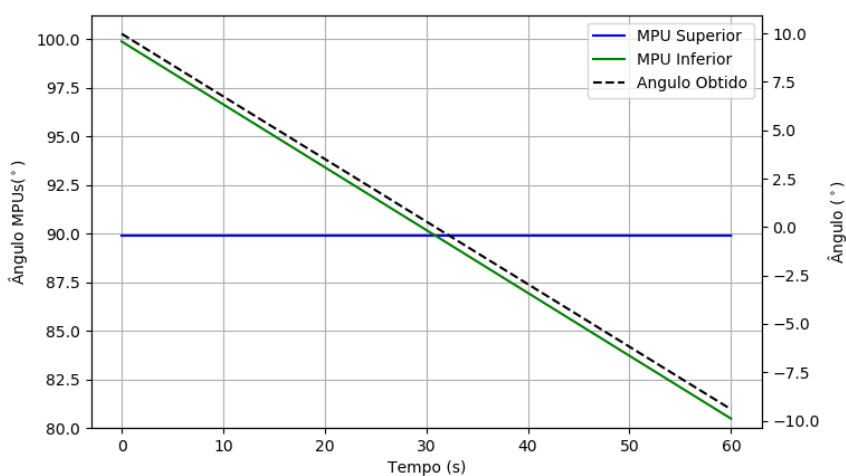
Figura 5.12 – Visão Computacional - Terceira fase de apoio



Fonte: Autor

A rotina gerada para a terceira fase de apoio, consiste em desprender a base traseira da plataforma de teste seguido pela base frontal (figura 5.12). Nessa etapa a plataforma de testes retorna para a posição inicial, deixando ao encargo das MPU embarcadas no mecanismo a mensuração da variação angular.

Figura 5.13 – Variação angular do protótipo, terceira fase

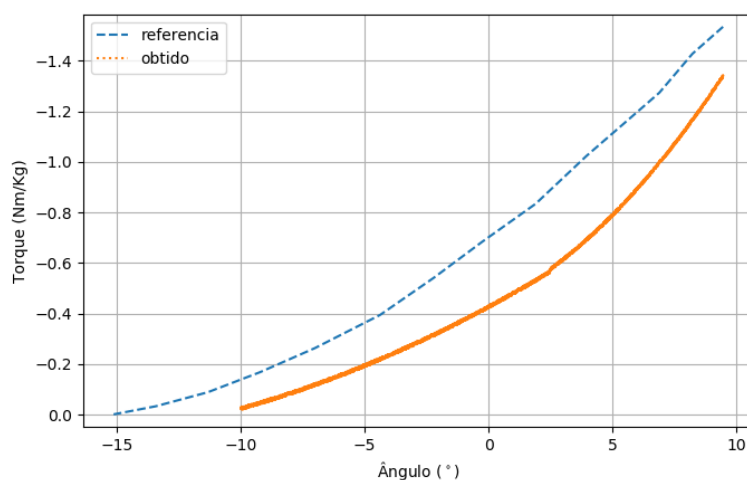


Fonte: Autor

Sem a ação do atuador, o torque que se obtêm nessa etapa é a mesma da etapa anterior, por isso, o resultado apresentado leva-se em conta apenas o movimento com a ação do atuador.

Fica claro que pela figura 5.13, a variação angular nessa última etapa de apoio o mecanismo não chegou aos -15° .

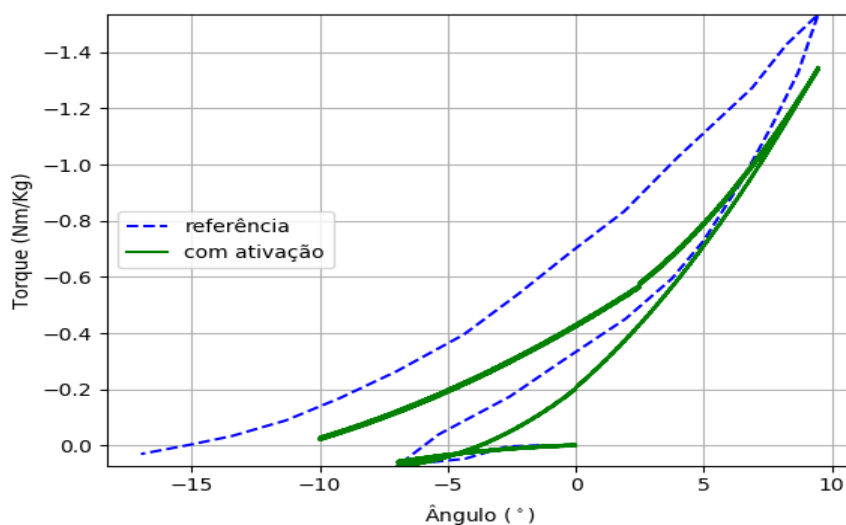
Figura 5.14 – Torque obtido na terceira fase de apoio com atuação



Fonte: Autor

Nessa última etapa da fase de apoio houve grande dificuldade em fazer o mecanismo acompanhar a curva característica, ficando muito abaixo do valor de referência e sem atingir o ângulo projetado no final do movimento.

Figura 5.15 – Comparativo de movimento com LMF ativado



Fonte: Autor

Nota-se no gráfico com todas as fases (figura 5.15) que o torque máximo que o mecanismo deveria alcançar ao final da fase de pêndulo ficou abaixo do previsto, essa situação permanece durante toda a fase de alavancagem. Observa-se também que, devido ao esforço ocorrido para alcançar o ângulo de $9,34^\circ$ a estrutura não atingiu a variação de -17° e o torque durante esta fase manteve-se abaixo do valor de referência.

CAPÍTULO 6

COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES

6.1 COMENTÁRIOS

A pesquisa da estrutura do pé, levou-nos a compreensão de uma estrutura de extrema complexidade, estrutura vem sendo estudada a mais de um século com profundidade e novas tecnologias vem sendo empregadas na intenção de obter um mecanismo que se aproxima às respostas dinâmicas de uma estrutura antropomórfica.

Ainda hoje, mesmo com esforços de grandes empresas de engenharia voltadas a este setor, não se consegue produzir uma estrutura multiuso que possa atender pacientes nas mais diversas atividades de caminhada e corrida. Pode-se afirmar que estruturas especialistas foram criadas para cada atividade.

A aplicação de materiais *inteligentes*, pode ser o caminho para alcançar os objetivos de criar uma prótese com resposta ativa às necessidades diversificadas de um ser humano, sejam elas, caminhar, correr, subir ou descer uma escada ou até mesmo dançar.

Nesse trabalho, além do desenvolvimento do protótipo da prótese de tornozelo-pé, foi necessário desenvolver uma plataforma que pudesse testar o mecanismo, tecnologias de transmissão e sincronização de dados, visão computacional e controles foram empregados nos acessórios para que se pudesse obter resultados de movimento do mecanismo.

A estratégia de utilizar prototipagem rápida, trouxe a possibilidade de criar com relativa velocidade o protótipo, no entanto, para os testes de força nesse experimento, esses materiais não se mostraram os mais adequados. Em alguns casos, foram necessários o emprego de reforços metálicos para suportar os esforços e momentos provocados pelo movimento do mecanismo.

É muito provável que melhorias no atuador e na estrutura possam ser feitas no projeto da prótese. Especialmente no mecanismo de atuação, reduzindo a quantidade

de peças a fim de reduzir as probabilidades de quebra e aumentar o desempenho na manutenção.

Para obter as respostas de momento no ponto relativo ao tornozelo, foi necessário reduzir a velocidade de atuação, a fim de evitar as frequentes quebras e fusão de partes importante do mecanismo.

6.2 CONCLUSÕES

O trabalho desenvolvido nessa pesquisa possibilitou identificar a possibilidade de utilização de um atuador linear série, movido por molas helicoidais de ligas com memória de forma de níquel-titânio, que pudessem desenvolver o torque característico de um tornozelo humano.

A partir de estudos teóricos sobre próteses de tornozelo, foi possível projetar e construir um modelo que pudesse ter sua característica de torque modificada por um atuador linear série.

Uma bancada de testes foi desenvolvida empregando tecnologias de visão computacional, eletrônica de potência e transmissão de dados via cabo ethernet.

Os resultados apresentados nesse trabalho foram validados e atingiram parte dos objetivos esperados. Questões como atrito do mecanismo, rigidez e durabilidade do protótipo não foram equacionadas nesse trabalho, apresentando diferenças nos resultados esperados.

As constantes das molas de aço dimensionadas obtiveram resultados muito próximo do esperado.

6.3 PROPOSTA PARA TRABALHOS FUTUROS

O trabalho serviu para melhor compreensão do comportamento do mecanismo protético, bem como a resposta da mola helicoidal de LMF, também permitiu o aprofundamento do conhecimento no ferramental eletromecânico para realizar os testes desse protótipo. Sendo assim, é possível elencar algumas propostas para outros trabalhos que darão continuidade a este.

- Otimização da estrutura mecânica do sistema de engrenagens da mola LMF (atuador), garantindo a redução de atrito para que a força do atuador seja totalmente transformada no trabalho desejado;

- Caracterização do mecanismo incluindo as perdas com atrito nas partes móveis garantindo o dimensionamento de um atuador que possa atender completamente o trabalho dimensionado;
- Implementação de controle inteligente que garanta o deslocamento do atuador linear série para as diferentes características de deambulação;
- Otimização da resposta do atuador para atender o tempo de marcha de um deambulante;
- Dimensionamento da potência necessária para uma atividade diária;
- Emprego de novos materiais que possibilitem a redução de peso e atendam as demandas de rigidez para um deambulante com peso mediano (100Kg).

Referências

- ALEXANDER, R. M. *Elastic Mechanisms in Animal Movement*. [S.l.]: Cambridge University Press, 1988. ISBN 0521341604. Citado na página 22.
- ANGELES, J. *Fundamentals of Robotic Mechanical Systems: Theory, Methods, and Algorithms (Mechanical Engineering Series Book 124)*. Springer, 2013. ISBN 978-3-319-01851-5. Disponível em: <<https://www.amazon.com/Fundamentals-Robotic-Mechanical-Systems-Engineering-ebook/dp/B00H5IO9PC?SubscriptionId=AKIAIOBINVZYXZQZ2U3A&tag=chimbori05-20&linkCode=xm2&camp=2025&creative=165953&creativeASIN=B00H5IO9PC>>. Citado na página 31.
- ARBOGAST, R. B.; ARBOGAST, C. J. The carbon copy ii—from concept to application. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, v. 1, n. 1, p. 32–36, out. 1988. Citado na página 15.
- ATTANASI, G.; AURICCHIO, F.; URBANO, M. Theoretical and experimental investigation on SMA superelastic springs. *Journal of Materials Engineering and Performance*, Springer Nature, v. 20, n. 4-5, p. 706–711, feb 2011. Citado na página 21.
- AU, S.; WEBER, J.; HERR, H. Powered ankle-foot prosthesis improves walking metabolic economy. *IEEE Transactions on Robotics*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 25, n. 1, p. 51–66, feb 2009. Citado nas páginas 48 e 49.
- AVIA. *24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales*. [S.l.], 2019. Citado na página 58.
- BORDEN, T. Shape Memory Alloys: Forming a Tight Fit. *Mechanical Engineering*, p. 67–72, 1991. Citado na página 18.
- BRAHMBHATT, S. *Practical OpenCV*. [S.l.]: Apress, 2013. Citado na página 65.
- BROADCOM. *BCM2835 ARM Peripherals*. [S.l.], 2012. Citado na página 62.
- BURGER, H. Return to work after amputation. In: *Amputation, Prosthesis Use, and Phantom Limb Pain*. [S.l.]: Springer New York, 2009. p. 101–114. Citado na página 1.
- BURGER, H.; MARINČEK, Č. Return to work after lower limb amputation. *Disability and Rehabilitation*, Informa UK Limited, v. 29, n. 17, p. 1323–1329, jan 2007. Citado na página 1.
- CAMPBELL, J. W.; CHILDS, C. W. The s.a.f.e. foot. *Ortotics and prosthetics*, v. 34, n. 3, p. 3–16, 1980. Citado na página 13.

CARVALHO, A. *Amputações de Membros Inferiores: Em Busca da Plena Reabilitação*. 1ª. ed. São Paulo: Manole Ltda, 1999. Citado na página 7.

CHOSSET, H. et al. *Principles of Robot Motion: Theory, Algorithms, and Implementations*. [S.l.]: A Bradford Book, 2005. ISBN 978-0262033275. Citado na página 61.

CLUITMANS, J. et al. Experiences with respect to the ICEROSS system for trans-tibial prostheses. *Prothetics and Orthotics International*, v. 18, n. 2, p. 78–83, 1994. Disponível em: <http://www.oandplibrary.org/poi/1994_02_078.asp>. Acesso em: 18-02-2017. Citado na página 14.

COLLINS, S.; KUO, A. Controlled energy storage and return prosthesis reduces metabolic cost of walking. In: *Proc. ISB 20th Congr. and the American Society of Biomechanics Annu. Meeting*. Cleveland, Ohio: [s.n.], 2003. p. 804. Citado na página 4.

CRAIG, J. J. *Introduction to Robotics: Mechanics and Control*. (3rd edition). [S.l.]: Pearson, 2004. ISBN 0201543613. Citado nas páginas 30 e 37.

CROWLEY, J. L.; CHRISTENSEN, H. I. (Ed.). *Vision as Process: Basic Research on Computer Vision Systems*. [S.l.]: Springer Berlin Heidelberg, 1995. ISBN 354058143X. Citado na página 64.

CUNHA, A. L. B. N. da. *Sistema automático para obtenção de parâmetros do tráfego veicular a partir de imagens de vídeo usando OpenCV*. Tese (phdthesis) — Universidade de São Paulo - Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos, 2013. Acesso em: 18-05-2018. Citado na página 64.

DELAEY, R.; KRISHNAN, H.; WARLIMONT, H. Thermoelasticity, pseudoelasticity and the memory effects associated with martensitic transformations – Part 1: Structural and microstructural changes associated with the transformations. *Journal of Materials Science*, v. 9, p. 1521–1535, 1974. Citado nas páginas 19, 20 e 21.

Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. *Diretrizes de atenção à pessoa amputada*. 1. ed. Brasil: Secretaria de Atenção à Saúde, 2013. ISBN 978-85-334-1981-0. Disponível em: <http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_amputada.pdf>. Acesso em: 08-07-2015. Citado na página 1.

DOLCE, M.; CARDONE, D. Mechanical behaviour of shape memory alloys for seismic applications 1. martensite and austenite NiTi bars subjected to torsion. *International Journal of Mechanical Sciences*, Elsevier BV, v. 43, n. 11, p. 2631–2656, nov 2001. Citado na página 21.

DORNELAS, L. de F. Uso da prótese e retorno ao trabalho em amputados por acidentes de transporte. *Acta Ortopédica Brasileira*, FapUNIFESP (SciELO), v. 18, n. 4, p. 204–206, 2010. Citado na página 1.

ESQUENAZI, A.; DIGIACOMO, R. Rehabilitation after amputation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, v. 91, p. 13–22, 2001. Citado na página 1.

EXCEL. *Extensômetros coláveis de resistência elétrica*. [S.l.], 2018. Disponível em: <<https://excelsensor.com.br/extensometros-colaveis-de-resistencia-eletrica/>>. Acesso em: 15-05-2018. Citado na página 57.

FALBRIARD, C. *Protocolo e Aplicação para Redes de Computadores*. 1. ed. [S.l.]: Ed. Érica, 2002. ISBN 8571949050. Citado na página 67.

FERRIS, A. E. et al. Evaluation of a powered ankle-foot prosthetic system during walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Elsevier Inc., v. 93, n. 11, p. 1911–1918, 2012. ISSN 00039993. Citado nas páginas 41 e 42.

FEY, N. P.; KLUTE, G. K.; NEPTUNE, R. R. Altering prosthetic foot stiffness influences foot and muscle function during below-knee amputee walking: A modeling and simulation analysis. *Journal of Biomechanics Award*, p. 637–644, 2013. Citado na página 2.

FINCH, J. L. et al. Biomechanical Assessment of Two Artificial Big Toe Restorations From Ancient Egypt and Their Significance to the History of Prosthetics. *American Academy of Orthotists and Prosthetists*, v. 24, p. 181–191, 2012. Citado na página 8.

FORSYTH, D. A.; PONCE, J. *Computer Vision: A Modern Approach (2nd Edition)*. [S.l.]: Pearson, 2011. ISBN 978-0136085928. Citado na página 64.

GATES, D. H. *Characterizing ankle function during stair ascent, descent, and level walking for ankle prosthesis and orthosis design*. Dissertação (Mestrado) — Boston University, 2004. Citado nas páginas 4 e 5.

GEEROMS, J. *Study and Design of an Actuated Below-Knee Prosthesis*. Dissertação (mathesis) — Vrije Universiteit Brussel, Faculteit Ingenieurswetenschappen, jun. 2011. Disponível em: <http://mech.vub.ac.be/multibody/members/joost/Thesis_Joost_Geeroms.pdf>. Citado na página 18.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. *Processamento de Imagens Digitais (Em Portuguese do Brasil)*. [S.l.]: Edgard Blucher, 2000. ISBN 9788521202646. Citado na página 64.

GOULD, J. S. *The foot book*. Baltimore, US: Willians & Wilkins, 1988. 345 p. Citado nas páginas 5 e 6.

GREISSINGER, G. *GREISSINGER ARTIFICIAL FOOT PROVIDED WITH ANKLE-JOINT*. Google Patents, 1960. US Patent 2,923,948. Disponível em: <<https://www.google.com/patents/US2923948>>. Citado na página 12.

HAN, H. P. et al. Buckling enhancement of epoxy columns using embedded shape memory alloy spring actuators. *Composite Structures*, Elsevier, v. 72, p. 200–211, 2004. Citado na página 4.

HANSEN, A. H. et al. The human ankle during walking: Implication for the design of biomimetic ankle prosthesis. *Journal Biomechanical*, v. 37, p. 1467–1474, 2004. Citado nas páginas 4 e 5.

HARVARD UNIVERSITY. *Dr. Bly's Artificial Leg*. 2014. Acesso: 15/03/2016. Disponível em: <<http://blogs.harvard.edu/preserving/2014/01/13/dr-blys-artificial-leg/>>. Citado na página 10.

- HERR, H. et al. *Powered Ankle-Foot Prosthesis*. Google Patents, 2014. US Patent App. 13/970,094. Disponível em: <<https://www.google.com/patents/US20140088729>>. Citado nas páginas 17 e 18.
- HESSELBACH, J. Shape memory actuators. *adaptronics and smart structures*, Springer – Verlag, Berlin, p. 143–160, 1995. Citado na página 19.
- HUGHES, J.; CLARK, P.; KLENERMAN, L. The importance of the toes in walking. *The Journal of the bone and joint surgery*, v. 2, n. 72, p. 245–251, mar. 1990. British Volume. Citado na página 7.
- IBGE. *Censo Demográfico*. [S.l.], 2010. Disponível em: <<http://censo2010.ibge.gov.br/>>. Acesso em: 08-10-2015. Citado nas páginas 1 e 27.
- INVENSENSE. *MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification*. [S.l.], 2013. Citado na página 60.
- ISO19407. *Footwear - Sizing - Conversion of sizing systems*. [S.l.], 2015. First Edition. Citado na página 27.
- JUNIOR, A. J. d. S. *Caracterização dinâmica de um protótipo de stockbridge pseudoelástico*. Dissertação (mathesis) — Universidade de Brasília, Brasília, DF., 2011. Disponível em: <<http://repositorio.unb.br/handle/10482/10055>>. Citado na página 20.
- KALMAN, R. E. A new approach to linear filtering and prediction problems. *Journal of Basic Engineering*, ASME International, v. 82, n. 1, p. 35, 1960. Citado na página 61.
- KAPANDJI, A. I. Physiologie articulaire, 2: membre inférieur. In: _____. *Fisiologia Articular, volume 2: esquemas comentados de mecânica humana*. 5. ed. Rio de Janeiro: Médica Panamericana S.A., 2000. v. 2, p. 176–262. Citado nas páginas 5, 6, 50, 51, 71 e 72.
- KAUFFMAN, G.; MAYO, I. Memory Metal. *Chem Matters*, p. 4–7, 1993. Citado nas páginas 18 e 19.
- KEGEL, B.; CARPENTER, M. L.; BURGESS, E. M. Functional capabilities of lower extremity amputees. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 59, p. 109–120, mar. 1978. ISSN 0003-9993. Citado na página 13.
- KLENERMAN, L. et al. *The Human Foot*. Springer London, 2006. Disponível em: <http://www.ebook.de/de/product/16207621/leslie_klenerman_bernard_wood_leslie_klenerman_bernard_wood_the_human_foot.html>. Citado na página 7.
- KLUTE, G. K.; CZERNIECKI, J.; HANNAFORD, B. Developmento of Powered Prosthetic Lower Limb. In: *Proc. 1st National Mtg, Veteran Affairs Rehab. R&D Service*. [S.l.: s.n.], 1998. Citado na página 16.
- KOH, J.-S.; CHO, K.-J. Omega-shaped inchworm-inspired crawling robot with large-index-and-pitch (LIP) SMA spring actuators. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 18, n. 2, p. 419–429, apr 2013. Citado na página 21.

- KONIUK, W. *Self-adjusting prosthetic ankle apparatus*. Google Patents, 2002. US Patent 6,443,993. Disponível em: <<https://www.google.com/patents/US6443993>>. Citado nas páginas 15 e 16.
- KOSCHAN, A. *Digital Color Image Processing*. [S.l.]: Wiley-Blackwell, 2008. ISBN 0470147083. Citado na página 66.
- KRISHNAN, H.; DELAEY, R.; WARLIMONT, H. Thermoelasticity, pseudoelasticity, and the memory effects associated with martensitic transformations - Part 2: The macroscopic mechanical behaviour. *Journal of Materials Science*, v. 9, p. 1536–1544, 1974. Citado na página 20.
- LAGANIÉRE, R. *OpenCV 2 Computer Vision Application Programming Cookbook*. [S.l.]: PACKT PUB, 2011. ISBN 1849513244. Citado na página 65.
- LAMBRINUDI, C. Use and abuse of toes. *Postgraduate Medical Journal.*, v. 8, n. 86, p. 459–464, 1932. Citado na página 7.
- LEDOUX, W. R.; HILLSTROM, H. J. Acceleration of the calcaneus at heel strike in neutrally aligned and pes planus feet. *Gait & Posture*, v. 15, p. 1–9, 2002. Citado na página 4.
- LEE, J. D.; MOONEY, L. M.; ROUSE, E. J. Design and characterization of a quasi-passive pneumatic foot-ankle prosthesis. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 25, n. 7, p. 823–831, jul 2017. Citado na página 4.
- LI, C. et al. Reserch and development of the intelligent controlled prostetic ankle joint. In: *2006 International Conference on Mechatronics and Automation*. Luoyang, China: [s.n.], 2006. p. 1114–1119. Citado nas páginas 4 e 16.
- MA, J.; HUANG, H.; HUANG, J. Characteristics analysis and testing of SMA spring actuator. *Advances in Materials Science and Engineering*, Hindawi Limited, v. 2013, p. 1–7, 2013. Citado na página 22.
- MANFIO, E. F. *Um estudo de parâmetros antropométricos do pé*. Santa Maria, 2001. 178 p. Citado na página 5.
- MARKS, A. *Artificial feet*. Google Patents, 1880. US Patent 234,596. Disponível em: <<http://www.google.com/patents/US234596>>. Citado na página 11.
- MARKS, G. E.; MARKS, W. L. *Artificial foot*. Google Patents, 1895. US Patent 546,405. Disponível em: <<http://www.google.tl/patents/US546405>>. Citado nas páginas 11 e 12.
- MARNETTO, M. D. D. C. R. Implementation and testing of passive control devices based on shape memory alloys. *EARTHQUAKE ENGINEERING AND STRUCTURAL DYNAMICS*, n. 29, p. 945–968, fev. 2000. Citado na página 21.
- MATHWORKS. *User's Guide*. [S.l.], 2019. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/images/convert-from-hsv-to-rgb-color-space.html>>. Acesso em: 10-03-2019. Citado nas páginas 64 e 65.

- MCPOIL, T. G.; KNECHT, H. G. Biomechanics of the foot in walking: A function approach. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, Scopus (Elsevier B.V), v. 7(2), p. 69–72, 1985. Citado na página 6.
- MICHAEL, J. Energy storing feet: A clinical comparison. *Clinical Prosthetics & Orthotics Journal*, v. 11, n. 3, p. 154–168, 1987. M. Ed., C.P.O. Citado nas páginas 14 e 15.
- MIRZAEIFAR, R.; DESROCHES, R.; YAVARI, A. A combined analytical, numerical, and experimental study of shape-memory-alloy helical springs. *International Journal of Solids and Structures*, Elsevier BV, v. 48, n. 3-4, p. 611–624, feb 2011. Citado na página 22.
- MISHRA, S. K.; GUR, S.; CHAKRABORTY, S. An improved tuned mass damper (sma-tmd) assisted by a shape memory alloy spring. *Smart Materials and Structures*, v. 22, n. 9, p. 095016, 2013. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0964-1726/22/i=9/a=095016>>. Citado na página 21.
- NESPOLI, A. et al. The high potential of shape memory alloy in developing miniature mechanical devices: A review on shape memory alloy mini-actuators. *Sensors and Actuators A: Physical*, p. 149–160, 2010. Citado na página 18.
- NIKOLSKAIA, K. et al. Skin Detection Technique Based on HSV ColorModel and SLIC Segmentation Method. In: USTALOV, D. et al. (Ed.). *Proceedings of the 4th Ural Workshop on Parallel, Distributed, and Cloud Computing for Young Scientists (Ural-PDC 2018)*. [s.n.], 2018. v. 2281, n. 13, p. 123–135. Disponível em: <<http://ceur-ws.org/Vol-2281/>>. Citado na página 65.
- NORTON, R. L. *Cinemática e Dinâmica dos Mecanismos (Em Portuguese do Brasil)*. [S.l.]: Mc Graw Hill, 2010. ISBN 978-85-63308-19-1. Citado na página 30.
- OTTOBOCK. *1A1-1 Empower*. [S.l.], 2019. Disponível em: <<https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet---Microprocessor/1A1-1-Empower/p/1A1-1#accessiblecontent0-1>>. Acesso em: 01-15-2019. Citado na página 2.
- PALMER, M. L. *Sagittal plane characterization of normal human ankle function across a range of walking gait speeds*. Cambridge, 2002. Disponível em: <<https://dspace.mit.edu/handle/1721.1/16802>>. Citado na página 4.
- PHILLIPS, V. *Foot prosthesis with modular foot plate*. Google Patents, 2003. US Patent 6,527,811. Disponível em: <<https://www.google.com.br/patents/US6527811>>. Citado na página 14.
- PRATT, G.; WILLIAMSON, M. Series elastic actuators. In: *Proceedings IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human Robot Interaction and Cooperative Robots*. [S.l.]: IEEE Comput. Soc. Press, 1995. Citado na página 22.
- PUTTI, V. Historic artificial limbs. *The American Journal of Surgery*, Elsevier BV, v. 6, n. 1, p. 111–118, jan 1929. Citado nas páginas 8 e 9.

- QUEIROZ, W. F. *Desenvolvimento de métodos construtivos e de novos materiais empregados na confecção de cartuchos de próteses de membros inferiores*. Tese (phdthesis) — Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2008. 155f. Disponível em: <<http://repositorio.ufrn.br:8080/jspui/handle/123456789/15555>>. Acesso em: 22-06-2018. Citado na página 8.
- RACZKA, W. et al. Application of an SMA spring for vibration screen control. *Journal of Low Frequency Noise, Vibration and Active Control*, SAGE Publications, v. 32, n. 1-2, p. 117–131, mar 2013. Citado na página 21.
- RASPBERRY. *Raspberry Pi Zero*. 2018. Disponível em: <<https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-zero/>>. Acesso em: 15-05-2018. Citado na página 63.
- Ren R et al. A Phase-Dependent Hypothesis for Locomotor Functions of Human Foot Complex. *Journal of Bionic Engineering*, v. 5, n. 3, p. 175–180, 2008. ISSN 16726529. Citado na página 4.
- RIOS, R. O. *Protocolos e Serviços de rede: curso técnico de informática*. Colatina: IFES, 2011. ISBN 978-85-62934-36-0. Citado na página 67.
- SALTZMAN, C. L.; NAWOCZENSKI, D. A. Complexities of foot architecture as a base of support. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, Scopus (Elsevier B.V), v. 21(6), p. 354–360, 1995. Citado na página 6.
- SAVI, M. A.; PAIVA, A.; PACHECO, P. M. C. L. Modelos Constitutivos para Ligas com Memória de Forma. *2º Congresso Temático de Aplicações de Dinâmica e Controle da Sociedade Brasileira de Matemática Aplicada e Computacional (SBMAC)*, São José dos Campos, SP, p. 18–22, 2003. Citado na página 20.
- SEYMOUR, R. *Prosthetics and Orthotics: Lower limb and spinal*. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Wilkins, 2002. Citado na página 4.
- SHEPHERD, M. K.; ROUSE, E. J. The VSPA Foot: A Quasi-Passive Ankle-Foot Prosthesis With Continuously Variable Stiffness. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 25, n. 12, p. 2375–2386, dec 2017. Citado na página 4.
- Shruti Patil. *Protheses*. 2017. SlidePresentation. Disponível em: <https://www.slideshare.net/ShrutiPatil6?utm_campaign=profiletracking&utm_medium=sssited&utm_source=ssslideview>. Acesso em: 08-09-2017. Citado na página 13.
- SICILIANO, B.; KHATIB, O. (Ed.). *Springer Handbook of Robotics*. [S.l.]: Springer Berlin Heidelberg, 2008. Citado nas páginas 59 e 61.
- SILVA, J. P. et al. Modelo matemático do comportamento de pé de uma prótese para amputados abaixo do joelho. *HOLOS*, Instituto Federal de Educacao, Ciencia e Tecnologia do Rio Grande do Norte (IFRN), v. 3, p. 31, jun 2016. Citado na página 48.
- SMITH, J. R.; CHANG, S.-F. Single color extraction and image query. In: *Proceedings., International Conference on Image Processing*. [S.l.]: IEEE Comput. Soc. Press, 1995. Citado na página 65.

- ÖSSUR. *Soluções Protéticas*. [S.l.], 2016. Disponível em: <www.ossur.com.br/solucoes-proteticas/>. Acesso em: 09-12-2016. Citado nas páginas 4 e 32.
- STAROS, A. The sach (solid-ankle cushion-heel) foot. *Orthopedic & Prosthetic Appliance Journal*, v. 11, n. 2, p. 23–31, 1957. Citado na página 13.
- STEADWARD, R. D.; WHEELER, G. D.; WATKINSON, E. J. *Adapted Physical Activity*. The University of Alberta Press, 2003. Disponível em: <http://www.ebook.de/de/product/29035795/adapted_physical_activity.html>. Citado na página 11.
- SU, P.-F. et al. The effects of increased prosthetic ankle motions on the gait of persons with bilateral transtibial amputations. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health), v. 89, n. 1, p. 34–47, jan 2010. Citado na página 26.
- SUP, F.; BOHARA, A.; GOLDFARB, M. Design and control of a powered transfemoral prosthesis. *The International Journal of Robotics Research*, SAGE Publications, v. 27, n. 2, p. 263–273, feb 2008. Citado nas páginas 16 e 17.
- SZELISKI, R. *Computer Vision*. [S.l.]: Springer-Verlag GmbH, 2011. ISBN 1848829345. Citado na página 64.
- TARANO, G. Biomecânica Básica. In: _____. *Basic Biomechanics*. 4^a. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. p. 245–248. Citado na página 6.
- THURSTON, A. J. PARÉ AND PROSTHETICS: THE EARLY HISTORY OF ARTIFICIAL LIMBS. *ANZ Journal of Surgery*, Wiley-Blackwell, v. 77, n. 12, p. 1114–1119, dec 2007. Citado na página 8.
- TRUESDELL, J. *Molded elastomeric prosthetic foot having energy-storing articulated keel*. Google Patents, 1987. US Patent 4,652,266. Disponível em: <<https://www.google.com/patents/US4652266>>. Citado na página 15.
- UMW. *Selection and Adoption, In: Lower Limb Prosthetic Devices*. 2016. UMW, University of Mary Washington. Disponível em: <<http://http://prosthetics.umwblogs.org/adoption/>>. Acesso em: 15-01-2016. Citado na página 14.
- VERSLUYS, R. et al. A pneumatically powered below-knee prosthesis: Design specifications and first experiments with an amputee. In: *2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*. [S.l.]: IEEE, 2008. Citado na página 17.
- VILADOT, P. A. A Patologia do antepé. In: _____. 3^a. ed. São Paulo: Roca Ltda, 1987. p. 303. Citado na página 5.
- WASILEVSKI, R. J. On the Nature of the Martensitic Transformation. *Mettalurgical Transactions*, v. 6A, p. 1405–1418, 1975. Citado na página 20.
- Wilson Jr, A. B. History of amputation surgery and prosthetics. In: _____. *Atlas of Limb Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. 2. ed. Rosemont, IL: American Academy of Orthopedic Surgeons, 2002. cap. 1. Citado nas páginas 11 e 12.

WING, D. C.; HITTENBERGER, D. A. Energy-storing prosthetic feet. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 70, p. 330–335, abr. 1989. ISSN 0003-9993. Citado na página 2.

ZHANG, C. et al. Design of a quasi-passive 3 dofs ankle-foot wearable rehabilitation orthosis. *Bio-Medical Materials and Engineering*, IOS Press, v. 26, n. s1, p. S647–S654, Aug 2015. ISSN 1878-3619. Citado na página 4.