

PAULO FERNANDES DECHICHI

**ESTUDO DE DOIS DISPOSITIVOS ROBÓTICOS
PARA REABILITAÇÃO DA MARCHA HUMANA**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECANICA

2017

PAULO FERNANDES DECHICHI

**ESTUDO DE DOIS DISPOSITIVOS ROBÓTICOS PARA
REABILITAÇÃO DA MARCHA HUMANA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA**.

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações

Orientador: Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves
Co-orientador: Prof. Dr. João Carlos Mendes Carvalho

UBERLÂNDIA – MG

2017

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

D293e Dechichi, Paulo Fernandes, 1990-
2017 Estudo de dois dispositivos robóticos para reabilitação da marcha
humana / Paulo Fernandes Dechichi. - 2017.
99 f. : il.

Orientador: Rogério Sales Gonçalves.
Coorientador: João Carlos Mendes Carvalho.
Dissertação (mestrado) -- Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2017.67>
Inclui bibliografia.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Robótica - Teses. 3. Marcha
humana - Teses. 4. Locomoção humana - Reabilitação - Teses. I.
Gonçalves, Rogério Sales, 1981-. II. Carvalho, João Carlos Mendes,
1954-. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.



ALUNO: Paulo Fernandes Dechichi

NÚMERO DE MATRÍCULA: 11512EMC008

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: Mecânica dos Sólidos e Vibrações

LINHA DE PESQUISA: Projeto de Sistemas Mecânicos

PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA: NÍVEL MESTRADO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO:

“Estudo de Dois Dispositivos Robóticos para Reabilitação da Marcha Humana”

ORIENTADOR: Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. João Carlos Mendes Carvalho

A Dissertação foi **APROVADA** em reunião pública, realizada no Anfiteatro A do Bloco 5O, Campus Santa Mônica, em 28 de julho de 2017, às 13:00 horas, com a seguinte Banca Examinadora:

NOME

Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves

Prof. Dr. João Carlos Mendes Carvalho

Prof. Dr. Aldemir Aparecido Cavalini Junior

Prof. Dr. Marcelo Henrique Stoppa

ASSINATURA

UFU
UFU
UFU
UFG

Uberlândia, 28 de julho de 2017

Aos meus pais e familiares por todo amor e incentivo
à minha formação profissional.

AGRADECIMENTOS

À Deus, pela oportunidade oferecida para vivenciar e concluir mais um ciclo em minha vida, me fortalecendo e amparando em todos os momentos de dificuldade.

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realizar este Curso.

Aos colegas e amigos que em todos momentos neste trajeto me apoiaram e incentivaram. Aos meus familiares que sempre estiveram ao meu lado em todos momentos difíceis nesta jornada. À Juliene por sempre estar ao meu lado, confiar e acreditar em mim.

Ao Capes, CNPq e FAPEMIG pelo apoio financeiro e desenvolvimento total deste projeto.

Aos meus orientadores, prof. Rogério Sales e prof. João Carlos, pela paciência, sabedoria, ensinamentos e auxílio para me direcionar e orientar durante toda a execução do projeto.

DECHICHI, P. F., **Estudo de dois dispositivos robóticos para reabilitação da marcha humana.** 2017. 110f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

RESUMO

A robótica, desde o início, esteve presente para auxiliar na realização de trabalhos e processos com movimentos repetitivos, sendo amplamente utilizada na indústria. Com o seu avanço foi possível desenvolver robôs para auxiliar na área da saúde, como por exemplo na reabilitação de pacientes com dificuldades locomotoras. Deste modo, o objetivo do trabalho é apresentar o estudo de dois mecanismos, sendo o primeiro atuado por cabos e o segundo com atuadores lineares paralelos, para auxiliar os profissionais da saúde na reabilitação da marcha humana. Para atingir esse objetivo esta dissertação apresenta um resumo das principais estruturas robóticas existentes para a reabilitação da marcha humana, bem como as principais características da passada humana normal. Para o estudo dos dispositivos, foi apresentada inicialmente a modelagem geométrica de ambos, sendo considerado o movimento da plataforma igual à passada humana de uma pessoa de estatura média brasileira. Assim, foram analisadas as configurações de singularidades e a modelagem estática de ambos dispositivos, o que permitiu verificar que o dispositivo atuado por cabos é inviável para o movimento desejado, pois obteve pontos de singularidade e os cabos não ficaram tracionados em todas as posições da plataforma. Deste modo, após realizar os mesmos estudos para o segundo dispositivo e validar sua aplicação para reprodução da marcha humana, foi desenvolvido um protótipo em escala para verificar a sua funcionalidade cinemática. Assim, foi utilizado um boneco antropométrico em escala para replicar o movimento da marcha humana. Finalmente, foi realizada a comparação dos resultados numéricos com os testes do protótipo para as variações angulares das articulações do boneco, verificando que o mecanismo com atuadores lineares paralelos é viável para replicar o movimento desejado.

Palavras Chave: reabilitação, marcha humana, robótica, dispositivo atuado por cabos, estrutura paralela plana.

DECHICHI, P. F., **Study of two robotic devices for human gait rehabilitation.**
2017. 110f. Master thesis, Federal University of Uberlândia, Uberlândia, Brazil.

ABSTRACT

In recent years, the robotic has been presented to improve the performance of repetitive motions and processes, being widely used in industry. Through its improvement, it was possible to develop robots to assist in the health area, such as the rehabilitation of patients with locomotion difficulties. The aim of the study is to analyze two mechanisms to be used by health professionals for the rehabilitation of the human gait. The first one is operated by cables and the second uses Parallel Mechanism. In order to achieve this objective, a brief review of the main robotic structures for the rehabilitation of human gait is presented, including the main characteristics of the normal human gait. To choose the best device it was initially presented the geometric modeling of each one and considering the platform motion equal to the human gait of a person of average Brazilian stature. It was studied the singularity configurations and the static modeling for each device. It was verified that the device which works with cables are not adequate for some movements due to singularities and untensioned cables in all platform configurations. After the second device verification and the model validation, the prototype scale was constructed to verify its kinematic functionality. An anthropometric wooden dummy was used, in scale, to replicate the human gait movement. Finally, the numerical results were compared to the prototype scale tests, considering angular variations of the joints and, as a result, it was possible to conclude that the Parallel Link Mechanism is feasible to replicate all desired movements.

Keywords: Rehabilitation, human gait, robotics, device actuated by cables, parallel link mechanism

LISTA DE FIGURAS

| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 2. 1 - Reabilitação com esteira e suporte de peso (HESSE, 2008)..... | 6 |
| Figura 2. 2 - Estruturas para reabilitação do membro inferior. (a) equipamentos que utilizam esteiras; (b) robôs plataformas acoplados aos pés (foot plate robots); (c) dispositivos com base móvel; (d) dispositivos com base estacionária (Adaptada de DÍAZ; GIL; SÁNCHEZ, 2011). | 7 |
| Figura 2. 3 – Exoesqueleto unilateral, com a articulação do joelho acionada por músculos artificiais pneumáticos (BEYL et al., 2009)..... | 8 |
| Figura 2. 4 - Lokomat (Adaptada de https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/). ... | 9 |
| Figura 2. 5 - (a) Primeiro protótipo do Lokomat®; (b) Sistema do Lokomat® combinado com um sistema de realidade virtual (RIENER et al., 2010)..... | 10 |
| Figura 2. 6 - Pediatric Lokomat® - DGO (MEYER; REIFFER; BORGGRAEFE, 2007)..... | 10 |
| Figura 2. 7 - Protótipo do MIT-Skywalker (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016)..... | 11 |
| Figura 2. 8 - Esquema do dispositivo MIT-Skywalker. (a) Treino discreto; (b) Treino rítmico; (c) Treino balanço (SUSKO; KREBS, 2014a). | 12 |
| Figura 2. 9 - (a) Paciente sobrevivente de AVE utilizando o MIT-Skywalker (b) Detalhes do sistema de suporte do MIT-Skywalker (Adaptada de SUSKO, 2015)..... | 13 |
| Figura 2. 10 - Dispositivo “CaLT” para reabilitação da perna: (a) Paciente utilizando o sistema desenvolvido. (b) Visão esquemática do “CaLT” (Adaptada de WU et al., 2011).... | 13 |
| Figura 2. 11 - Sistema de reabilitação da marcha humana G-EO system (https://www.rehatechnology.com/images/products/GEO_System_Brochure_1701_EN_web.pdf). | 14 |
| Figura 2. 12 - Sistema de reabilitação da marcha humana Haptic Walker (SHMITD et al., 2007)..... | 15 |
| Figura 2. 13 - (a) Sistema de reabilitação da marcha humana Gait Trainer GT I; (b) Sistema mecânico de manivela e engrenagem (Adaptada de HESSE et al., 2000)..... | 16 |

| | |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 2. 14 – Estrutura robótica com base móvel, Andago® (Adaptada de https://www.hocoma.com/solutions/andago/). | 17 |
| Figura 2. 15 - (a) Walking Assistance Apparatus acoplado ao aparelho de suporte corporal, (b) Detalhamento estrutural do Walking Assistance Apparatus (Adaptada de TANAKA et al., 2011). | 17 |
| Figura 2. 16 - Anklebot. (a) Movimentos do tornozelo; (b) Anklebot em detalhe; (c) Interface do jogo desenvolvido; (d) Anklebot utilizado em conjunto com esteira (FORRESTER et al., 2014; ROY et al., 2009). | 18 |
| Figura 2. 17 - Desenho de um modelo de montagem (BARBOSA, 2013). | 19 |
| Figura 2. 18 - (a) Representação da configuração do dispositivo ROPES no plano sagital; (b) Representação do dispositivo ROPES no plano frontal com movimento de abdução e adução do quadril (ALAMDARI; KROVI, 2015). | 20 |
| Figura 3. 1 - Posição anatômica do corpo humano com os planos de delimitação (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999 - Adaptado)..... | 24 |
| Figura 3. 2 - Relações antropométricas do corpo humano (IIDA, 2005) | 25 |
| Figura 3. 3 - Representação das fases de apoio e balanço do ciclo da marcha (PERRY ,1992 - Adaptado). | 26 |
| Figura 3. 4 - Diferença entre passo e passada (PERRY, 1992 - Adaptado). | 27 |
| Figura 3. 5 – Fases do ciclo da marcha (PERRY, 1992 - Adaptado). | 27 |
| Figura 3. 6 - Modelo serial plano do membro inferior | 28 |
| Figura 3. 7 – Variação do ângulo do tornozelo em um ciclo da marcha (Adaptada de PERRY, 1992)..... | 29 |
| Figura 3. 8 – Variação do ângulo do joelho em um ciclo de marcha (Adaptada de PERRY, 1992)..... | 30 |
| Figura 3. 9 – Variação do ângulo do quadril em um ciclo de marcha (Adaptada de PERRY,1992)..... | 30 |
| Figura 3. 10 – Variação angular das articulações em graus pela porcentagem da marcha humana. (a) Quadril; (b) Joelho; e (c) Tornozelo (Adaptada de VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999)..... | 31 |
| Figura 3. 11 - Variação das articulações do membro inferior durante um ciclo da marcha humana (Adaptada de WHITTLE, 2008). | 32 |

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 3. 12 - Variações angulares das articulações durante um ciclo da marcha humana; (a) Quadril; (b) Joelho e (c) Tornozelo (Adaptada de PIETRASZEWSKI; WINIARSKI; JAROSZCZUK, 2012)..... | 33 |
| Figura 3. 13 – Representação das variações das angulações utilizadas na modelagem. Variação angular do (a) Quadril; (b) Joelho e (c) Tornozelo. | 34 |
| Figura 3. 14 - Velocidade linear do centro do pé. (a) na direção horizontal; (b) na direção vertical. | 35 |
| Figura 4. 1 - Representação tridimensional simplificada do primeiro dispositivo proposto. | 38 |
| Figura 4. 2 - Representação tridimensional simplificada de um mecanismo para simulação da passada..... | 39 |
| Figura 4. 3 - Análise geométrica do dispositivo plano atuado por cabos. | 40 |
| Figura 4. 4 - Análise vetorial da estrutura atuada por cabos. | 42 |
| Figura 4. 5 - Apresentação da movimentação do PLM (Adaptada de HARADA; NAGASE, 2009)..... | 46 |
| Figura 4. 6 - Modelo cinemático do mecanismo adaptado (adaptado de HARADA, 2011)..... | 47 |
| Figura 4. 7 - Índice de manipulabilidade do mecanismo dentro do movimento da marcha humana..... | 51 |
| Figura 4. 8 - Representação das forças internas e externas do dispositivo (HARADA, 2011)..... | 52 |
| Figura 4. 9 - Variação da força em cada atuador durante um ciclo da marcha humana. (a) atuador linear 1; (b) atuador linear 2; (c) atuador linear 3 e (d) atuador linear 4..... | 53 |
| Figura 5. 1 - Modelo utilizado para obter o comprimento máximo das guias. (a) máximo alcance à esquerda, (b) máximo alcance à direita | 56 |
| Figura 5. 2 - Dimensões do boneco utilizado para os testes do dispositivo, em milímetros..... | 59 |
| Figura 5. 3 - Apresentação do protótipo em escala. (a) Vista lateral e (b) Vista isométrica. | 60 |
| Figura 5. 4 - Protótipo com o boneco posicionado para teste..... | 61 |
| Figura 5. 5 - Comparação entre as variações angulares das articulações do membro inferior do modelo (linha contínua) e do teste (linha tracejada). (a) Quadril; (b) Joelho; (c) Tornozelo; (d) Plataforma. | 63 |

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 5. 6 - Sequência de movimentos de um ciclo da passada do protótipo em escala construído, perna direita. (a) Contato inicial; (b) Resposta à carga; (c) Apoio médio; (d) Apoio terminal; (e) pré-balânço; (f) Inicial balanço; (g) Balanço médio; (h) Balanço terminal..... | 64 |
| Figura A.1. 1 - Modelo serial plano da perna humana. | 78 |
| Figura A.3. 1 - Posição singular do dispositivo atuado por cabos, angulação da plataforma nula. | 91 |
| Figura A.3. 2 - Representação das forças que atuam na plataforma móvel do dispositivo..... | 92 |
| Figura A.5. 1 - Modelo tridimensional do dispositivo com atuadores lineares | 97 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 3. 1 - Dimensões médias dos segmentos do membro inferior de uma pessoa de 1,73m | 25 |
| Tabela 4. 1 -Comprimentos dos componentes do dispositivo com atuadores lineares | 50 |
| Tabela 5. 1 - Variáveis utilizadas para a simulação computacional | 57 |
| Tabela 5. 2 - Comprimentos das hastes utilizadas para construção do protótipo. | 59 |
| Tabela 5. 3 - Simulações realizadas para verificar o dispositivo proposto..... | 62 |
| Tabela 5. 4 - Erro absoluto máximo da variação angular durante a passada. | 63 |

LISTA DE SÍMBOLOS

| | |
|-----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------|
| A_i | Posição da plataforma durante o movimento com relação ao referencial fixo; |
| a | Distância entre os motores do dispositivo atuado por cabos; |
| B_i | Posição dos motores com relação ao referencial fixo; |
| b_i | Comprimento da plataforma de índice i ; |
| h | Altura da posição dos motores; |
| J | Matriz Jacobiana de uma estrutura; |
| J^T | Matriz Jacobiana transposta; |
| J^+ | Pseudo-inversa da matriz Jacobiana; |
| l_i | Comprimento do corpo de índice i ; |
| p_i | Vetor posição do centro da plataforma móvel com relação ao referencial fixo; |
| q_i | Coordenada articular i ; |
| r_i | Vetor i em relação ao referencial inercial; |
| \dot{r}_i | Derivada do vetor i ; |
| \dot{r}_i | Vetor i em relação ao referencial j ; |
| $\ r_i\ $ | Módulo do vetor i ; |
| jR_i | Matriz de rotação que define a orientação do referencial i em relação ao referencial j . |
| w | Índice de manipulabilidade do dispositivo; |
| X_i, Y_i, Z_i | Eixos de coordenadas do referencial i . |
| X_0, Y_0 | Coordenadas do referencial fixo na base do dispositivo; |
| X_1, Y_1 | Coordenadas absolutas do centro da plataforma; |
| θ | Orientação da plataforma com relação ao referencial fixo; |
| φ_i | Orientação das hastes com relação ao referencial fixo; |
| \emptyset_i | Orientação dos cabos com relação ao referencial fixo; |
| α | Orientação da força externa atuada na plataforma com relação ao referencial móvel; |
| β_i | Orientação das articulações do membro inferior. |

SUMÁRIO

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| RESUMO | v |
| ABSTRACT..... | vi |
| LISTA DE FIGURAS..... | vii |
| LISTA DE TABELAS..... | xi |
| LISTA DE SÍMBOLOS..... | xii |
| | |
| CAPÍTULO I..... | 1 |
| <i>INTRODUÇÃO</i> | <i>1</i> |
| | |
| CAPÍTULO II | 5 |
| <i>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</i> | <i>5</i> |
| 2.1 Introdução..... | 5 |
| 2.2 Estruturas Robóticas para a Reabilitação do Membro Inferior..... | 7 |
| 2.3 Conclusões | 20 |
| | |
| CAPÍTULO III..... | 23 |
| <i>CINESIOLOGIA E ANTROPOMETRIA DO MEMBRO INFERIOR</i> | <i>23</i> |
| 3.1 Introdução..... | 23 |
| 3.2 Antropometria do membro inferior | 24 |
| 3.3 Marcha Humana | 26 |
| 3.4 Conclusões | 36 |
| | |
| CAPÍTULO IV..... | 37 |
| <i>ANÁLISE DE ESTRUTURAS PARA A REABILITAÇÃO DA MARCHA HUMANA</i> | <i>37</i> |
| 4.1 Estrutura atuada por cabos para a reabilitação da marcha humana..... | 37 |
| 4.2 Dispositivo modificado paralelo com atuadores lineares para reabilitação da marcha humana | 46 |

| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| CAPÍTULO V | 55 |
| <i>PROTÓTIPO EM ESCALA E PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....</i> 55 | |
| 5.1 Introdução..... | 55 |
| 5.2 Dimensionamento da estrutura..... | 56 |
| 5.3 Modelo em escala com Lego Mindstorms NXT® | 58 |
| 5.4 Testes com Manequim de madeira..... | 61 |
| CAPÍTULO VI..... | 65 |
| <i>CONCLUSÕES</i> 65 | |
| 6.1 Conclusões | 65 |
| 6.2 Sugestões para Trabalhos Futuros..... | 67 |
| Referências Bibliográficas..... | 69 |
| APÊNDICE A.1..... | 77 |
| <i>Algoritmo para representação da marcha humana</i> 77 | |
| APÊNDICE A.2..... | 87 |
| <i>Programa da modelagem geométrica do dispositivo atuado por cabos</i> 87 | |
| APÊNDICE A.3..... | 89 |
| <i>Análise da Singularidade e Modelagem Estática do dispositivo atuado por cabos.</i> 89 | |
| 1. Singularidade..... | 89 |
| 2. Modelagem Estática | 91 |
| APÊNDICE A.4..... | 93 |
| <i>Programa do dispositivo modificado com atuadores lineares</i> 93 | |
| APÊNDICE A.5..... | 97 |
| <i>Verificação da interferência mecânica do dispositivo modificado com atuadores lineares.....</i> 97 | |

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Os robôs inicialmente tinham como principal aplicação às áreas industriais, sendo uma opção em ambientes de trabalho repetitivos e/ou agressivos para o homem. Com o seu avanço passou a ter aplicações em diversas áreas, tais como na área da saúde e reabilitação, auxiliando o trabalho dos médicos e terapeutas.

O trabalho dos profissionais da saúde durante as sessões de reabilitação de pacientes vítimas de lesões, oriundas de acidentes, queda, Acidente Vascular Encefálico (AVE), ou qualquer outro fator que comprometa a movimentação dos membros inferiores, é uma tarefa que demanda, geralmente, muito esforço físico para a realização da atividade e muitas vezes a necessidade de vários ajudantes para ser possível a simulação de uma caminhada, tornando uma tarefa muito complexa e cansativa (BACHMAN, 1961; BEHRMAN; HARKEMA, 2000; FERRIS; SAWICKI; DOMINGO, 2005; SULLIVAN; KNOWLTON; DOBKIN, 2002).

As intervenções robóticas podem apresentar vantagens na reabilitação da marcha humana, em terapias de longo prazo e em intensidades mais altas em um ambiente mais controlado. Entretanto, sua utilização em clínicas acontece em menor escala pelo fato do custo elevado dos equipamentos e da necessidade de manutenção periódica. Hidler (2008) apresenta uma revisão de dispositivos robóticos que utilizam tecnologia na reabilitação de pacientes com algum tipo de limitação de movimento e afirma que estes sistemas possuem como vantagens uma maior segurança para o paciente e fisioterapeuta, maior intensidade dos exercícios, longas durações de sessões de reabilitação e controle mais preciso. Porém, estas estruturas apresentam como principais desvantagens o custo elevado, manutenção periódica e o dispositivo não possuir a sensibilidade do fisioterapeuta.

Nos últimos anos têm surgido vários dispositivos para auxiliar na reabilitação dos movimentos humanos, tais como o movimento dos membros superiores, (JARRASSÉ et al., 2014; NUNES et al., 2012; NEF; GUIDALI; RIENER, 2009; MACIEJASZ et al., 2014) e membros inferiores (HESSE; WALDNER; TOMELLERI, 2010; RIENER et al., 2010; SUSKO; KREBS, 2014a), em diferentes graus de lesões. Dentre estes há vários modelos de estruturas e dispositivos que auxiliam na recuperação e treinamento do membro inferior, trabalhando na simulação da passada humana, dos quais os principais serão apresentados nesta dissertação no Capítulo II.

Apesar de existirem diversos dispositivos robóticos para reabilitação da marcha humana, detalhados no Capítulo II, o estudo destas estruturas pode ser considerado que está na sua infância, conforme afirma Susko e Krebs (2014a), com a necessidade de desenvolvimento de um dispositivo acessível e também que comprove sua eficácia a partir de testes clínicos.

A criação de uma estrutura robótica aplicada à reabilitação dos membros inferiores, simulando a marcha, pode auxiliar nas sessões de recuperação de movimentos do corpo humano. Nesse sentido, nesta dissertação, são estudadas duas estruturas, sendo uma atuada por cabos e um dispositivo paralelo com atuadores lineares. Através dos estudos apresentados nesta dissertação, verificou-se que não seria possível/viável desenvolver a estrutura atuada por cabos. Assim, foi apresentada a modelagem do dispositivo com atuadores lineares para reabilitação da marcha humana para pessoas vítimas de alguma lesão nos membros inferiores. Foi construído um protótipo em escala e realizados testes experimentais em um manequim, comprovando a funcionalidade do dispositivo. Os dispositivos estudados visam proporcionar melhores condições para a reabilitação dos pacientes, bem como melhorar a condição de trabalho dos profissionais. A ideia do dispositivo proposto nesta dissertação é que este possa proporcionar um tratamento pós-traumático capaz de começar o tratamento de reabilitação o quanto antes, mesmo se o paciente não tiver a possibilidade de se levantar, visando obter maiores índices de recuperação dos movimentos do membro comprometido, diminuindo dores, trazendo conforto e qualidade de vida nas atividades diárias dos pacientes.

Deve-se destacar que o dispositivo para a reabilitação da marcha humana não irá substituir o trabalho dos profissionais da saúde, e sim auxiliá-los.

Para conseguir alcançar os objetivos descritos nesta dissertação, esta foi dividida em 6 capítulos, sendo este o primeiro, que apresenta as justificativas e objetivos desta dissertação.

No Capítulo II é apresentada uma revisão bibliográfica dos principais dispositivos robóticos utilizados para a reabilitação da marcha humana, sendo utilizada a classificação: equipamentos que utilizam esteiras, robôs plataformas acoplados aos pés (*foot plate robots*), dispositivos com base móvel e dispositivos com base estacionária (DÍAZ; GIL; SÁNCHEZ, 2011).

No Capítulo III é discorrido sobre a cinesiologia e antropometria do membro inferior do corpo humano, apresentando também uma descrição da marcha humana normal. São apresentados estudos sobre as características da marcha humana, principalmente utilizando as variações angulares do membro inferior, para identificar a posição e angulação do pé para executar este movimento. Assim, foi desenvolvido um modelo matemático considerando o membro inferior como um dispositivo serial, para simulação da marcha humana.

No Capítulo IV é apresentado o estudo de dois dispositivos idealizados para a reabilitação da marcha humana, o primeiro atuado por cabos e o segundo um mecanismo com articulações paralelas. Em ambos são apresentados os estudos para o movimento desejado, permitindo identificar posições singulares e dimensões dos dispositivos.

No Capítulo V são apresentadas as características e dimensões da segunda estrutura discorrida no capítulo anterior, e é desenvolvido um protótipo em escala para testes com manequim. São também apresentados os resultados obtidos e as comparações com o modelo numérico.

Finalmente, no Capítulo VI são apresentadas as conclusões obtidas neste trabalho e sugestões para trabalhos futuros.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo será apresentado um breve resumo dos principais tipos de estruturas robóticas utilizadas na reabilitação da marcha humana, com o intuito de mostrar a diversidade de modelos existentes.

2.1 Introdução

O objetivo geral da reabilitação da marcha humana após doenças neurológicas como, por exemplo, o AVE, é restaurar o caminhar permitindo ao paciente executar melhor as atividades do cotidiano (SUSKO, 2015). Os métodos para a reabilitação da marcha humana têm-se modificado ao longo do tempo. Até os anos de 1990, o método utilizado como referência internacionalmente foi o proposto por Karel Bobath (SUSKO, 2015). Este método é uma abordagem neurofisiológica, na qual o profissional da saúde utiliza posturas inibidoras de reflexos para reeducar o movimento normal. O objetivo desta técnica é diminuir a espasticidade muscular e introduzir os movimentos automáticos e voluntários a fim de preparar o paciente para os movimentos funcionais, onde o tônus anormal pode ser inibido e os movimentos mais normais, facilitados (SACKLEY; LINCOLN, 1996).

Outro método utilizado para a reabilitação da marcha humana é a terapia utilizando-se de esteira e um suporte corporal de pesos denominado BWSTT (*Body Weight Support Treadmill Therapy*). Este método surgiu do paradigma que se a pessoa deseja voltar a andar,

esta deve andar (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016). Neste método o paciente é suspenso por um colete visando aliviar seu peso e proporcionar segurança ao paciente. Dois ou três profissionais da saúde auxiliam o paciente a fazer a movimentação da marcha com o auxílio da esteira, Fig. 2.1.



Figura 2. 1 - Reabilitação com esteira e suporte de peso (HESSE, 2008).

Em função do método BWSTT, diversos pesquisadores começaram a automatizar este processo com a utilização de equipamentos robóticos. Um estudo denominado Locomotor Experience Applied Post-Stroke (LEAPS) (DOBKIN; DUNCAN, 2012; DUNCAN et al., 2007, 2011) comparou o método BWSTT com outras metodologias convencionais de reabilitação da marcha humana e não encontrou diferenças significativas nos resultados. Desta forma, este campo de pesquisa de desenvolvimento de estruturas robóticas para a reabilitação da marcha humana ainda está na sua origem com a necessidade de desenvolvimento de novos equipamentos e testes clínicos para sua validação.

2.2 Estruturas Robóticas para a Reabilitação do Membro Inferior.

Diversas estruturas robóticas para automatizar o trabalho dos profissionais de saúde na reabilitação da marcha humana estão em desenvolvimento e estas podem ser divididas em quatro grandes grupos: equipamentos que utilizam esteiras, robôs plataformas acoplados aos pés (*foot plate robots*), dispositivos com base móvel e dispositivos com base estacionária (DÍAZ; GIL; SÁNCHEZ, 2011). Estas estruturas são brevemente descritas nesta subseção.

A Figura 2.2 apresenta o esquema geral dos grupos das estruturas utilizadas para reabilitação do membro inferior.

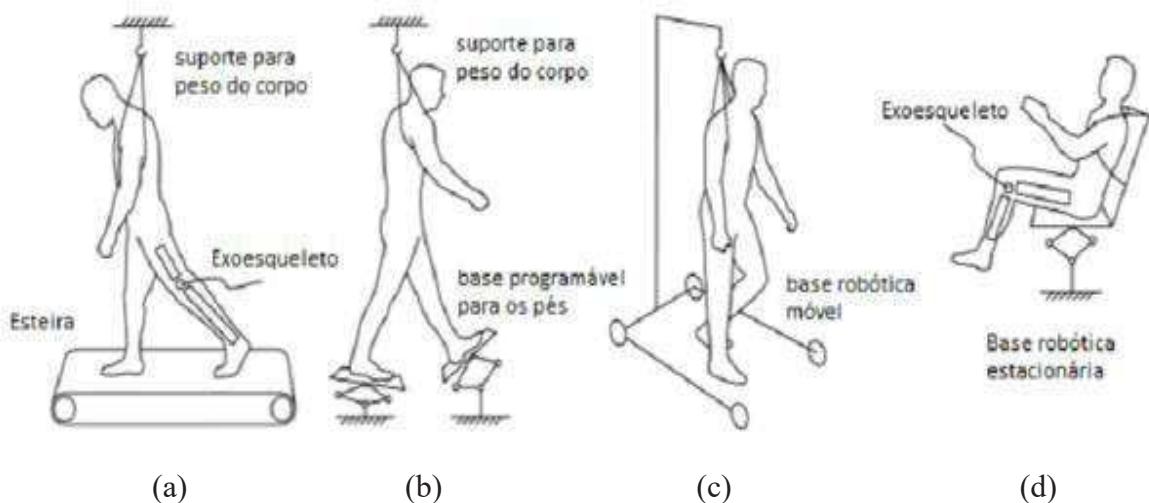


Figura 2.2 - Estruturas para reabilitação do membro inferior. (a) equipamentos que utilizam esteiras; (b) robôs plataformas acoplados aos pés (*foot plate robots*); (c) dispositivos com base móvel; (d) dispositivos com base estacionária (Adaptada de DÍAZ; GIL; SÁNCHEZ, 2011).

2.2.1. Equipamentos que utilizam esteiras

No caso das estruturas que utilizam esteiras, Fig. 2.2(a), geralmente elas trabalham em conjunto com um exoesqueleto que tem a função de, sincronizadamente com a velocidade da esteira, reproduzir a marcha humana.

Exoesqueletos podem ser vistos como sendo dispositivos que englobam o membro podendo fornecer força e estabilidade com o intuito de ajudar na movimentação/reabilitação, podendo ser encontrados em formato de estruturas seriais e/ou paralelas.

Dispositivos robóticos seriais são estruturas que utilizam cadeias cinemáticas abertas, ou seja, partindo da base cada atuador deve suportar o peso dos esforços, dos atuadores e peso da estrutura subsequente (TSAI, 1999; GONÇALVES, 2009).

Um exemplo de estrutura serial aplicada na reabilitação dos membros inferiores é proposto por (BEYL et al., 2009), o qual propõem o uso de atuadores de baixo peso e alta potência em um exoesqueleto unilateral, que se acopla ao quadril, coxa e perna do paciente, Fig. 2.3.



Figura 2. 3 – Exoesqueleto unilateral, com a articulação do joelho acionada por músculos artificiais pneumáticos (BEYL et al., 2009).

Outra estrutura que utiliza-se de esteira e exoesqueleto é o Lokomat. Esta é a versão comercial mais vendida no mundo para a reabilitação da marcha, Fig. 2.4 (<https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/>).

O Lokomat apresenta uma estrutura com um exoesqueleto onde dois aparelhos ligados à perna permitem ao paciente realizar a passada através de pequenos motores interligados e controlados por computador, além de um sistema para suportar o peso do corpo sendo o movimento realizado com o auxílio de esteira (RIENER et al., 2010). Seu primeiro protótipo foi construído em 1999 e apresentava somente o movimento do exoesqueleto. Após o desenvolvimento do protótipo, foram realizados vários estudos e aperfeiçoamentos do

“Lokomat”. A Figura 2.5 apresenta a primeira versão do Lokomat e também uma versão comercial sendo utilizada por pacientes.

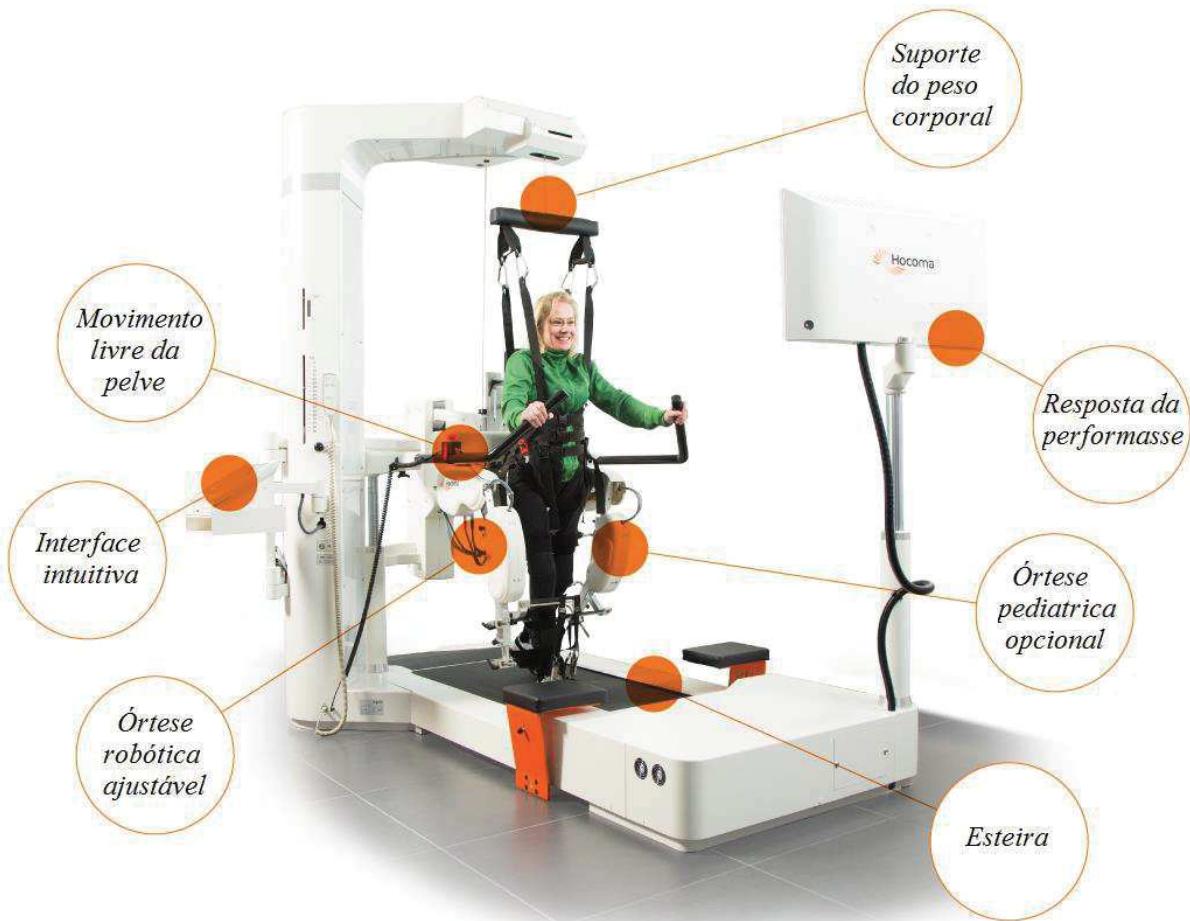


Figura 2. 4 - Lokomat (Adaptada de <https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/>).

Outro sistema proposto por Meyer et al. (2007), apresenta uma evolução dos protótipos do “Lokomat®” na versão pediátricos, renomeada como “DGO” (*Driven Gait Orthosis*, ou em português, marcha direcionada por órtese) realizada no centro de reabilitação para crianças e jovens “Affoltern am Albis”, em cooperação com o fabricante do Lokomat®, “Hocoma”, e é adaptado à anatomia individual do paciente. A fim de melhorar o envolvimento das crianças durante a caminhada, ele é associado a um sistema de “biofeedback” com três diferentes representações gráficas/jogos. A Figura 2.6 apresenta esta variação do dispositivo Lokomat®.

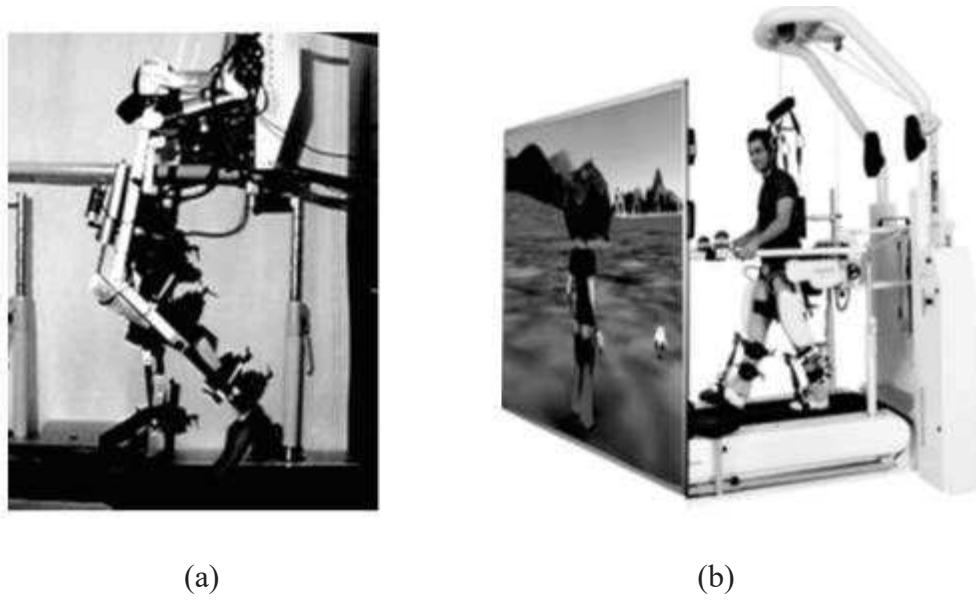


Figura 2. 5 - (a) Primeiro protótipo do Lokomat®; (b) Sistema do Lokomat® combinado com um sistema de realidade virtual (RIENER et al., 2010).



Figura 2. 6 - Pediatric Lokomat® - DGO (MEYER; REIFFER; BORGGRAEFE, 2007).

Outros robôs do tipo exoesqueleto com princípios similares ao Lokomat® são o LOPES (VENEMAN, 2007) e o ALEX (BANALA; AGRAWAL; SCHOLZ, 2007).

O MIT-Skywalker é outra estrutura proposta para a reabilitação da marcha humana em desenvolvimento no MIT, Fig. 2.7, que também utiliza esteiras. O MIT-Skywalker foi inspirado nos mecanismos passivos de caminhada e fornece uma plataforma para a reabilitação da marcha considerando a distância do solo para fase de balanço da marcha e

explorando a gravidade para assistir durante a fase de propulsão da marcha, obtida a partir da utilização de cames lineares (SUSKO, 2015). Este dispositivo permite uma maior participação do paciente durante a marcha visto que o seu princípio de funcionamento é a dinâmica da perna e tem como vantagem não necessitar de mecanismos acoplados a esta, minimizando o tempo de ajuste do equipamento em diferentes pacientes (ARTEMIADIS; KREBS, 2011). Esta estrutura robótica foi desenvolvida em função das reabilitações necessárias da marcha humana pós AVE (HOGAN; STERNAD, 2012). O MIT-Skywalker pode ser utilizado no formato de treino discreto em que a movimentação é feita semelhantemente ao procedimento de andar dos bebês, isto é, passo a passo com pausas intermediárias, Fig. 2.8(a). Este procedimento é necessário em casos de AVE mais severos que os pacientes têm que reaprender a andar. O treino rítmico consiste na simulação da marcha humana, Fig. 2.8(b), com o objetivo de estimular a reabilitação da marcha. A Figura 2.8(c) apresenta o formato de utilização da esteira para reabilitação do balanço da marcha humana (SUSKO; KREBS, 2014a).



Figura 2. 7 - Protótipo do MIT-Skywalker (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016).

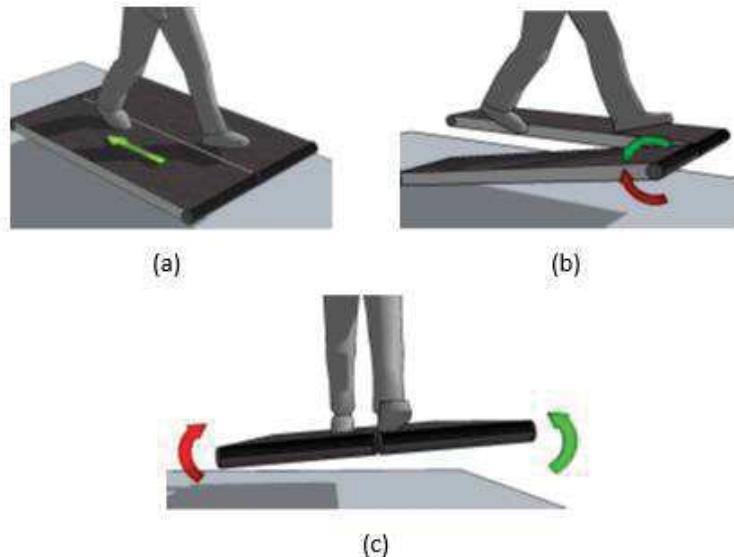


Figura 2.8 - Esquema do dispositivo MIT-Skywalker. (a) Treino discreto; (b) Treino rítmico; (c) Treino balanço (SUSKO; KREBS, 2014a).

O MIT-Skywalker possui também um sistema que permite a sustentação de 0 a 100% do peso do paciente mantendo-o seguro e evitando-se quedas, fornecendo também uma melhor interação na reabilitação da marcha humana (SUSKO; KREBS, 2014b; SUSKO, 2015; SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016). A Figura 2.9 mostra o sistema de suporte que difere dos existentes na literatura por aliviar o peso corporal por baixo a partir da utilização de um assento de bicicleta ao invés de aliviar o peso por cima como o Lokomat, Fig. 2.4, e o GE-O system, Fig. 2.11.

Wu et al (2011) apresentaram um dispositivo atuado por cabos para treinamento locomotor, denominado “CaLT” (*Cable-driven Locomotor Trainer*), que permite fornecer força e resistência complementar para os membros inferiores durante a caminhada, utilizando uma esteira. Ele foi projetado para permitir maior liberdade para os pacientes moverem suas pernas voluntariamente sem se preocupar com o seu peso corporal e utiliza quatro cabos que são usados para aplicar resistência ou assistência na fase do balanço durante a marcha, Fig. 2.10.

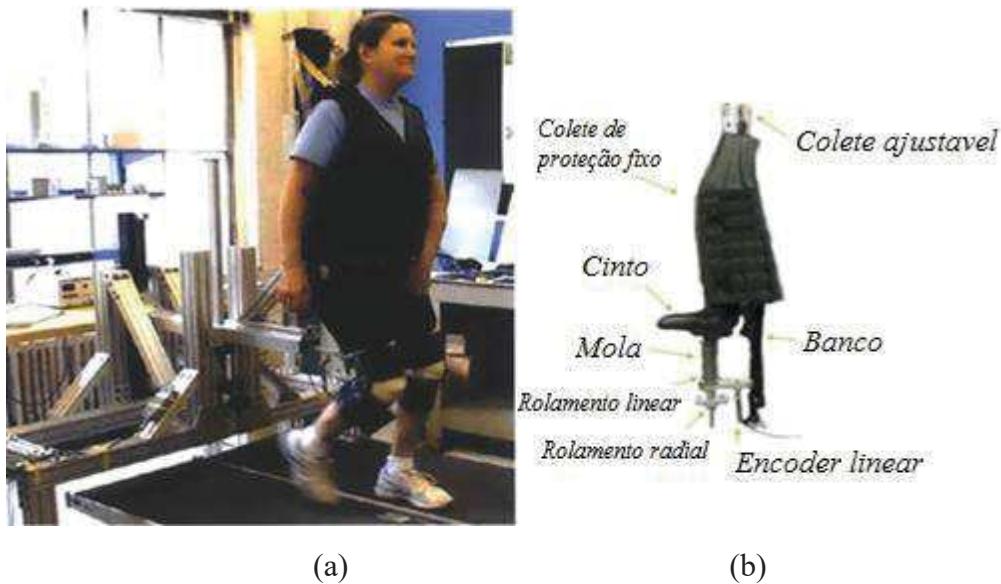


Figura 2. 9 - (a) Paciente sobrevivente de AVE utilizando o MIT-Skywalker (b) Detalhes do sistema de suporte do MIT-Skywalker (Adaptada de SUSKO, 2015).

O dispositivo foi utilizado em 11 pacientes e os resultados revelam que o sistema melhorou o desempenho cinemático do membro inferior durante a caminhada na esteira. De acordo com Wu et al (2011), ele consiste em uma alternativa viável para melhorar a função locomotora em paciente com lesão medular.

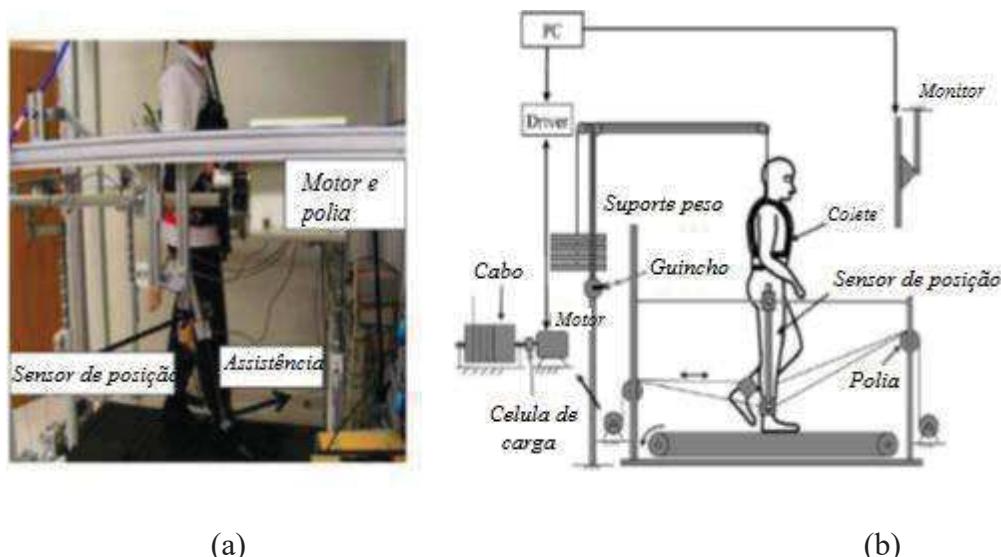


Figura 2. 10 - Dispositivo “CaLT” para reabilitação da perna: (a) Paciente utilizando o sistema desenvolvido. (b) Visão esquemática do “CaLT” (Adaptada de WU et al., 2011).

2.2.2. Robôs plataformas acoplados aos pés

Os robôs plataformas acoplados aos pés, denominados *foot plate robots*, são soluções em que os pés do usuário estão em constante contato com estruturas robóticas que realizam o movimento da marcha humana, Fig. 2.2(b). O principal equipamento comercial desta classe de robôs é o G-EO system, Fig. 2.11.



Figura 2. 11 - Sistema de reabilitação da marcha humana G-EO system

(https://www.rehatechnology.com/images/products/GEO_System_Brochure_1701_EN_web.pdf).

O precursor do G-EO system foi o dispositivo Haptic Walker, Fig. 2.12. Este também se baseia em plataformas programáveis acopladas aos pés do paciente, que são controladas por duas cadeias robóticas separadas (SHMITD et al., 2007), possibilitando o paciente realizar

diferentes trajetórias da passada e situações que ocorrem no dia-a-dia, como a simulação da subida de escadas, tropeçar ou deslizar.



Figura 2. 12 - Sistema de reabilitação da marcha humana Haptic Walker (SHMITD et al., 2007)

Outro dispositivo comercial que utiliza plataformas acopladas aos pés é o Gait Trainer GT I, Fig. 2.13(a), que se baseia em um sistema de manivela e engrenagem que gera o movimento de cada plataforma, Fig. 2.13(b), simulando o movimento de balanço e apoio (HESSE et al., 2000).

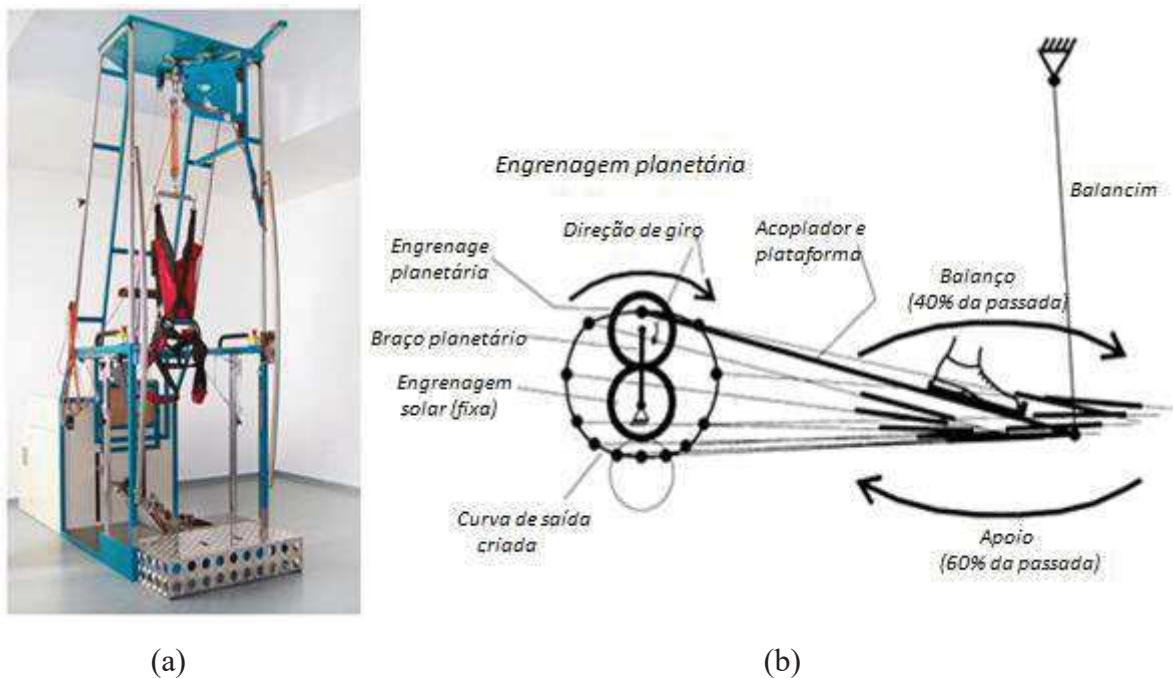


Figura 2. 13 - (a) Sistema de reabilitação da marcha humana Gait Trainer GT I; (b) Sistema mecânico de manivela e engrenagem (Adaptada de HESSE et al., 2000).

2.2.3. Dispositivos com base móvel

Os robôs de base robótica móvel permitem a movimentação do paciente no chão com o auxílio de sistemas de suspensão, Fig. 2.2 (c), com o objetivo de simular a marcha humana da forma mais natural. Uma versão comercial deste tipo de robô é o Andago®, Fig. 2.14. (<https://www.hocoma.com/solutions/andago/>).

Tanaka et al. (2011) apresentaram um dispositivo de assistência de marcha para idosos, ou pacientes com paralisia, com base nas estruturas paralelas. Pacientes com paralisia motora e fraqueza muscular tem a possibilidade de conseguirem se locomover com o uso do aparelho. Para os pacientes que possuem maior dificuldade de locomoção, existe um dispositivo para o suporte do seu peso. Com a utilização do dispositivo com o suporte de peso corporal é possível impedir que o paciente tropece, além de também facilitar o início do movimento de marcha. Este dispositivo pode ser observado na Fig. 2.



Figura 2. 14 – Estrutura robótica com base móvel, Andago® (Adaptada de <https://www.hocoma.com/solutions/andago/>).

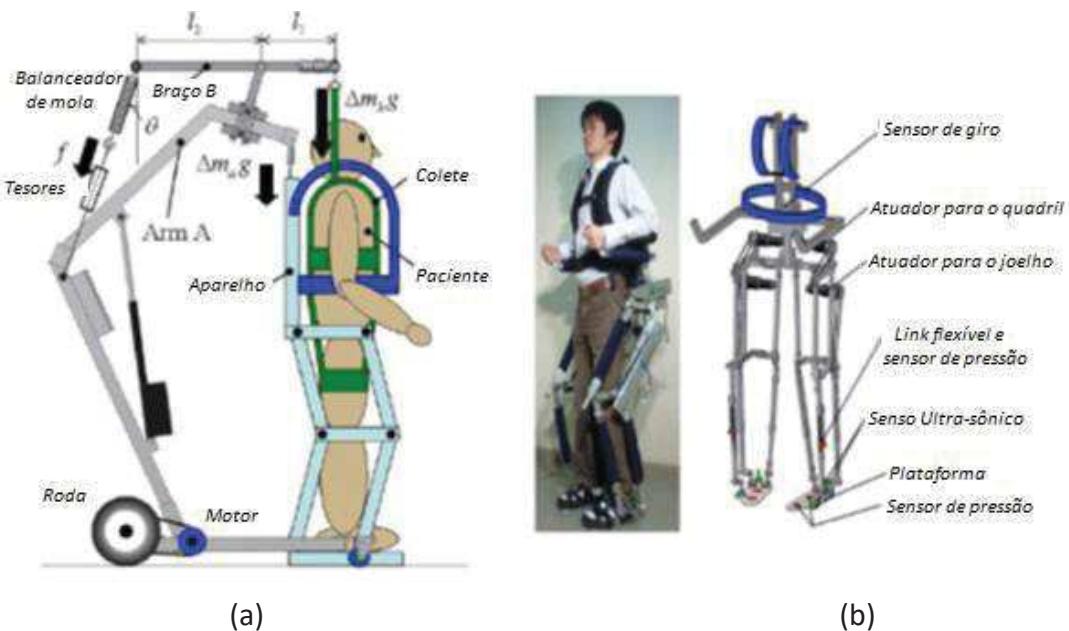


Figura 2. 15 - (a) Walking Assistance Apparatus acoplado ao aparelho de suporte corporal, (b) Detalhamento estrutural do Walking Assistance Apparatus (Adaptada de TANAKA et al., 2011).

2.2.4. Estruturas Robóticas com Base Estacionária

Existem diversas estruturas robóticas com base estacionária e exoesqueletos, Fig. 2.2 (d), que realizam o movimento de articulações individuais ou conjunto das articulações do membro inferior visando a sua reabilitação.

A Figura 2.16 mostra o Anklebot (FORRESTER et al., 2014; ROY et al., 2009), desenvolvido no MIT, uma estrutura robótica comercial para a reabilitação do tornozelo utilizada em centros de reabilitação.

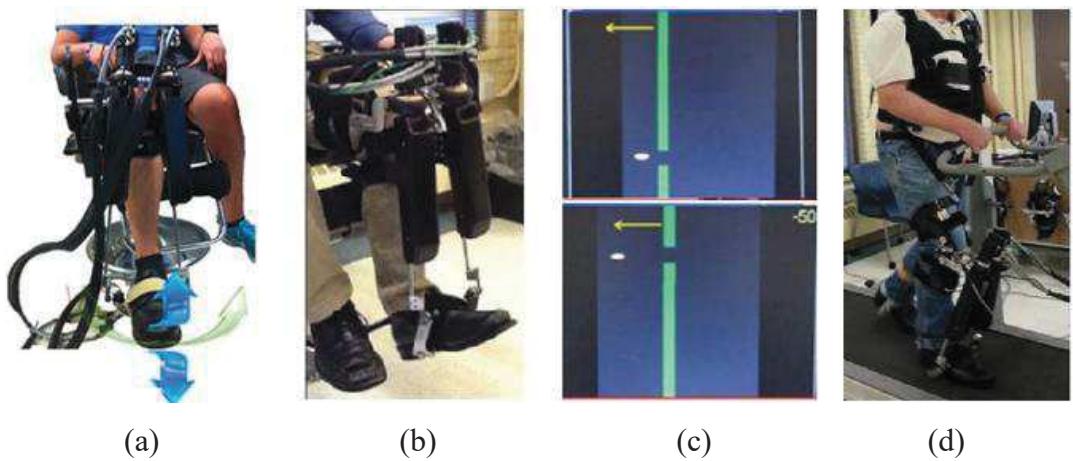


Figura 2. 16 - Anklebot. (a) Movimentos do tornozelo; (b) Anklebot em detalhe; (c) Interface do jogo desenvolvido; (d) Anklebot utilizado em conjunto com esteira (FORRESTER et al., 2014; ROY et al., 2009).

Outro dispositivo atuado por cabos foi apresentado por Barbosa (2013), para auxiliar na reabilitação do membro inferior humano, em sessões de reabilitação das articulações do quadril, joelho e tornozelo, bem como na reabilitação da marcha humana. Este dispositivo está apresentado na Fig. 2.17.

O dispositivo pode ser facilmente montado e desmontado, sendo que seu tamanho pode ser modificado para melhor acomodação do paciente e do local físico para ser montado (BARBOSA, 2013). Contém de 1 a 6 motores responsáveis pela movimentação do membro inferior, fixados na estrutura e podendo ser montados em diversas posições, com a função de exercer a tração dos cabos fixados a uma órtese colocada no membro inferior do paciente.

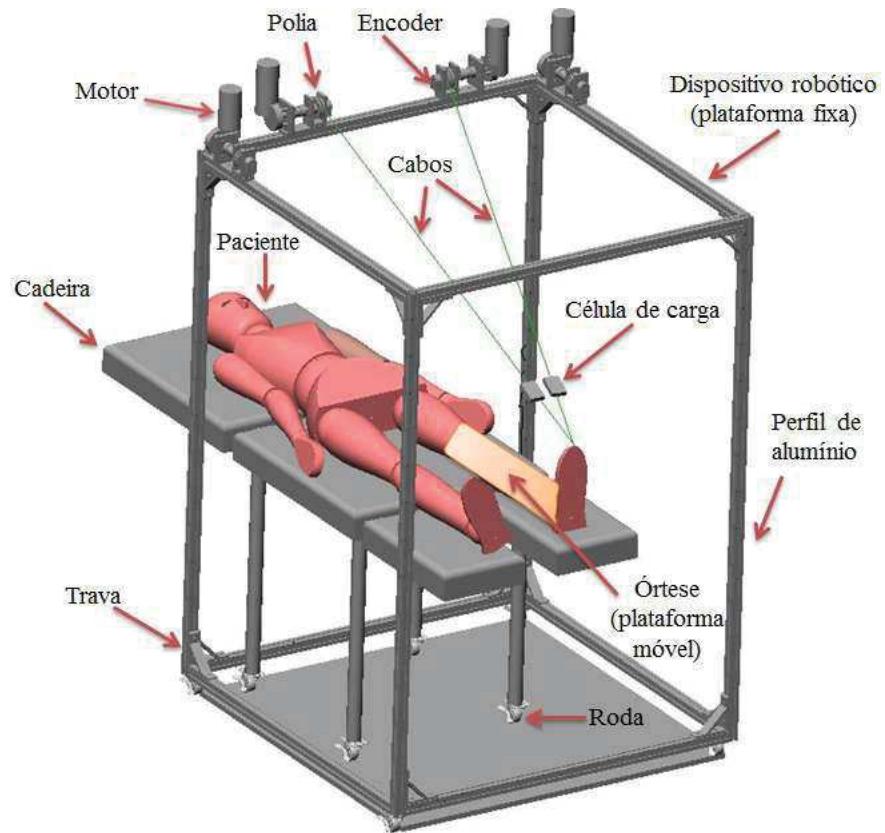


Figura 2. 17 - Desenho de um modelo de montagem (BARBOSA, 2013).

Alamdari e Krovi (2015) propuseram um dispositivo leve, reconfigurável com sistema híbrido, para auxiliar os profissionais nos movimentos repetitivos de reabilitação dos membros inferiores, podendo atuar tanto no plano sagital quanto no frontal, denominado de “ROPS” (*Robotic Physical Exercise and System*). Para o tratamento, em primeiro lugar é definida uma trajetória para o quadril, joelho e tornozelo, e assim é possível realizar o ciclo de exercício pela aplicação das forças necessárias para tracionar cada cabo ligado aos membros inferiores.

O dispositivo possui, para a configuração do plano sagital, 4 cabos que são ligados em posições específicas na coxa, perna e pé, e que são puxados e soltos com o auxílio de motores, polias e carretéis de cabo, para fazer os movimentos esperados para o tratamento. Este dispositivo está apresentado na Fig. 2.18 (a).

O dispositivo apresentado por Alamdari e Krovi (2015) também pode ser configurado para um treinamento no plano frontal, conforme pode ser observado na Fig. 2.18 (b).

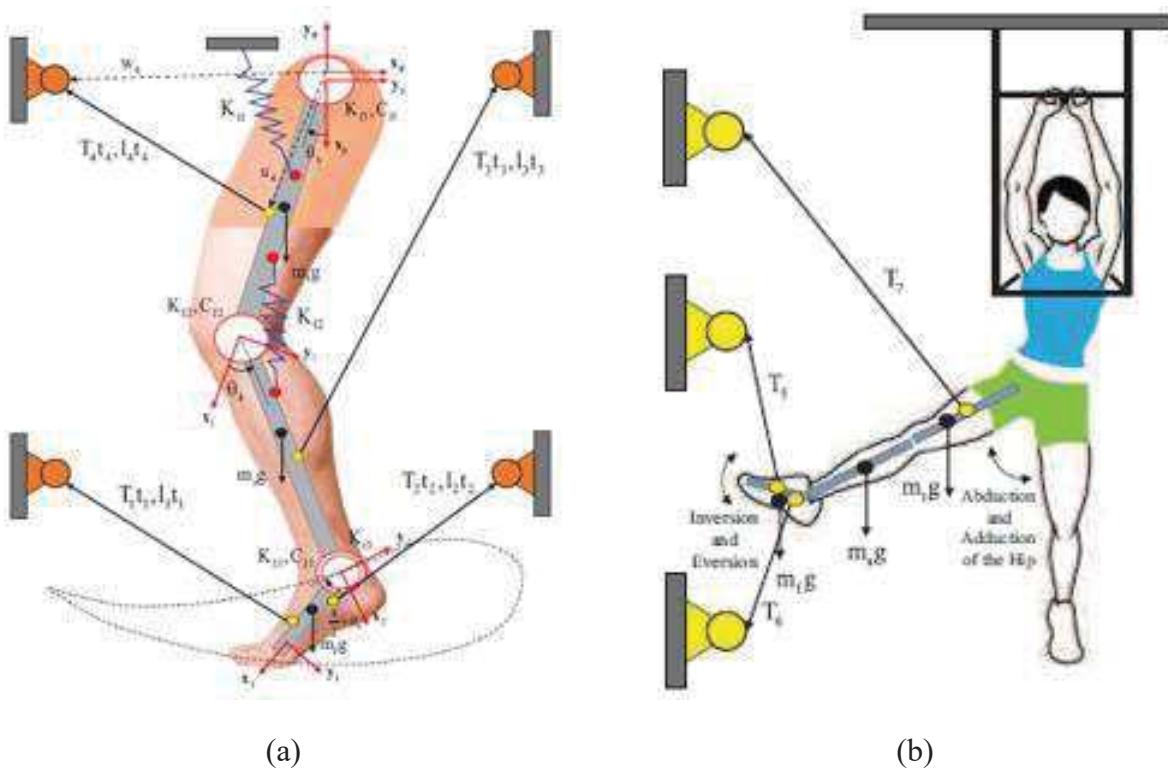


Figura 2. 18 - (a) Representação da configuração do dispositivo ROPES no plano sagital; (b) Representação do dispositivo ROPES no plano frontal com movimento de abdução e adução do quadril (ALAMDARI; KROVI, 2015).

2.3 Conclusões

Neste capítulo foram apresentadas as principais estruturas robóticas para a reabilitação da marcha humana, conforme a classificação proposta em Díaz et al (2011). Pode-se observar um aumento no desenvolvimento destes dispositivos, por sua utilização ter condições de trazer muitos benefícios no processo de reabilitação, como mais conforto para o paciente e profissionais, mais segurança e podendo tornar a recuperação mais rápida.

Diversos autores apresentam estudos clínicos mostrando um grande avanço para o processo de reabilitação da marcha humana utilizando dispositivos robóticos (CALABRÒ et al., 2014; LUNENBURGER et al., 2005; NAM et al., 2017; WU et al., 2011).

Dentre os dispositivos apresentados foi escolhido desenvolver o estudo de dois dispositivos robóticos classificados como robôs plataformas acoplados aos pés (*foot plate*

robots), Fig. 2.2 (b), sendo o primeiro atuado por cabos e o segundo com atuadores lineares. O estudo destes são apresentados no Capítulo IV. Este tipo de arquitetura foi escolhida nesta dissertação visando o desenvolvimento de uma estrutura com a ausência de exoesqueletos acoplados à perna, o que pode simplificar a construção mecânica, controle da estrutura e um ajuste/colocação do paciente mais rápido.

CAPÍTULO III

CINESIOLOGIA E ANTROPOMETRIA DO MEMBRO INFERIOR

Neste capítulo é apresentada uma breve revisão da cinesiologia e antropometria do membro inferior focando-se na marcha humana. Este estudo permitirá a modelagem matemática da marcha humana e definição dos seus parâmetros para posterior modelagem das estruturas robóticas propostas nesta dissertação.

3.1 Introdução

Os termos utilizados nesta dissertação são os usuais no estudo do corpo humano. Considerando a posição padrão, denominada posição anatômica, que se assemelha à posição fundamental da Educação Física: indivíduo em posição ereta, com a face voltada para frente, o olhar dirigido para o horizonte, membros superiores estendidos, aplicados ao tronco e com as palmas voltadas para frente, membros inferiores juntos, com as pontas dos pés orientadas para frente. A Figura 3.1 mostra a posição anatômica do corpo humano e os planos anatômicos (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999).

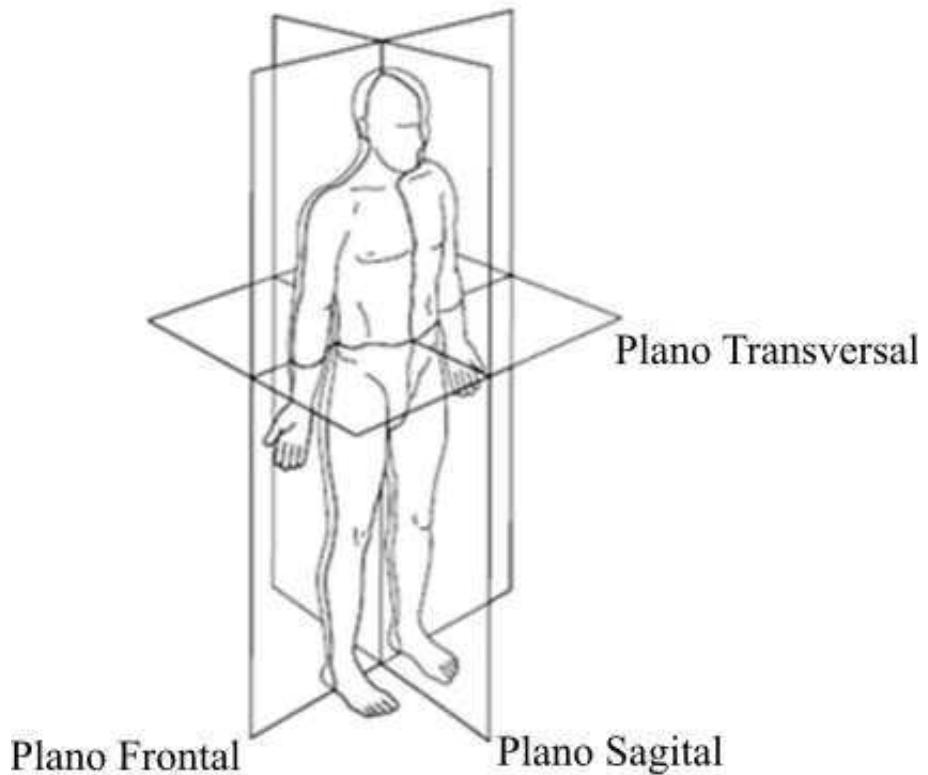


Figura 3. 1 - Posição anatômica do corpo humano com os planos de delimitação
(VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999 - Adaptado)

3.2 Antropometria do membro inferior

A antropometria trata das medidas físicas do corpo humano. Iida (2005) comenta que as populações humanas são compostas de indivíduos de diferentes físicos ou biótipos. Em seu trabalho fez um minucioso estudo de uma população de 4.000 estudantes norte-americanos.

As medidas antropométricas geralmente seguem uma distribuição normal, que podem ser apresentadas pela média e o desvio padrão. Vários estudos apresentam fórmulas para calcular os comprimentos dos segmentos do corpo humano, cada um com sua confiança, baseado em dados estatísticos. Iida (2005) apresenta alguns destes estudos, entre eles o estudo de Contini e Drillis (1966), que apresentam equacionamentos para calcular 21 segmentos do corpo humano em pé, a partir da altura de uma pessoa, conforme a Fig. 3.2.

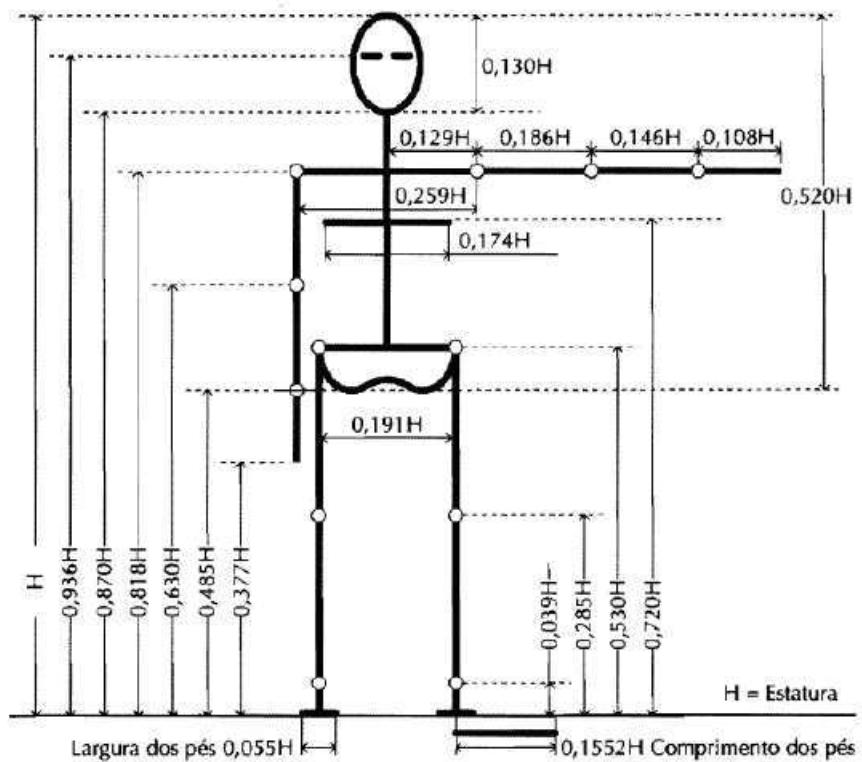


Figura 3. 2 - Relações antropométricas do corpo humano (IIDA, 2005)

Tais comprimentos serão utilizados neste trabalho para as simulações computacionais da marcha humana. Assim, definindo a altura do paciente, pode-se determinar as medidas do membro inferior, o foco do estudo desta dissertação. Considerando a altura média da população masculina brasileira 1,73m (IBGE, 2010), os comprimentos de cada membro que serão utilizados nesta dissertação estão apresentados na Tabela 3.1.

Tabela 3. 1 - Dimensões médias dos segmentos do membro inferior de uma pessoa de 1,73m

| Segmento | Comprimento (m) |
|------------------|-----------------|
| Coxa | 0,423 |
| Perna | 0,493 |
| Pé | 0,268 |
| Altura tornozelo | 0,067 |

Nesta dissertação não serão utilizados os pesos dos segmentos separadamente para o cálculo dos esforços, e sim uma força considerando o peso total do paciente com um coeficiente de segurança para representar supostas forças de restrição ao movimento, considerando os pacientes com dificuldades locomotoras. Assim, não será necessário o cálculo da massa e centro de massa de cada segmento.

3.3 Marcha Humana

O processo da marcha humana é caracterizado por uma sequência de múltiplos eventos rápidos e complexos, para mover o corpo para frente. No decorrer do deslocamento para frente, um membro serve como fonte móvel de apoio, enquanto o outro membro se locomove para a nova posição, invertendo seus papéis em seguida, obtendo assim o ciclo de marcha (PERRY, 1992).

O período de apoio ocorre quando o pé está em contato com a superfície, tendo início com o primeiro contato do pé com a superfície, até o último momento em que ele mantém o contato. No intervalo onde o pé se encontra no ar, para o avanço do membro, até o calcanhar tocar a superfície, ocorre a fase do balanço, para então dar início a um novo ciclo da marcha. Estas fases, para os bípedes, podem ser observadas na Fig. 3.3.

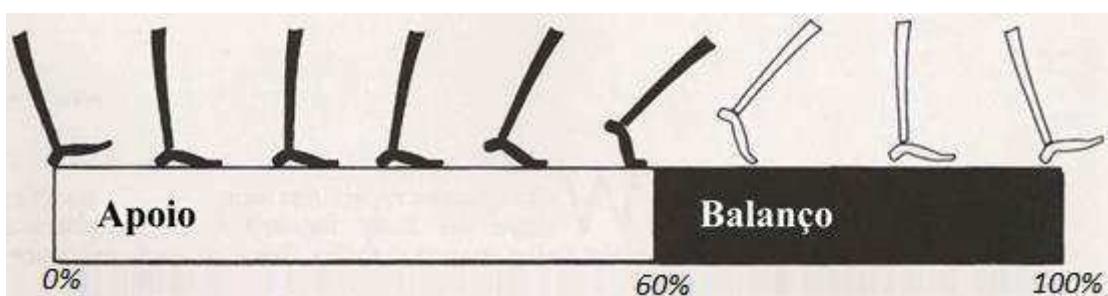


Figura 3. 3 - Representação das fases de apoio e balanço do ciclo da marcha (PERRY ,1992 - Adaptado).

Durante a execução da marcha pode-se observar a existência do passo e da passada. O passo representa o início de um evento por um membro até o início deste mesmo evento com o outro membro. A passada se refere a um ciclo por completo, equivale ao intervalo entre dois

contatos iniciais sequenciais entre o membro e o solo, assim existe dois passos a cada passada. Na Figura 3.4 pode-se observar a diferença entre o passo e a passada.

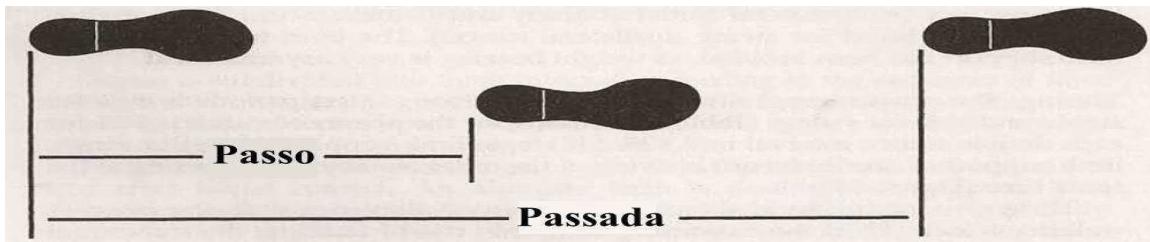


Figura 3. 4 - Diferença entre passo e passada (PERRY, 1992 - Adaptado).

De acordo com Perry (1992), a marcha é dividida em oito fases e cada uma tem um objetivo funcional e um padrão crítico para realizar essa meta, Fig. 3.5.

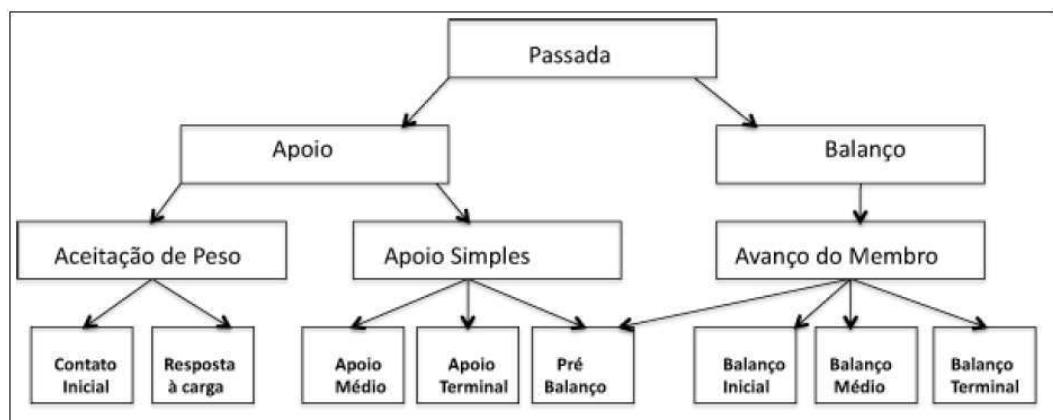


Figura 3. 5 – Fases do ciclo da marcha (PERRY, 1992 - Adaptado).

A análise da marcha de uma pessoa por meio das fases identifica a importância funcional dos diferentes movimentos que ocorrem nas articulações individuais. Assim, a marcha só pode ser obtida através dos deslocamentos angulares dos vários segmentos do corpo humano em torno dos eixos localizados nas articulações. Então, a compreensão das variações angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo são necessárias para entender o ciclo da marcha humana.

Para descrever o movimento do corpo e analisar a marcha humana, os segmentos corporais são considerados como corpos rígidos. Na maioria das vezes apenas os movimentos dos segmentos inferiores são considerados na análise da marcha humana, uma vez que,

funcionalmente, os membros inferiores são os responsáveis pelo deslocamento do corpo, sendo considerado o sistema locomotor, enquanto os membros superiores são considerados passageiros (PERRY, 1992).

Para a modelagem da marcha humana, inicialmente foi considerado o membro inferior de uma pessoa, de maneira simplificada, como um dispositivo robótico serial com 3 articulações de rotação com uma variação angular pré-estabelecida, conforme apresentada na Fig. 3.6. Deste modo, o movimento da marcha humana fica restrito ao plano sagital, considerando somente os movimentos de flexão e extensão das articulações. A modelagem da perna como um dispositivo robótico serial é detalhada no Apêndice A.1.

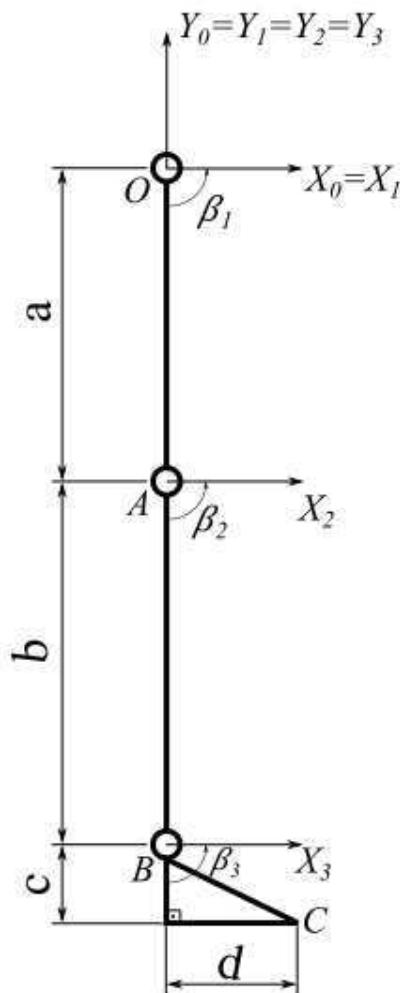


Figura 3. 6 - Modelo serial plano do membro inferior

Muitos autores (PERRY, 1992; VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999; WHITTLE, 2008), ao estudarem a marcha humana, apresentam resultados sobre as variações

angulares das articulações. Assim, foram analisados alguns destes para se obter uma média destas variações e que será utilizada na simulação computacional para representar a marcha humana.

As Figuras 3.7, 3.8 e 3.9, mostram as variações angulares das articulações dos membros inferiores em função do ciclo da marcha, sendo a linha contínua uma média e as linhas tracejadas superior e inferior considerando o desvio padrão (PERRY, 1992). A Figura 3.7 representa a variação angular do tornozelo, a Fig. 3.8 a variação angular do joelho e a Fig. 3.9 a variação angular do quadril.

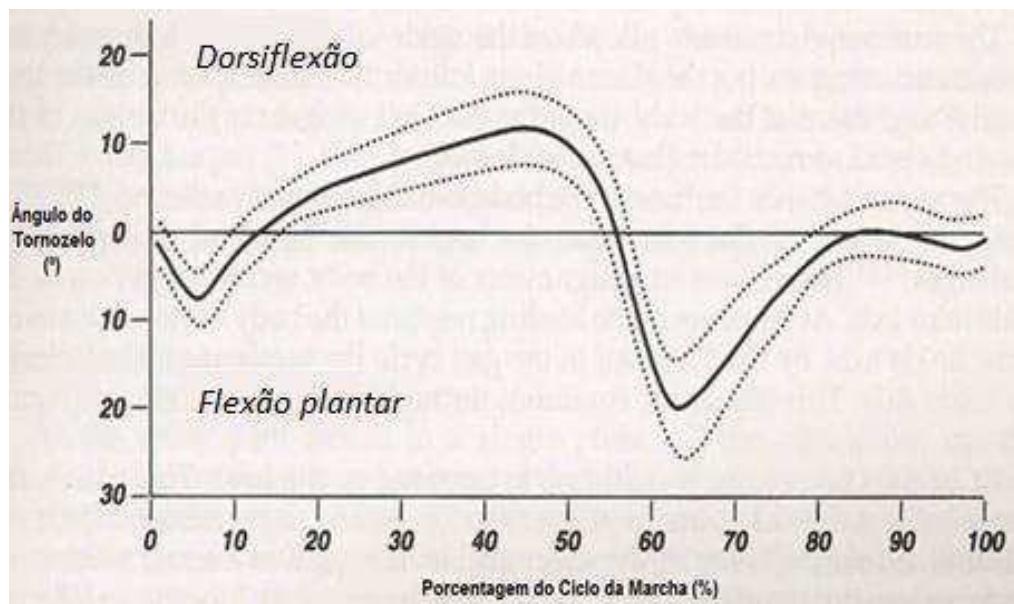


Figura 3.7 – Variação do ângulo do tornozelo em um ciclo da marcha (Adaptada de PERRY, 1992).

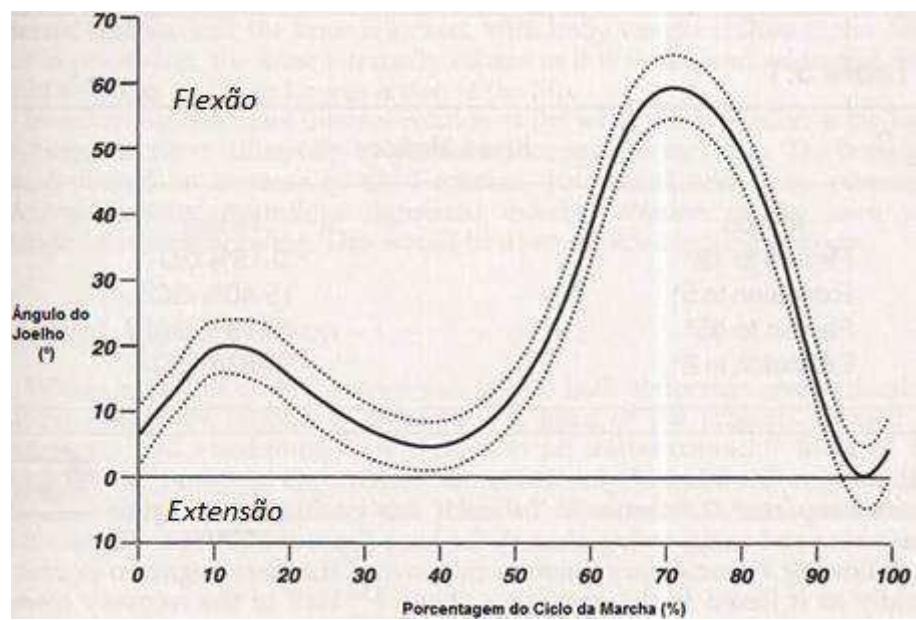


Figura 3.8 – Variação do ângulo do joelho em um ciclo de marcha (Adaptada de PERRY, 1992).

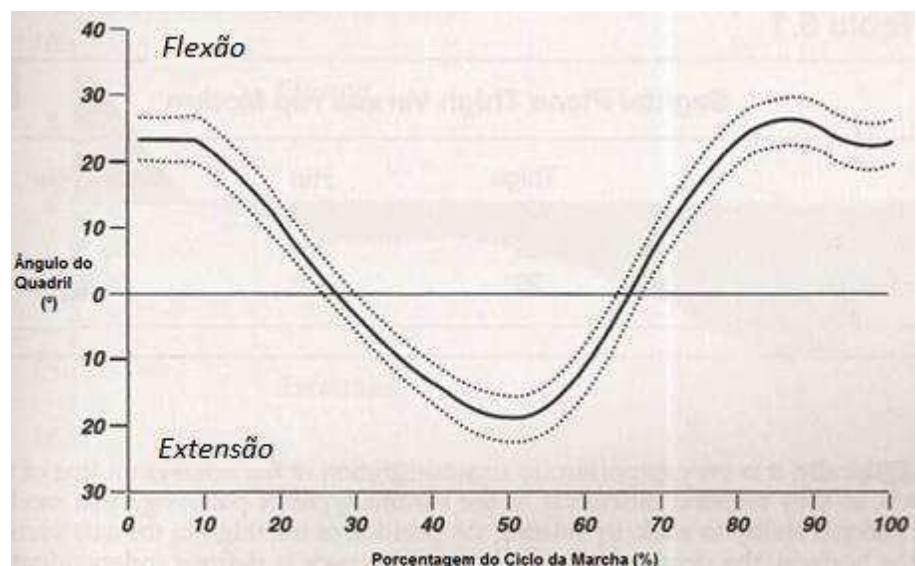


Figura 3.9 – Variação do ângulo do quadril em um ciclo de marcha (Adaptada de PERRY, 1992).

Vaughan et al (1999) apresentam um estudo sobre a marcha humana. No estudo da cinemática da marcha humana foram considerados seis graus de liberdade, sendo três movimentos de translação no sistema cartesiano e três ângulos de rotação, referenciados como ângulos de Euler. Para a análise cinemática foram utilizados 15 marcadores luminosos nas

articulações e centros de massas do membro inferior. Assim, com a utilização de câmeras, foi possível obter a variação dos marcadores durante a marcha humana. Com a movimentação dos segmentos do membro inferior foi possível obter as variações angulares de cada articulação (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999).

As variações angulares das articulações de uma pessoa considerada normal, obtidas por Vaughan et al. (1999), estão apresentadas na Fig. 3.10.

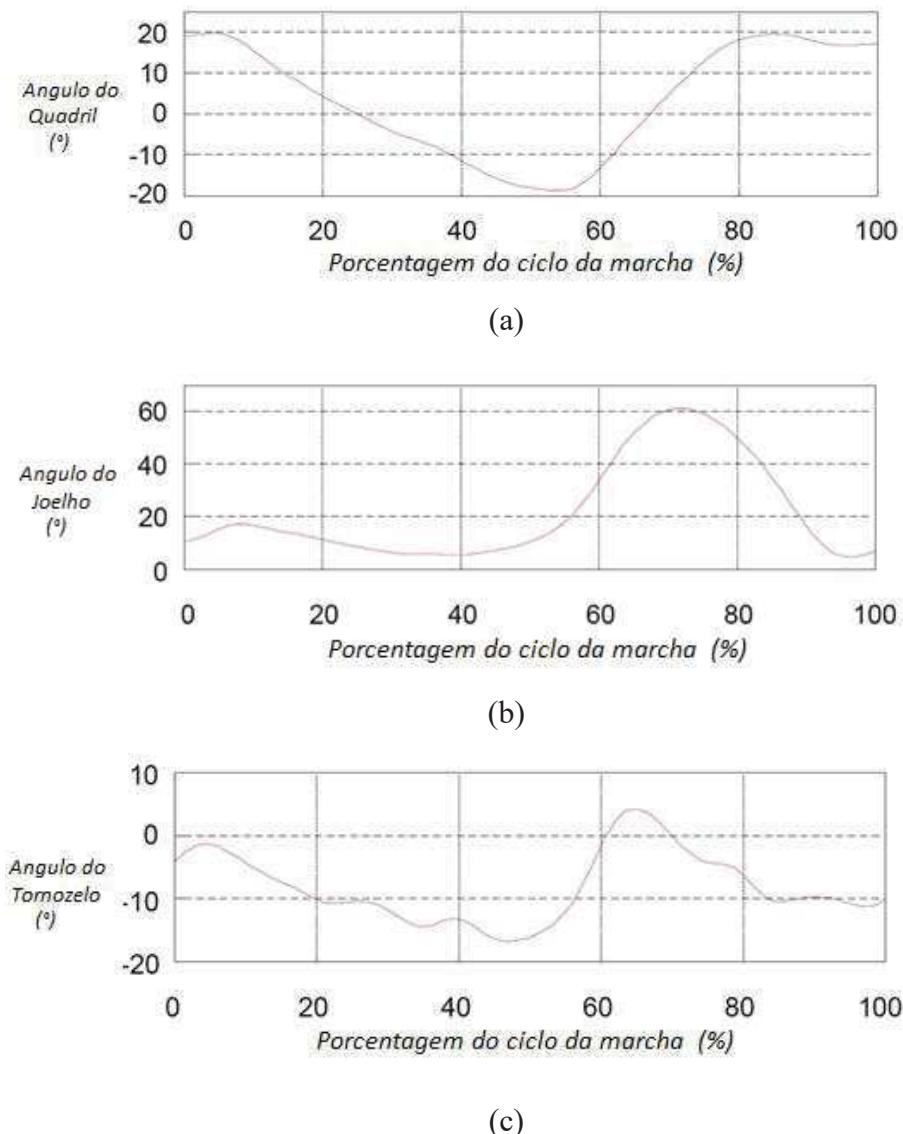


Figura 3. 10 – Variação angular das articulações em graus pela porcentagem da marcha humana. (a) Quadril; (b) Joelho; e (c) Tornozelo (Adaptada de VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999).

Outro estudo sobre a marcha humana é apresentado em Whittle (2008), que apresenta uma discussão sobre a marcha humana normal e patológica, apresentando suas principais características, abordando também as atividades musculares e neurológicas para desenvolver o movimento.

Neste é analisada a marcha de uma mulher saudável de 22 anos, com peso de 540N, com ciclo de passo igual a 0.88s, comprimento de passada de 1.50m e velocidade de 1.7 m/s. São abordados todos os estudos sobre esta marcha, tais como: variação angular, momento gerado em cada articulação, força de reação com o solo e a atividade dos grupos musculares. As variações angulares das articulações durante esta passada estão apresentadas na Fig. 3.11.

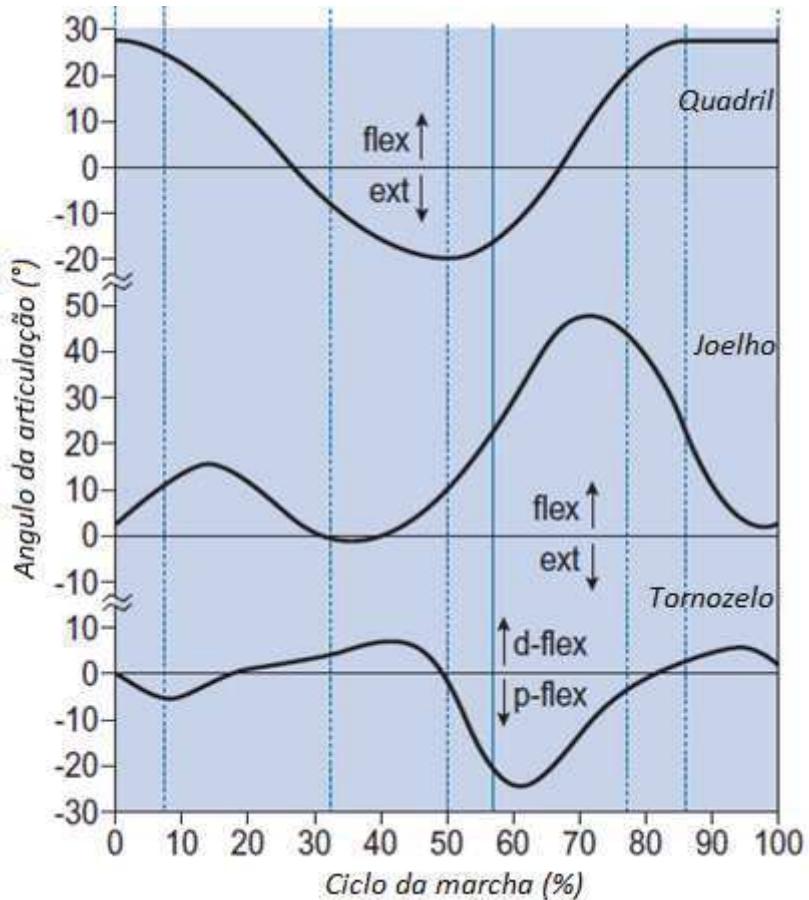


Figura 3. 11 - Variação das articulações do membro inferior durante um ciclo da marcha humana (Adaptada de WHITTLE, 2008).

Pietraszewski; Winiarski; Jaroszczuk (2012) apresentam um estudo de caso da marcha humana com um grupo de 17 estudantes da Universidade de Educação Física de Wroclaw,

Polônia, sendo todos considerados saudáveis e sem nenhuma disfunção dos membros inferiores, com as características do grupo: 22.0 ± 1.0 anos, massa corporal de 76.3 ± 6.8 Kg e altura de 1.79 ± 0.05 m.

Foram realizados os testes com os estudantes em três velocidades distintas: rápido (1.86 ± 0.27 m/s), normal (1.36 ± 0.17 m/s) e devagar (1.16 ± 0.17 m/s). Para o sistema de análise da marcha humana foi utilizado um dispositivo com câmeras denominado BTS Smart-E (PIETRASZEWSKI; WINIARSKI; JAROSZCZUK, 2012). As variações angulares obtidas neste grupo de controle estão apresentadas na Fig. 3.12.

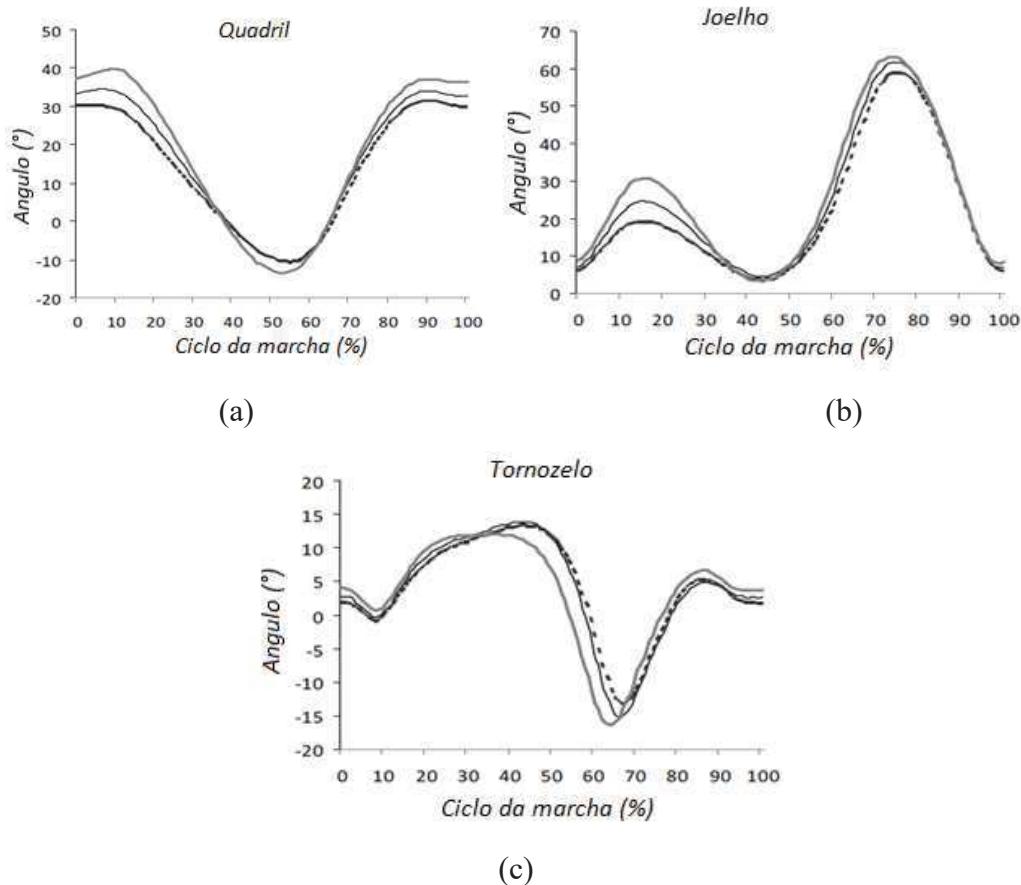


Figura 3. 12 - Variações angulares das articulações durante um ciclo da marcha humana; (a) Quadril; (b) Joelho e (c) Tornozelo (Adaptada de PIETRASZEWSKI; WINIARSKI; JAROSZCZUK, 2012).

Pode-se verificar que nos quatro estudos apresentados os comportamentos da variação angular das articulações foram muitos próximos, mesmo com discrepância nos comprimentos dos segmentos do membro inferior dos grupos estudados. As diferenças destes comprimentos

modificam algumas características da marcha, tais como: comprimento de passada, tempo de ciclo, cadência e velocidade.

Deste modo, através dos estudos das variações angulares apresentados, foram obtidos os pares ordenados de cada gráfico com MatLab®, tornando possível o cálculo da média das variações angulares de cada articulação. Para os comprimentos do membro inferior foi considerada uma pessoa com estatura de 1,73 m, e utilizadas as relações conforme apresentadas na sessão 3.5, Tab. 1. As variações das articulações utilizadas para as simulações da passada humana estão representadas na Fig. 3.13.

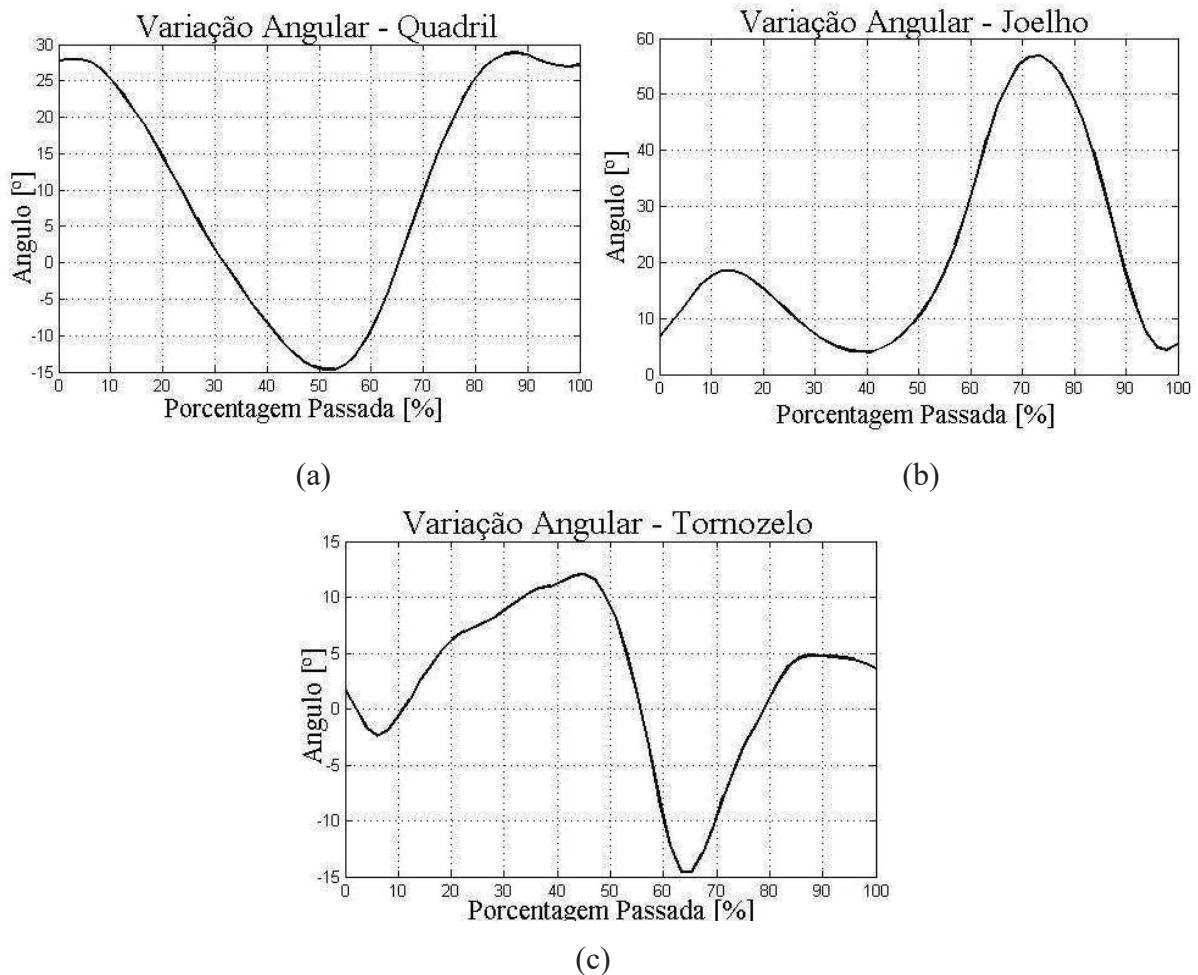


Figura 3. 13 – Representação das variações das angulações utilizadas na modelagem.

Variação angular do (a) Quadril; (b) Joelho e (c) Tornozelo.

Como a variação angular está em função da porcentagem do ciclo da passada, para o estudo das velocidades do pé durante a passada deve-se saber o tempo que este ciclo é

realizado. Assim, foi considerada a média do tempo de ciclo de um homem normal, com idade entre 18 e 49 anos, conforme apresentado por Whittle (2008), de 1,32 segundos. Deste modo obtém-se as velocidades do centro do pé nestas condições, na direção horizontal, Fig. 3.14(a), e vertical, Fig. 3.14(b), no plano sagital.

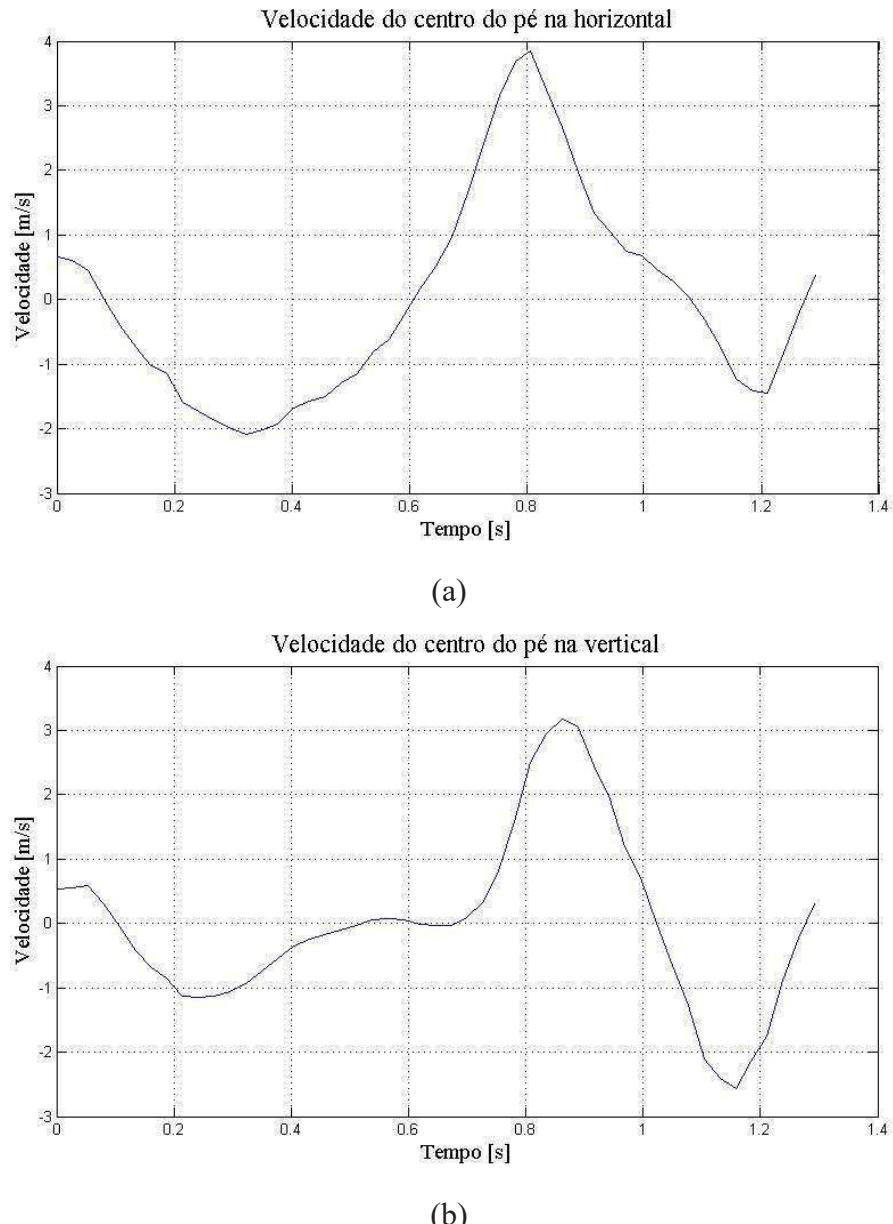


Figura 3. 14 - Velocidade linear do centro do pé. (a) na direção horizontal; (b) na direção vertical.

3.4 Conclusões

O intuito desta dissertação é apresentar o estudo de dois dispositivos robóticos para a reabilitação dos membros inferiores, sendo o primeiro atuado por cabos e o segundo com atuadores lineares, que desenvolverão o movimento da marcha humana.

Desta forma, foram apresentados neste Capítulo uma revisão sobre as fases da marcha humana e quais são as principais variáveis para identificá-la, sendo estas as variações angulares das articulações e as dimensões dos segmentos dos membros inferiores.

Foram analisados estudos que apresentam médias das variações angulares das juntas humanas, sendo apresentada uma modelagem matemática do membro inferior de uma pessoa, supondo este como um dispositivo serial, Apêndice A.1. Durante um ciclo da marcha humana, foram obtidas a média das variações angulares e a velocidade instantânea do centro do pé nos eixos horizontal e vertical, que servirão de parâmetros para modelagem dos dispositivos robóticos propostos nesta dissertação.

CAPÍTULO IV

ANÁLISE DE ESTRUTURAS PARA A REABILITAÇÃO DA MARCHA HUMANA

Neste capítulo serão apresentadas duas estruturas para a reabilitação da marcha humana, sendo a primeira atuada com cabos e a segunda uma estrutura paralela plana com atuadores lineares. Serão analisados para ambas as estruturas seus graus de liberdade, a modelagem geométrica e estática, e o espaço de trabalho necessário para a possível construção do dispositivo para não obter posições de singularidades.

4.1 Estrutura atuada por cabos para a reabilitação da marcha humana

A estrutura analisada tem como objetivo auxiliar os fisioterapeutas na reabilitação de pacientes com dificuldades locomotoras ou disfunção dos membros inferiores. O movimento de uma plataforma guia o pé para desenvolver o movimento da marcha humana.

O modelo desta estrutura possui um sistema para suporte do peso do paciente conforme os dispositivos MIT Skywalker (SUSKO, 2015) e o G-EO System (HESSE, 2010). A movimentação dos membros inferiores é realizada por uma plataforma em que o pé será fixado. Os atuadores que movimentam as plataformas são 2 cabos e a um atuador linear na parte inferior, conforme Figs. 4.1 e 4.2

Para analisar o funcionamento do dispositivo será estudada a movimentação da plataforma, sem considerar o suporte para o peso do paciente. As variáveis do sistema

consistem na posição dos motores e dos comprimentos dos cabos para não ocorrer singularidade durante a replicação da marcha humana.

Sucintamente, configurações singulares são posições particulares em que a estrutura pode se tornar incontrolável e que devem ser evitadas durante a operação do sistema. Geralmente, o cálculo das configurações singulares é realizado a partir da matriz Jacobiana da estrutura robótica em análise. O procedimento para a obtenção da matriz Jacobiana e a determinação das configurações singulares é descrito em detalhes em Tsai (1999) e Gonçalves (2009).

A Figura 4.1 representa um modelo simplificado da estrutura atuada por cabos proposta nesta dissertação, a qual utiliza um suporte para o peso do paciente e corrimão para o paciente se apoiar; dois motores são fixados à estrutura metálica e realizaram a movimentação dos cabos; o terceiro atuador é posicionado na parte inferior da plataforma. Para entrada do paciente utiliza-se uma rampa, posicionando-o próximo à estrutura para sua suspensão com o colete.

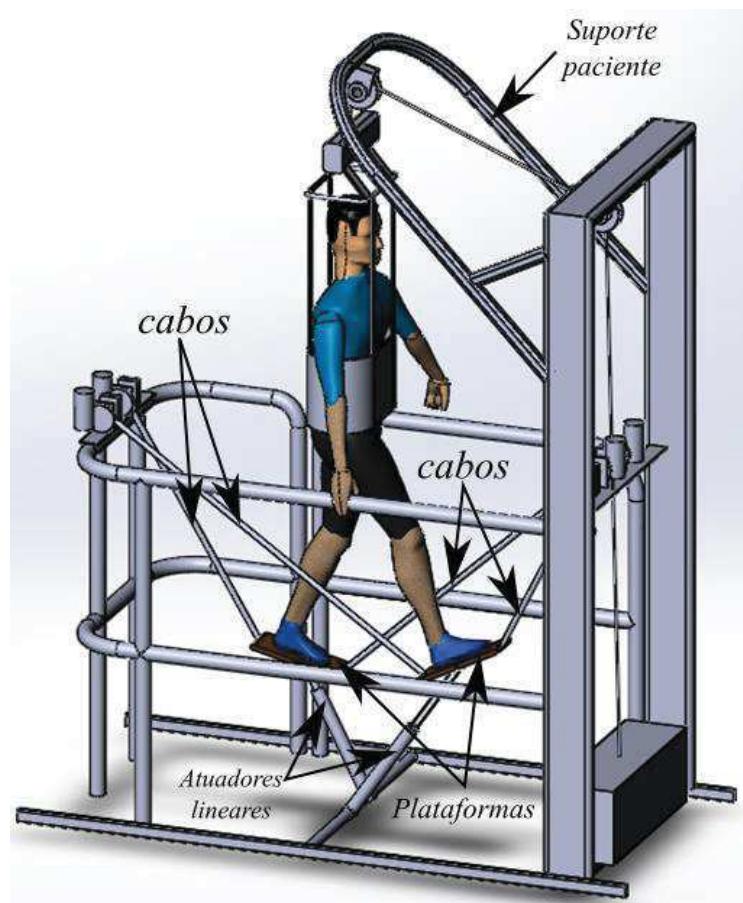


Figura 4. 1 - Representação tridimensional simplificada do primeiro dispositivo proposto.

A Figura 4.2 apresenta o esquema do mecanismo proposto para a reprodução da passada humana. Este tem um suporte para os motores que movimentam os cabos e um atuador linear na parte inferior da plataforma móvel. Serão analisadas a altura e a distância entre os motores necessárias para o dispositivo desenvolver o movimento esperado.

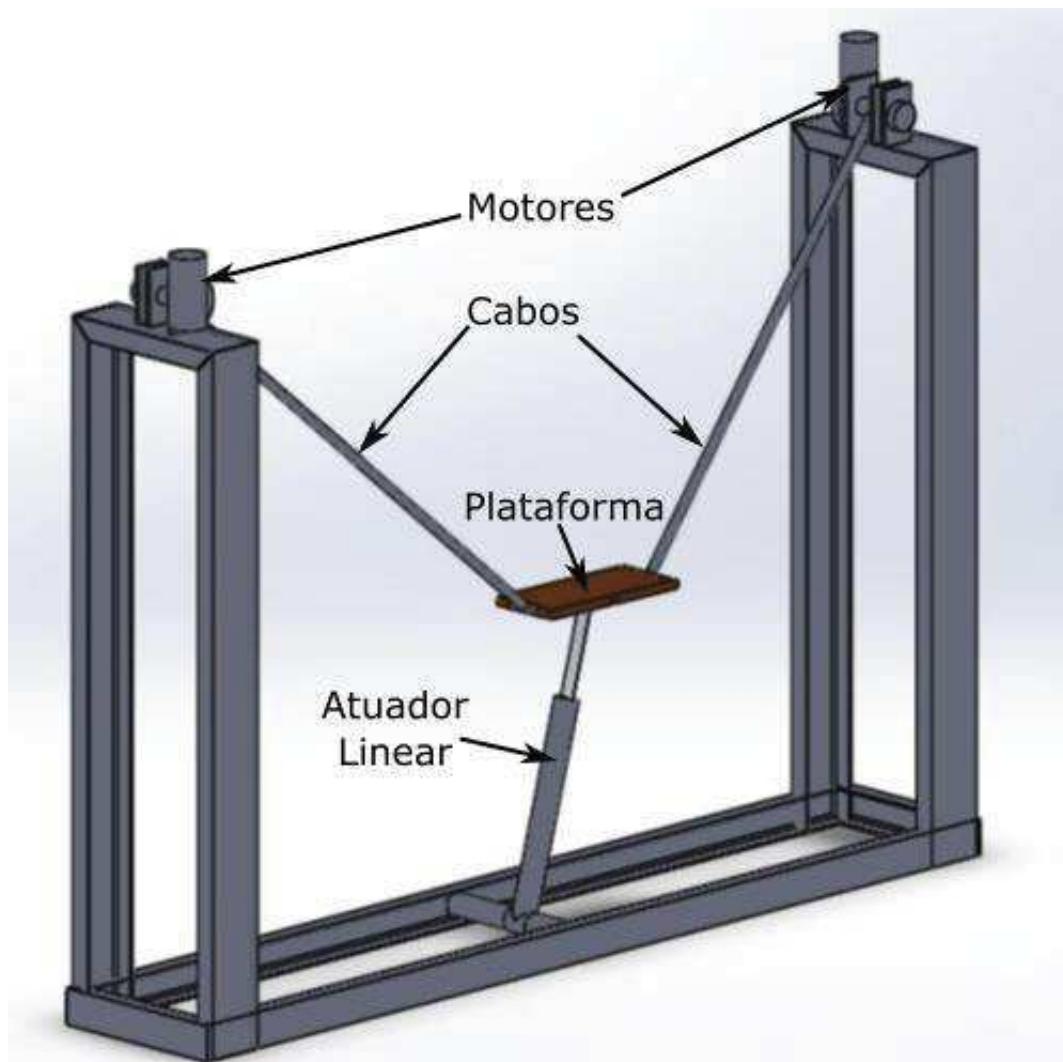


Figura 4. 2 - Representação tridimensional simplificada de um mecanismo para simulação da passada.

A Figura 4.3 apresenta o esquema cinemático do dispositivo, em que três segmentos conectam a plataforma móvel a três pontos por articulações rotativas nos pontos A_i (plataforma) e B_i (motores– pontos fixos), $i = 1, 2$ e 3 . O atuador q_1 é linear com a capacidade de puxar e empurrar, já os atuadores q_2 e q_3 são cabos, e só podem realizar força para puxar.

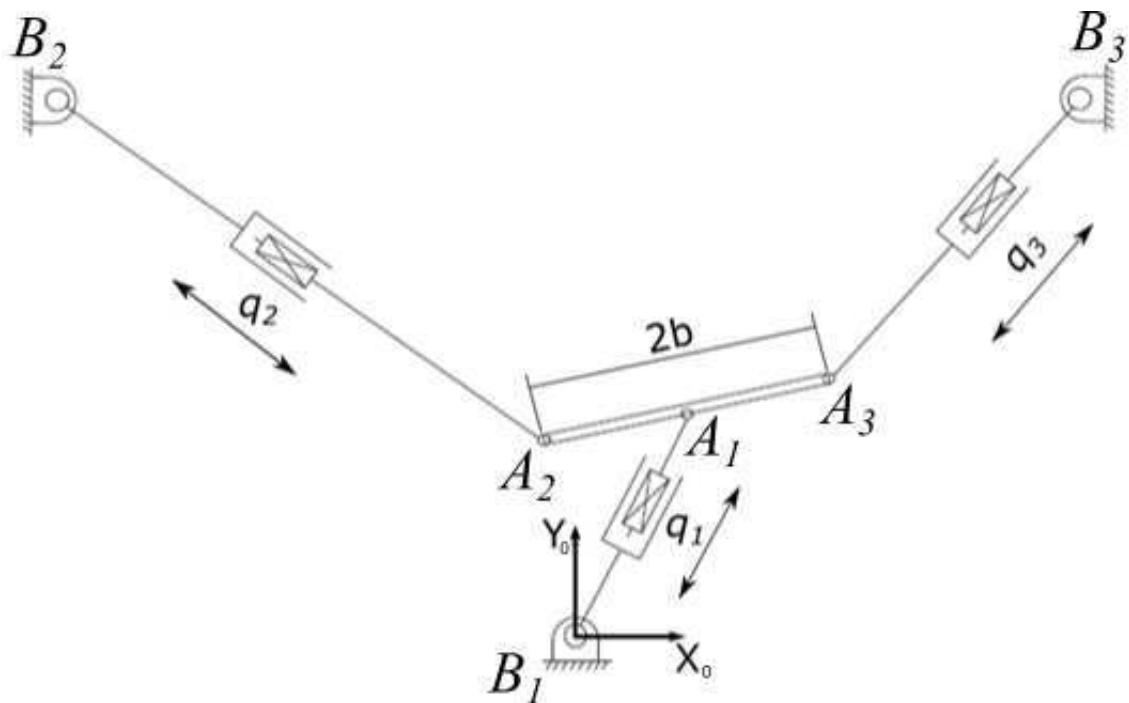


Figura 4. 3 - Análise geométrica do dispositivo plano atuado por cabos.

4.1.1 Graus de Liberdade

O número de graus de liberdade (*gdl*) de uma estrutura mecânica corresponde ao número de parâmetros independentes que são necessários para especificar completamente a configuração do mecanismo. Este depende do número de segmentos e articulações e dos tipos de articulações empregadas no mesmo (TSAI, 1999). Nesta etapa da dissertação serão utilizados cabos como atuadores. Porém, os mesmos, inicialmente, são considerados como corpos rígidos, justificando sua substituição pelas articulações q_2 e q_3 .

Em dispositivos mecânicos, dois elementos que estão conectados entre si são considerados elos (ou segmentos), sendo estes conectados em pares, a esta conexão dá-se o nome de articulação. Dependendo do tipo de articulação utilizada para unir os componentes, tem-se algumas restrições no movimento entre os dois elos (TSAI, 1999).

Considerando um mecanismo plano, essas articulações podem ser do tipo prismática (P), permitindo que os dois elementos deslizem um em relação ao outro ao longo de um eixo definido, e rotativa (R), que possibilita o movimento de rotação de um componente em relação ao outro em torno do eixo definido pela articulação (TSAI, 1999).

O *gdl* de um dispositivo representa o número de atuadores necessários para controlar completamente o mecanismo. Para realizar o cálculo do *gdl*, exceto em alguns casos

especiais, pode-se utilizar o Critério de Gruebler-Kutzbach, para dispositivos planos, conforme a Eq. (4.1), (TSAI, 1999):

$$M = 3(n - 1) - 2n_1 - n_2 \quad (4.1)$$

na qual:

- M é o número de graus de liberdade (mobilidade);
- n é o número de peças do dispositivo incluindo a base;
- n_i é o número de articulações que permitem i graus de liberdade.

A configuração estudada pode ser denominada 3-R_PR, de acordo com Tsai (1999). Nesta estrutura as articulações ativas são os atuadores lineares, representado na notação 3-R_PR pelo traço abaixo da articulação prismática. Para esta configuração, tem-se $n = 8$ e $n_1 = 9$ (3 articulações prismáticas e 6 de rotação). Assim, o número de graus de liberdade do mecanismo é dado por $M = 3(8-1)-2.9 = 3$. Estes 3 graus de liberdade estão relacionados à translação nas direções vertical e horizontal (x e y) e a rotação em torno do eixo z . Para a realização da marcha humana no plano sagital por esta estrutura proposta são necessários estes três gdl.

Cabe salientar que as duas articulações de rotação associadas ao atuador linear q_1 garantem que a plataforma móvel não gire em torno de seu eixo longitudinal. Esse comportamento permite assumir que as articulações A_2 , B_2 , A_3 e B_3 sejam de rotação, com 1 gdl cada, e não esféricas. Assim, ela é de fato, uma estrutura paralela 3-R_PR.

4.1.2 Modelagem Geométrica

Para dispositivos robóticos realizarem uma tarefa específica é necessário estudar a relação entre os atuadores e o elemento terminal. Existem dois tipos de análise de posição: Modelagem Geométrica Direta (MGD) e Modelagem Geométrica Inversa (MGI). Para a MGD a variação dos atuadores é conhecida e o problema é calcular a localização do elemento terminal. Para a MGI a posição e orientação do elemento terminal são conhecidas e o problema é calcular as variações dos atuadores (TSAI, 1999).

No estudo da estrutura apresentada neste capítulo são conhecidas a posição e orientação da plataforma, a qual descreverá a trajetória da marcha humana. Assim, é necessário calcular a variação dos atuadores para verificar a funcionalidade do dispositivo, ou

seja, é necessário fazer a Modelagem Geométrica Inversa da estrutura robótica. A Figura 4.4 apresenta o dispositivo paralelo 3-RPR, com as dimensões que serão utilizadas na modelagem.

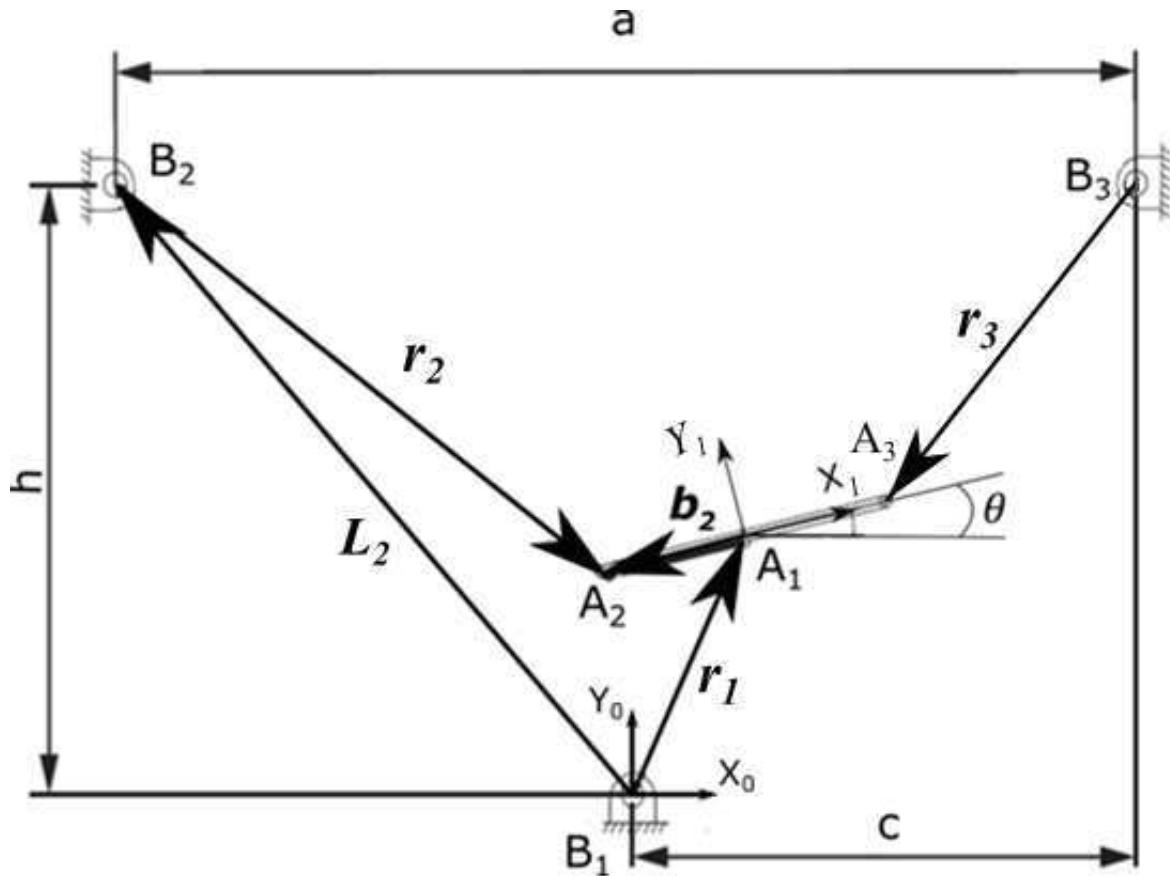


Figura 4.4 - Análise vetorial da estrutura atuada por cabos.

Para a análise geométrica do dispositivo, será utilizado um sistema de coordenadas inercial fixo no ponto B_1 (X_0, Y_0) e outro móvel, fixo na plataforma no ponto A_1 (X, Y). Considera-se também que $c = a/2$. Por conveniência, a origem do sistema móvel se localiza no centro de massa da plataforma móvel. Para facilitar as anotações será considerado $s\theta = \sin \theta$ e $c\theta = \cos \theta$.

A posição da plataforma pode ser dada pelo vetor $\mathbf{B}_1\mathbf{A}_1 = [A_{1x} \ A_{1y}]^T$ e da matriz de rotação 0R_1 , que define a orientação da plataforma pode ser escrita como:

$${}^0R_1 = \begin{bmatrix} c\theta & -s\theta \\ s\theta & c\theta \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Para o cálculo do MGI, considera que já são conhecidos os pontos B_i ($i = 1, 2$ e 3), sendo as posições fixas das bases dos atuadores. A posição (A_{Ix} e A_{Iy}) e orientação (θ) da plataforma também são parâmetros conhecidos, considerando que a trajetória desejada é da marcha humana. Esta trajetória foi definida conforme descrito no capítulo III. Deste modo, para a análise vetorial inicialmente se faz o cálculo do atuador linear (\mathbf{r}_1), pois já se conhece o ponto A_1 , tem-se:

$$\|\mathbf{r}_1\| = \sqrt{A_{1x}^2 + A_{1y}^2} \quad (4.3)$$

Conforme está apresentado na Fig. 4.4, sabem-se os valores dos vetores: $\mathbf{p}_i = [B_{ix}, B_{iy}]^T$ e $\mathbf{b}_i = [b_{ix}, 0]^T$, com $i = 2$ e 3 , desconsiderando este valor para $i = 1$, pois $\mathbf{L}_1 = [0, 0]^T$ e $\mathbf{b}_1 = [0, 0]^T$.

Assim, para o cálculo do comprimento dos cabos (\mathbf{r}_2 e \mathbf{r}_3) são utilizadas duas cadeias vetoriais de fechamento, conforme apresentado na Fig. 4, esta pode ser expressa como:

$$\mathbf{r}_i = \mathbf{B}_i \mathbf{A}_i = \mathbf{q}_1 + {}^0R_1 \cdot {}^1\mathbf{b}_i - \mathbf{L}_i \quad (i = 2 \text{ e } 3) \quad (4.4)$$

Deste modo, os vetores que referem aos comprimentos dos cabos podem ser obtidos pela análise vetorial desenvolvendo a equação matricial a seguir:

$$\mathbf{r}_2 = \mathbf{B}_2 \mathbf{A}_2 = \begin{bmatrix} A_{1x} \\ A_{1y} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c\theta & -s\theta \\ s\theta & c\theta \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} {}^1b_{2x} \\ 0 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} -c \\ h \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

$$\mathbf{r}_3 = \mathbf{B}_3 \mathbf{A}_3 = \begin{bmatrix} A_{1x} \\ A_{1y} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c\theta & -s\theta \\ s\theta & c\theta \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} {}^1b_{3x} \\ 0 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} c \\ h \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

Desenvolvendo as Eqs. 4.5 e 4.6, e sabendo que ${}^1\mathbf{b}_{2x} = -b$ e ${}^1\mathbf{b}_{3x} = b$, pode-se obter:

$$\mathbf{r}_2 = \mathbf{B}_2 \mathbf{A}_2 = \begin{bmatrix} A_{1x} + c - c\theta \cdot b \\ A_{1y} - h - s\theta \cdot b \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

$$\mathbf{r}_3 = \mathbf{B}_3 \mathbf{A}_3 = \begin{bmatrix} A_{1x} - c + c\theta \cdot b \\ A_{1y} - h + s\theta \cdot b \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

As Equações 4.7 e 4.8 apresentam os resultados analíticos para os vetores \mathbf{r}_2 e \mathbf{r}_3 . Para o cálculo dos comprimentos dos vetores tem-se:

$$\|\mathbf{r}_2\| = \sqrt{(A_{1x} + c - b \cdot c\theta)^2 + (A_{1y} - h - b \cdot s\theta)^2} \quad (4.9)$$

$$\|\mathbf{r}_3\| = \sqrt{(A_{1x} - c + b \cdot c\theta)^2 + (A_{1y} - h + b \cdot s\theta)^2} \quad (4.10)$$

No Apêndice A.2 está descrito o código em MATLAB® desenvolvido para a modelagem geométrica do dispositivo atuado por cabos.

4.1.3 Singularidade e Modelagem Estática

Para serem realizadas as tarefas do dispositivo robótico deve-se analisar as posições de singularidade, que serão posições particulares do manipulador em que o dispositivo perde ou ganha um ou mais graus de liberdade, instantaneamente, gerando problemas de desempenho, como na cinemática e transmissão de força do sistema. Assim, estas posições são indesejáveis e seria importante eliminá-las do espaço de trabalho (YANG, 2004).

Existem três tipos de problema de singularidades em dispositivos paralelos: singularidade direta, inversa e combinação destas. Para esta análise é calculada a matriz Jacobiana, que é definida como a matriz que relaciona as velocidades dos atuadores com as velocidades compreendidas pelo elemento terminal (TSAI, 1999).

Para obter a matriz Jacobiana da estrutura deve-se primeiro encontrar a modelagem geométrica do dispositivo. Assim, faz-se a derivada em função do tempo para obter a relação entre a velocidade dos atuadores e as velocidades da plataforma móvel, Eq. (4.11):

$$J_x \cdot \dot{\mathbf{x}} = J_q \cdot \dot{\mathbf{q}} \quad (4.11)$$

sendo J_x e J_q , respectivamente a matriz Jacobiana direta e inversa do mecanismo.

Observando que em dispositivos paralelos é possível calcular o Jacobiano direto e inverso, sendo possível identificar 3 situações de singularidade: singularidade cinemática inversa, direta e de ambas simultaneamente. Estas configurações são encontradas para as configurações em que o determinante dos Jacobianos diretos, inversos e ambos são nulos, respectivamente (TSAI, 1999).

Como o dispositivo proposto nesta dissertação será utilizado em sessões de terapia, as velocidades de movimentação dos membros inferiores do paciente devem ser reduzidas, assim foi considerado nesta dissertação somente a modelagem estática do dispositivo de reabilitação proposto, para verificar se em todas as posições do movimento da marcha humana os cabos estarão em tração.

Deste modo, foram realizados os estudos de singularidade e modelagem estática para a estrutura paralela atuada por cabos e verificou-se que, dentro do espaço de trabalho considerando a marcha humana, existem posições de singularidade e forças de compressão atuando nos cabos. Este estudo é detalhado no Apêndice A.3. Deste modo, não há possibilidade de utilizar esse dispositivo para o movimento desejado em toda a amplitude da marcha humana.

4.1.4 – Conclusão

Nesta seção foi apresentada uma proposta de um dispositivo atuado por cabos para ser utilizado na reabilitação da marcha humana. Foi realizado o estudo do MGI, da singularidade e da modelagem estática do mecanismo.

Com a análise dos pontos de singularidade do dispositivo, verificou-se que para o movimento desejado há posições singulares. Estas posições foram comprovadas ao fazer a verificação das forças existentes em cada atuador, considerando uma força externa agindo na plataforma. Assim, a utilização deste mecanismo é comprometida para o desenvolvimento do movimento desejado.

4.2 Dispositivo modificado paralelo com atuadores lineares para reabilitação da marcha humana

4.2.1 Apresentação do mecanismo

A estrutura paralela que será apresentada nesta sessão foi desenvolvida por Harada e Nagase (2009) e se baseia no controle de uma plataforma com múltiplos atuadores lineares, denominados *Multi Drive Linear Motors (MDLMs)*.

Geralmente para atuadores lineares são utilizados sistemas de rosca sem fim, porém este método impede a utilização de mais atuadores por eixo. Assim, Harada e Nagase (2009) apresentam um novo método utilizando motores lineares para movimentar os atuadores independentemente em um mesmo eixo.

A configuração do mecanismo com articulações paralelas, denominado *Parallel Link Mechanisms (PLMs)*, Fig. 4.5, possui 3 graus de liberdade, sendo as translações no plano X e Y e a variação angular da plataforma, com a utilização de 4 atuadores, sendo assim um mecanismo redundante. Esta redundância não é somente para solucionar posições de singularidade, mas também para auxiliar na calibração e na modelagem direta (HARADA, 2011). Desta forma, esta estrutura permite os movimentos necessários para a reprodução da marcha humana.

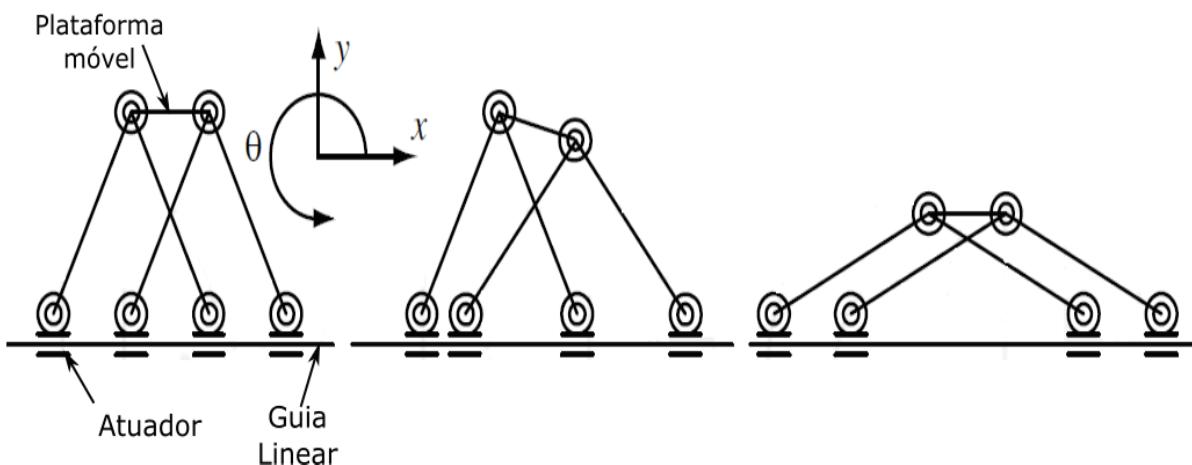


Figura 4. 5 - Apresentação da movimentação do PLM (Adaptada de HARADA; NAGASE, 2009).

A plataforma deve ser acoplada ao pé do paciente de modo a desenvolver o movimento da marcha humana para permitir sua reabilitação. Deste modo, é necessário verificar as angulações máximas necessárias para não haver a interferência entre as partes do mecanismo.

4.2.2 Modelagem Geométrica

Considerando que já se conhece o movimento que será realizado pela plataforma, o qual será a simulação da marcha humana, é necessário o estudo da Modelagem Geométrica Inversa (MGI). Harada e Nagase (2009) apresentam este estudo realizando uma análise vetorial. Porém, para o dispositivo ser utilizado para a reabilitação da marcha humana é necessário que a largura do dispositivo seja a menor possível, pois cada plataforma realizará o movimento dos pés separadamente, sendo, os dispositivos, posicionados um ao lado do outro. Assim, os eixos são posicionados em níveis diferentes, possibilitando maior aproximação entre as guias.

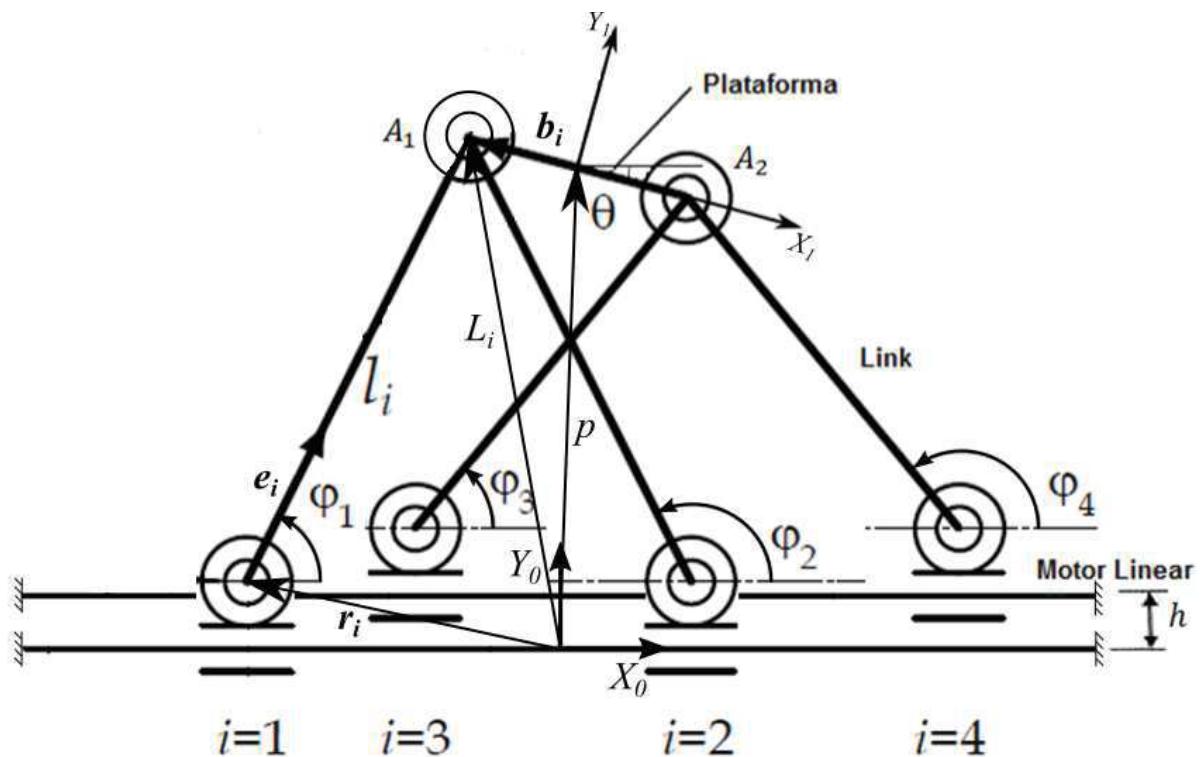


Figura 4. 6 - Modelo cinemático do mecanismo adaptado (adaptado de HARADA, 2011).

A Figura 4.6 apresenta os parâmetros para estudo do modelo cinemático do dispositivo, que possui um referencial inercial fixo no ponto O_0 (X_0, Y_0) e um referencial móvel fixo no centro da plataforma (X_I, Y_I). O movimento da plataforma é realizado pela variação dos atuadores pelas guias horizontais, sendo \mathbf{r}_i a representação de seus vetores, mantendo constante a sua altura, que estão conectados à plataforma por barras rígidas de comprimento l_i , sendo $i = 1, 2, 3$ e 4 . A diferença entre as alturas das guias é representada por h , enquanto que o comprimento da metade da plataforma é b . A angulação de cada barra depende da orientação e posição da plataforma e será calculada posteriormente.

Deste modo, pode-se fazer a seguinte análise vetorial:

$$\mathbf{p} + {}^0R_1\mathbf{b}_i = \mathbf{L}_i = \mathbf{r}_i + l_i\mathbf{e}_i \quad (i = 1, 2, 3, 4) \quad (4.12)$$

$$\mathbf{p} = [x, y]^T \quad (4.13)$$

$${}^1\mathbf{b}_1 = {}^1\mathbf{b}_2 = [-b, 0]^T, {}^1\mathbf{b}_3 = {}^1\mathbf{b}_4 = [b, 0]^T \quad (4.14)$$

$${}^0R_1 = \begin{bmatrix} c\theta & -s\theta \\ s\theta & c\theta \end{bmatrix} \quad (4.15)$$

sendo ($i = 1, 2, 3$ e 4) considerando cada um dos elos e atuadores.

Solucionando as equações para \mathbf{r}_i obtém-se:

$$\mathbf{r}_i = \begin{pmatrix} L_{xi} \pm \sqrt{l_i^2 - (L_{yi} - h_i)^2} \\ h_i \end{pmatrix} \quad (i = 1, 2, 3, 4) \quad (4.16)$$

O sinal de mais ou menos obtido na equação se refere aos atuadores posicionados à esquerda e à direita, sendo assim para os atuadores 1 e 3 considera o sinal negativo e para os atuadores 2 e 4 o sinal positivo.

Considerando como parâmetros conhecidos a orientação e posição da plataforma, conforme a marcha humana, é possível obter as variações dos atuadores. Deste modo pode-se obter a orientação das barras, conforme o vetor unitário:

$$\mathbf{e}_i = \begin{pmatrix} e_{xi} \\ e_{yi} \end{pmatrix} = \frac{(\mathbf{L}_i - \mathbf{q}_i)}{l_i} \quad (i = 1, 2, 3, 4) \quad (4.17)$$

Harada e Nagase (2009) apresentam um estudo da singularidade do mecanismo utilizando o método da manipulabilidade do dispositivo (YOSHIKAWA, 1985), que é utilizado em mecanismos com redundância, ou seja, que possui um número de atuadores maior que os de graus de liberdade. Para este método, encontram-se os Jacobianos direto e inverso da estrutura aplicando a derivada da Eq. (4.12):

$$\begin{bmatrix} e_{x1} & e_{y1} & \mathbf{e}_1^T(\mathbf{A}^0 R_1 \mathbf{b}_1) \\ e_{x2} & e_{y2} & \mathbf{e}_2^T(\mathbf{A}^0 R_1 \mathbf{b}_2) \\ e_{x3} & e_{y3} & \mathbf{e}_3^T(\mathbf{A}^0 R_1 \mathbf{b}_3) \\ e_{x4} & e_{y4} & \mathbf{e}_4^T(\mathbf{A}^0 R_1 \mathbf{b}_4) \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\theta} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{e}_1^T a_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \mathbf{e}_2^T a_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \mathbf{e}_3^T a_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mathbf{e}_4^T a_4 \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} \dot{r}_1 \\ \dot{r}_2 \\ \dot{r}_3 \\ \dot{r}_4 \end{Bmatrix} \quad (4.18)$$

$$A = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.19)$$

$$\mathbf{a}_i = \begin{pmatrix} 1 \\ h_i \end{pmatrix} \quad (i = 1, 2, 3, 4) \quad (4.20)$$

Assim, pela Eq. (4.11), e com a matriz Jacobiana direta e inversa do dispositivo, obtém-se:

$$\dot{\mathbf{q}} = J_q^{-1} J_x \dot{\mathbf{x}} = J_{qx} \dot{\mathbf{x}} \quad (4.21)$$

sendo J_{qx} o Jacobiano da estrutura.

Assim, para o método da manipulabilidade utiliza-se a matriz Jacobiana J_{qx} conforme a Eq. (4.22) (YOSHIKAWA, 1985):

$$w = \sqrt{\det(J_{qx}^T J_{qx})} \quad (4.22)$$

Para valores de manipulabilidade próximos à zero a estrutura apresenta uma configuração de singularidade. Harada e Nagase (2009) apresentam uma comparação entre os dispositivos sem e com atuador redundante, fazendo uma análise variando a angulação da plataforma, observando que utilizando o atuador redundante não ocorre singularidade.

Deste modo, foi realizada a mesma análise, porém com as posições e orientações da plataforma conforme a passada humana para o mecanismo modificado, para verificar dentro da região do movimento necessário, Apêndice A.4.

Assim, foram selecionadas as dimensões da estrutura, tais como comprimento das barras e da plataforma móvel. O comprimento da plataforma foi escolhido pensando em um sistema para apoiar e fixar os pés dos pacientes, já o comprimento das barras obteve o menor valor possível para a estrutura realizar o movimento da plataforma, conforme Tab. 4.1.

Tabela 4. 1 -Comprimentos dos componentes do dispositivo com atuadores lineares

| Componente do mecanismo | Comprimento [m] |
|-------------------------|-----------------|
| $l_1=l_2$ | 0,450 |
| $l_3=l_4$ | 0,400 |
| b | 0,175 |

Deste modo, foram obtidos os valores para a manipulabilidade do mecanismo durante o ciclo da passada humana, verificando assim que o dispositivo não possui pontos de singularidade durante o movimento realizado, Fig. 4.7.

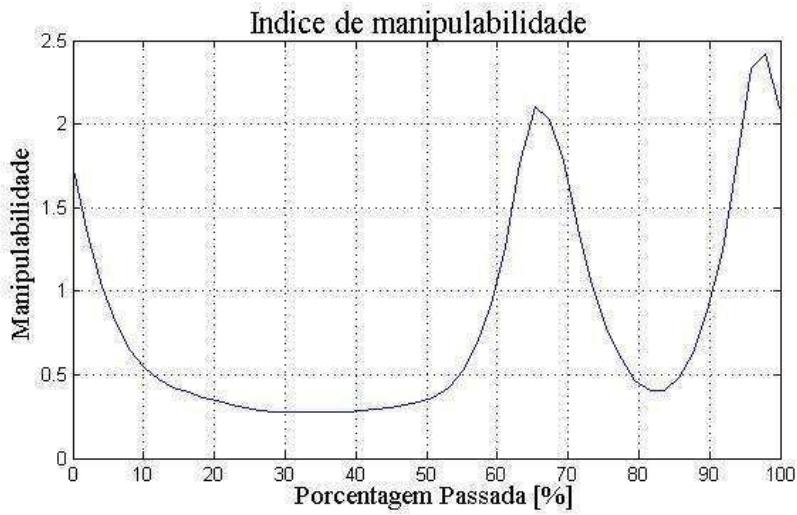


Figura 4. 7 - Índice de manipulabilidade do mecanismo dentro do movimento da marcha humana.

Sendo assim é possível a reprodução do movimento da marcha humana, devendo atentar somente às interferências mecânicas, apresentado na subseção 4.2.4 e Apêndice A.5.

4.2.3 Modelagem Estática

Gonçalves (2009) apresenta um estudo para a modelagem estática de dispositivos paralelos planos, considerando as forças e torques que agem na plataforma para encontrar os esforços em cada atuador. Para obter a relação entre elas, utiliza-se o princípio do trabalho virtual, com a relação:

$$\mathbf{f}_e = J_{qx}^T \mathbf{f}_q \quad (4.23)$$

$$\mathbf{f}_q = (J_{qx}^T)^{-1} \mathbf{f}_e \quad (4.24)$$

sendo \mathbf{f}_e e \mathbf{f}_q os vetores das forças externas atuadas na plataforma e as forças nos atuadores, respectivamente.

Para solucionar esta equação é preciso obter a pseudo-inversa da matriz Jacobiana não quadrada da Eq. (4.24), conforme a seguir:

$$\mathbf{f}_q = (J_{qx}^T)^+ \mathbf{f}_e \quad (4.25)$$

sendo $^+$ a pseudo inversa da matriz.

A Equação (4.25) não considera as forças internas geradas no elemento terminal, que são orientadas na mesma direção da plataforma. A Figura 4.8 apresenta a força e momento atuando no elemento terminal e as forças dos atuadores, sendo \mathbf{f}_{li} a força que ocorre na haste; \mathbf{f}_{ni} e \mathbf{f}_{qi} as forças nos atuadores.

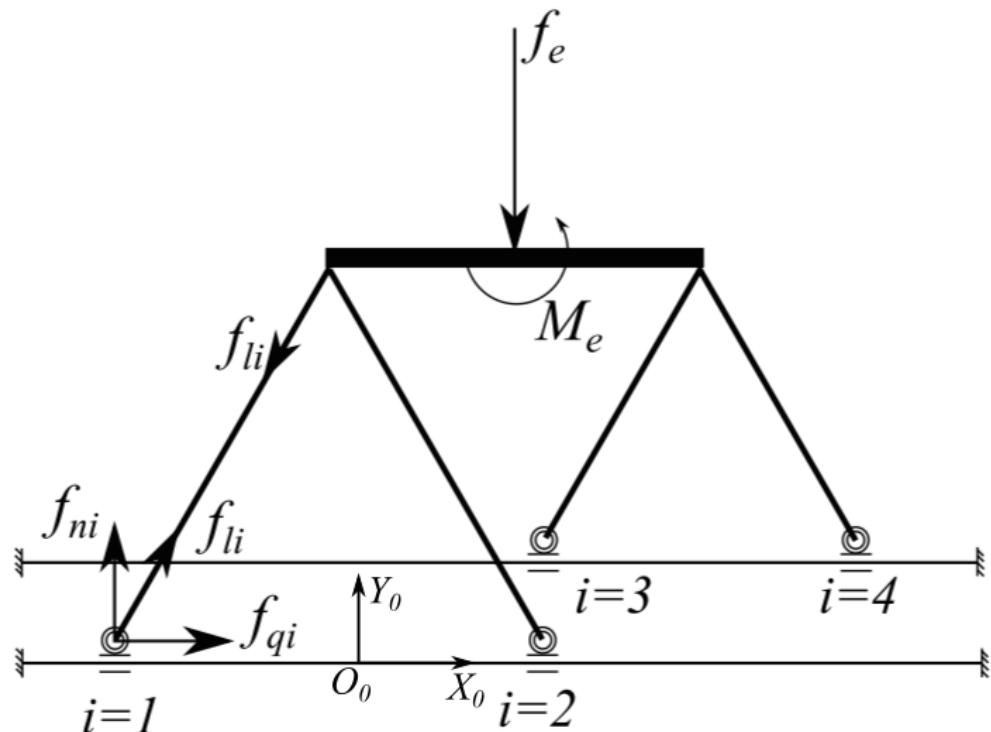


Figura 4.8 - Representação das forças internas e externas do dispositivo (HARADA, 2011).

O foco do dispositivo em questão são as forças dos atuadores (\mathbf{f}_{qi}). Assim, através destas é possível obter as forças dos motores para realizar o movimento, desprezando as forças internas atuando na plataforma. Assim, foi considerada como força externa atuando na plataforma (\mathbf{f}_e), sempre na direção perpendicular à mesma, considerando o peso total do paciente, supondo uma situação crítica, devido à fase de apoio que o peso é suportado somente por um pé, e gerando um momento a uma distância de 0,1 m do centro da plataforma, devido à acomodação do pé na plataforma.

Deste modo, as forças geradas nos atuadores para desenvolver o movimento da marcha humana na situação descrita, em função do tempo, estão apresentadas nas Fig. 4.9, considerando o sentido positivo para a direita, conforme suposição adotada na Fig. 4.8.

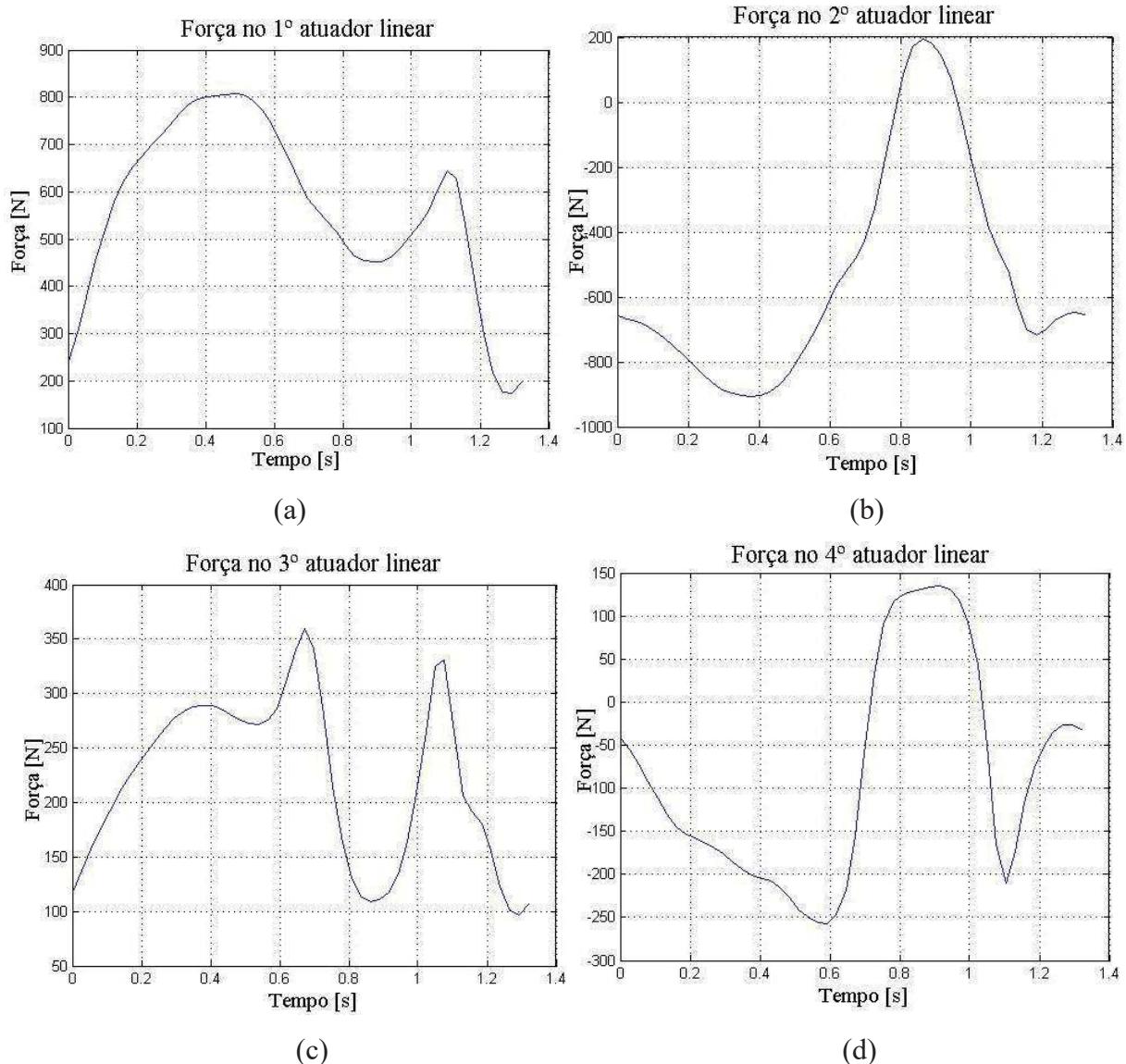


Figura 4.9 - Variação da força em cada atuador durante um ciclo da marcha humana. (a) atuador linear 1; (b) atuador linear 2; (c) atuador linear 3 e (d) atuador linear 4.

4.2.4 Interferência Mecânica

Conforme apresentado no estudo da manipulabilidade, o dispositivo analisado não possui pontos de singularidade no movimento desejado, devido ao atuador redundante. Porém

caso a plataforma possua uma configuração simétrica seu ângulo de atuação diminuirá devido às interferências mecânicas (UCHIKOSHI; HARADA, 2011).

Assim, utilizando uma modelagem computacional simulando o tamanho das barras e formato da plataforma, é possível determinar se há ou não interferência dentro do movimento. Este estudo pode ser encontrado no Apêndice A.5.

4.2.5 Conclusões

Nesta seção foi analisado um dispositivo com atuadores lineares desenvolvido por Harada e Nagase (2009), para ser verificada a sua utilização para uma estrutura de reabilitação da marcha humana. Através da modelagem geométrica e estática foi observado que o dispositivo desenvolve o movimento desejado sem passar por configurações singulares. Pelo estudo de interferências apresentado no Apêndice A.5, a partir do modelo modificado, proposto nesta dissertação, foi possível projetar a estrutura sem interferências.

Desta forma esta estrutura será utilizada para a construção de um protótipo em escala verificando a viabilidade da utilização deste mecanismo modificado para reabilitação da marcha humana.

CAPÍTULO V

PROTÓTIPO EM ESCALA E PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

5.1 Introdução

Neste trabalho foram apresentados 2 estudos de dispositivos para a reabilitação da marcha humana, sendo o primeiro atuado por cabos e o segundo um dispositivo com atuadores lineares, conforme apresentado no Capítulo IV. Observou-se que o primeiro dispositivo, devido à utilização de cabos e posições singulares, não seria possível a reprodução do movimento desejado. Porém, o segundo dispositivo apresentou resultados interessantes, não existindo pontos de singularidade e com a possibilidade de reproduzir o movimento.

Assim, para obter uma confirmação dos dados encontrados na modelagem matemática e o correto funcionamento do dispositivo, foi construído um protótipo em escala e realizado testes em um manequim de maneira com dimensões antropométricas também em escala.

Inicialmente serão apresentadas as características e dimensionamento de uma possível estrutura que poderá ser utilizada em pacientes com dificuldades locomotoras.

5.2 Dimensionamento da estrutura

Conforme o estudo apresentado no Capítulo IV, foram obtidas as posições, velocidades e forças de cada atuador. Para obter as dimensões do dispositivo para ser utilizado por pacientes com medidas acima da média populacional, foram consideradas as dimensões antropométricas dos segmentos do membro inferior, conforme Fig. 3.2, de uma pessoa de 2,0 m de altura, obtendo assim os alcances máximos e mínimos para cada atuador no eixo x , considerando como referencial fixo o ponto médio entre os extremos das guias. A Figura 5.1(a) apresenta a configuração do dispositivo que alcança a máxima posição à esquerda e a Fig. 5.1(b) à direita.

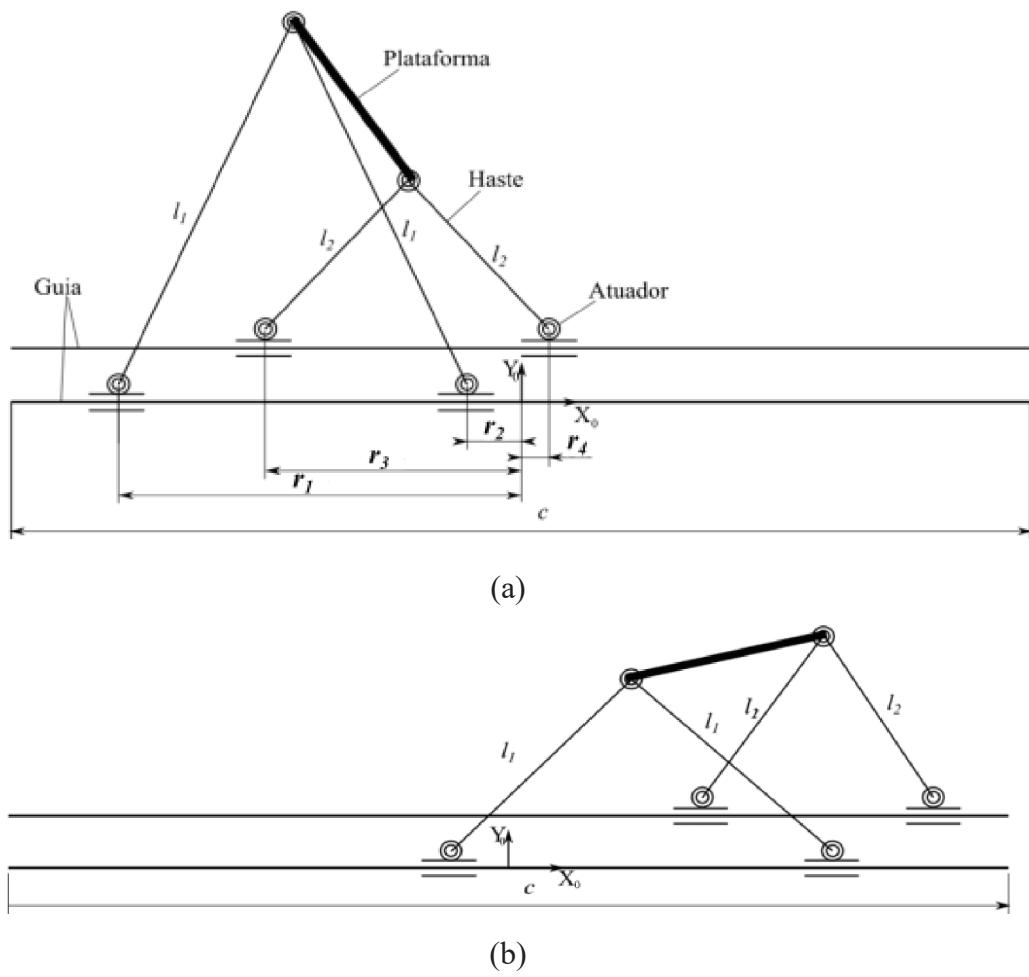


Figura 5. 1 - Modelo utilizado para obter o comprimento máximo das guias. (a) máximo alcance à esquerda, (b) máximo alcance à direita

Deste modo, foram calculadas as posições mínima e máxima atingidas pelos atuadores, os quais foram respectivamente $r_1 = 0,88\text{m}$ e $r_4 = 0,94\text{m}$. Assim, é possível inferir o tamanho máximo para as barras, sendo necessário um comprimento de 2,0m para o dispositivo, sem considerar a posição dos motores.

A altura necessária depende do tipo de estrutura que será utilizada para suportar o peso do paciente. Considerando um modelo de suporte do paciente conforme utilizado no G-EO-Systems, suas dimensões são de 2800 mm x 1200 mm x 2300 mm (altura x largura x comprimento) (Hesse et al., 2010). Assim, deveria ser necessário uma altura de 2,8 m para o dispositivo proposto. Caso seja utilizado um sistema similar ao MIT Skywalker (Susko e Krebs, 2014; Susko e Krebs, 2016; Susko, 2015), citado no Capítulo II, o dispositivo teria uma altura inferior à primeira situação.

Para o cálculo das características do motor, foi realizada uma simulação computacional desenvolvendo a passada humana, conforme Apêndice A.4. Foram utilizadas as características de uma passada conforme média apresentada por Whittle (2008), para uma pessoa com altura de 2,0 metros, estes dados estão apresentados na Tab. 5.1.

Tabela 5. 1 - Variáveis utilizadas para a simulação computacional

| | |
|----------------------------------|------------|
| Altura Pessoa | 2,00 [m] |
| Tempo de ciclo de passada | 1,32 [s] |
| Velocidade média | 1,56 [m/s] |
| Comprimento do passo | 1,056 [m] |

Para obter a potência instantânea do motor pode ser utilizada a Eq. 5.1:

$$Pot = \mathbf{f}_i \cdot \mathbf{v}_i \quad (5.1)$$

sendo \mathbf{f}_i a força instantânea realizada por cada atuador, conforme apresentado no Capítulo IV, e \mathbf{v}_i a velocidade instantânea necessária para cada atuador. Deste modo foi possível obter a potência necessária para cada instante de tempo em cada atuador.

Assim, considerando a máxima potência obtida em todos os atuadores seria necessário um motor com potência de 3cv, para conseguir desenvolver uma passada humana média.

Dependendo do sistema mecânico utilizado para movimentar os atuadores será necessário avaliar a rotação e torque dos motores.

A construção do protótipo real e a realização de testes experimentais são temas para trabalhos futuros.

Para verificar o funcionamento e viabilidade da estrutura proposta nesta dissertação foi construído um protótipo em escala.

5.3 Modelo em escala com *Lego Mindstorms NXT®*

O protótipo em escala foi construído utilizando peças do kit *Lego Mindstorms NXT®*, materiais e ferramentas que estão disponíveis no Laboratório de Automação e Robótica da Universidade Federal de Uberlândia.

Para o dimensionamento do protótipo, foi utilizada a escala considerando as dimensões do manequim antropométrico também em escala, disponível no Laboratório de Automação e Robótica da Universidade Federal de Uberlândia. Sendo a altura do manequim de 300mm, foi utilizada uma escala de 1:6 para a construção do protótipo. Deste modo, as dimensões para desenvolver o protótipo são de 300mm de comprimento e altura de 200mm, considerando o suporte do boneco baseado no apresentado na estrutura MIT-Skywalker (SUSKO, 2015).

Foram utilizadas para as guias dos atuadores, barras de seção circular de aço inox de 3/16". As peças do *Lego Mindstorms NXT®* possuem um padrão em seus furos, sendo quase todos de $\phi 3/16"$, sendo assim possível utilizar estas peças como base para as guias lineares.

A plataforma utilizada foi montada com as peças da *Lego*, se atentando para seu formato não possibilitar interferências mecânicas no dispositivo durante o movimento da marcha humana.

Assim, para a simulação computacional foram utilizadas as dimensões do membro inferior do boneco, dadas em milímetros, conforme Fig. 5.2.

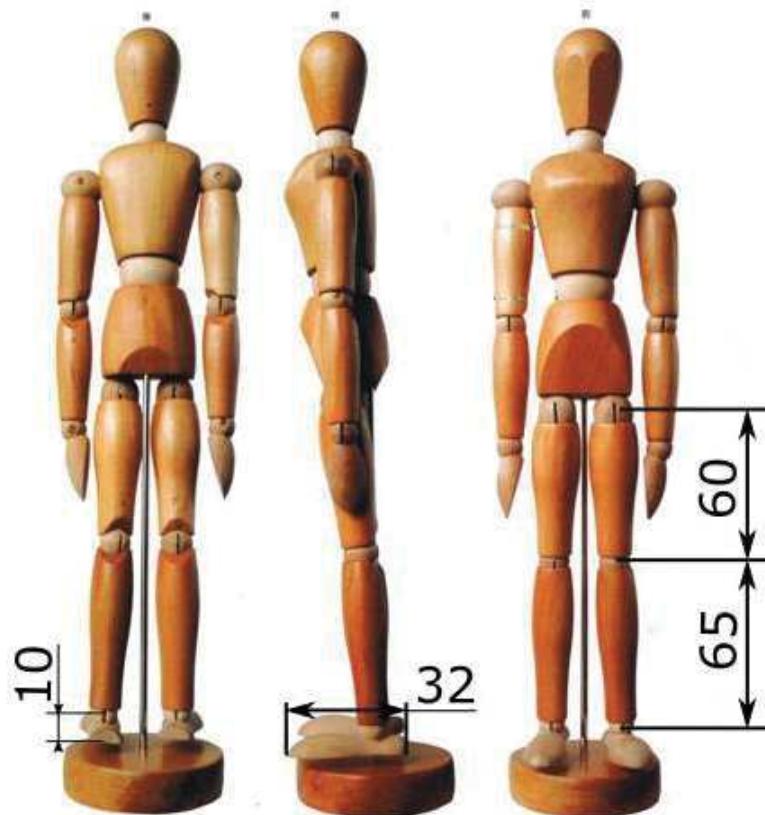


Figura 5. 2 - Dimensões do boneco utilizado para os testes do dispositivo, em milímetros.

Para a conexão entre os atuadores e a plataforma móvel, Fig. 5.1, foram utilizadas barras com seção retangular, construídas em acrílico, com os comprimentos conforme a Tab. 5.2.

Tabela 5. 2 - Comprimentos das hastes utilizadas para construção do protótipo.

| Hastes | Comprimento[m] |
|---------------|----------------|
| l_1 e l_2 | 0,0715 |
| l_3 e l_4 | 0,0483 |

Após verificar a movimentação do dispositivo foi realizada a duplicação deste colocando um ao lado do outro, para as plataformas realizarem o movimento de cada pé independentemente.

Para o suporte do peso do manequim foi construída uma estrutura baseada na apresentada por Susko (2015), que é constituída por um banco para apoiar o paciente. Esta estrutura foi construída com peças da *Lego* na parte anterior e entre os dois dispositivos construídos.

Para movimentar cada atuador, de forma independente, foi desenvolvido um sistema com cabos de nylon, juntamente com servomotores e rodas do kit da *Lego*. Através dos dados obtidos na simulação computacional, apresentada no Apêndice A.4, foi possível obter a velocidade em função do tempo para cada servomotor. Deste modo, foram utilizados os controladores do kit *Lego Mindstorms NXT* para controlar os servomotores. Os mesmos foram posicionados na melhor configuração, finalizando assim o protótipo.

As Figuras 5.3 e 5.4 mostram o protótipo em escala.

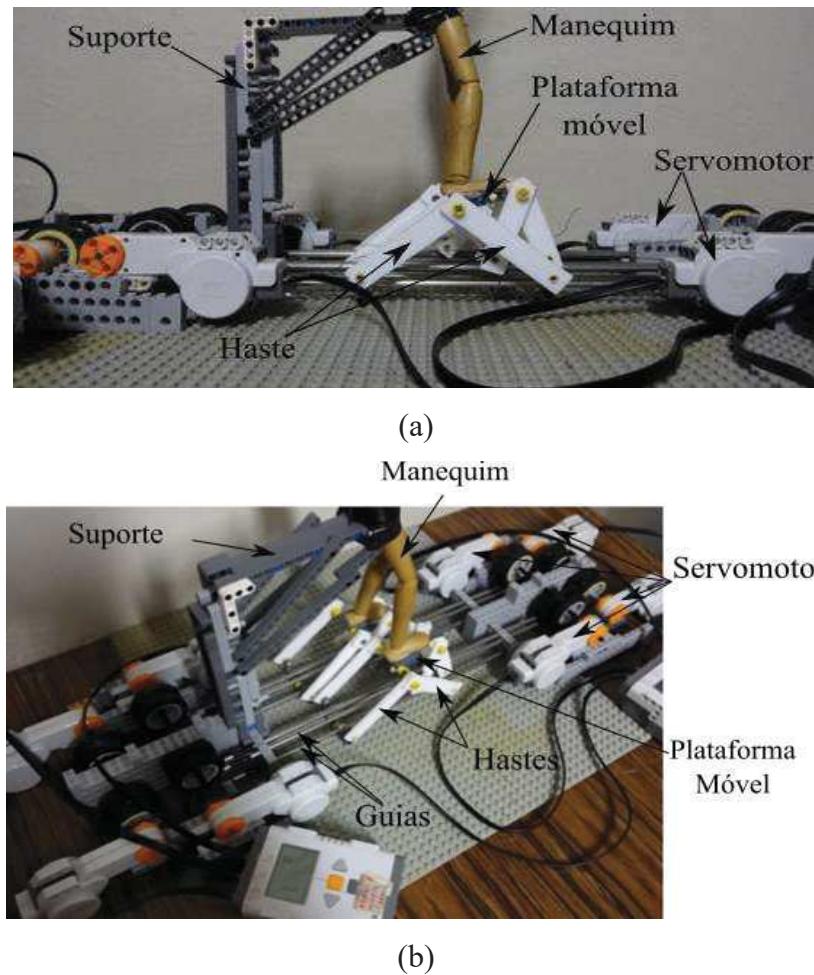


Figura 5. 3 - Apresentação do protótipo em escala. (a) Vista lateral e (b) Vista isométrica.

5.4 Testes com Manequim de madeira

Com a finalização da construção do protótipo em escala, foram realizados testes com um boneco antropométrico de madeira também em escala.

Primeiramente o boneco foi posicionado e fixado no seu suporte na altura já pré-estabelecida na simulação computacional, conforme Fig. 5.4.



Figura 5. 4 - Protótipo com o boneco posicionado para teste.

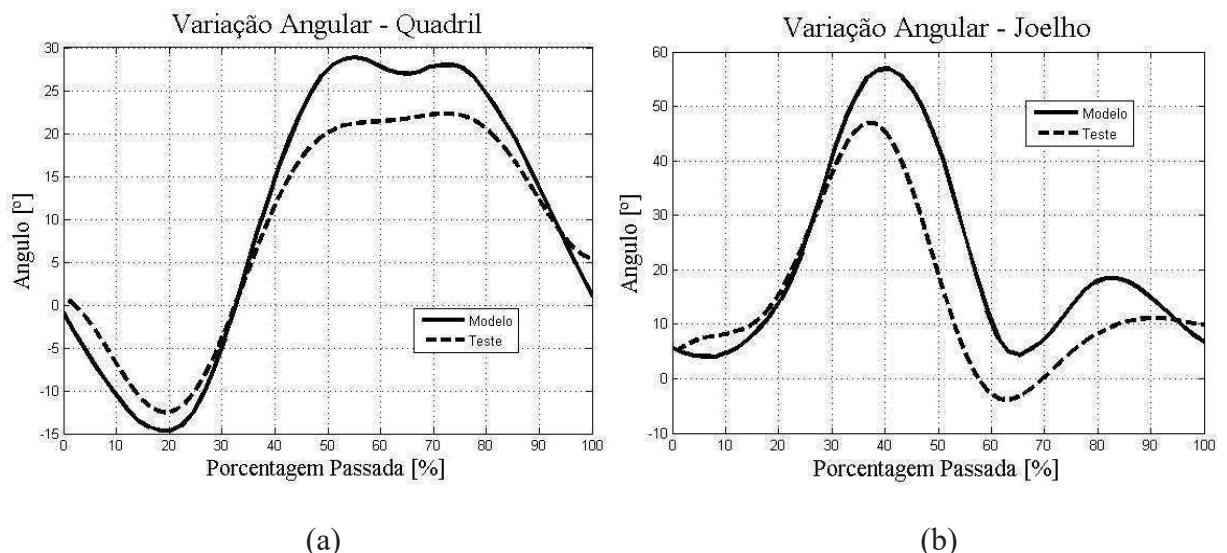
Após o posicionamento do boneco realizou-se o teste, desenvolvendo a movimentação da marcha humana em 3 velocidades diferentes, conforme Tab. 5.3. A maior velocidade foi selecionada devido à potência máxima dos servomotores da *Lego*.

Tabela 5. 3 - Simulações realizadas para verificar o dispositivo proposto.

| Simulação | Tempo de ciclo [s] | Velocidade [m/s] |
|-----------|--------------------|------------------|
| 1 | 10 | 0,1294 |
| 2 | 7 | 0,1849 |
| 3 | 5 | 0,2588 |

Para a realização dos testes foram simulados 2 ciclos completos da passada. Este movimento foi registrado através do uso de uma câmera com 50 fps. Nas articulações do membro inferior do manequim foram colocados marcadores não luminosos para registrar suas variações durante o movimento.

Deste modo, após a realização dos testes, foi realizada a análise do vídeo para o ciclo completo da passada, o qual foi dividido em 26 frames. Assim, as imagens foram processadas em *MatLab*[®] para obter as variações angulares de cada articulação do membro inferior do boneco, através dos marcadores. Foram comparadas as variações articulares do modelo computacional com as desenvolvidas pelo manequim. Na Figura 5.5, são apresentadas as comparações para todas as articulações e a plataforma, durante uma passada com ciclo de 7 segundos.



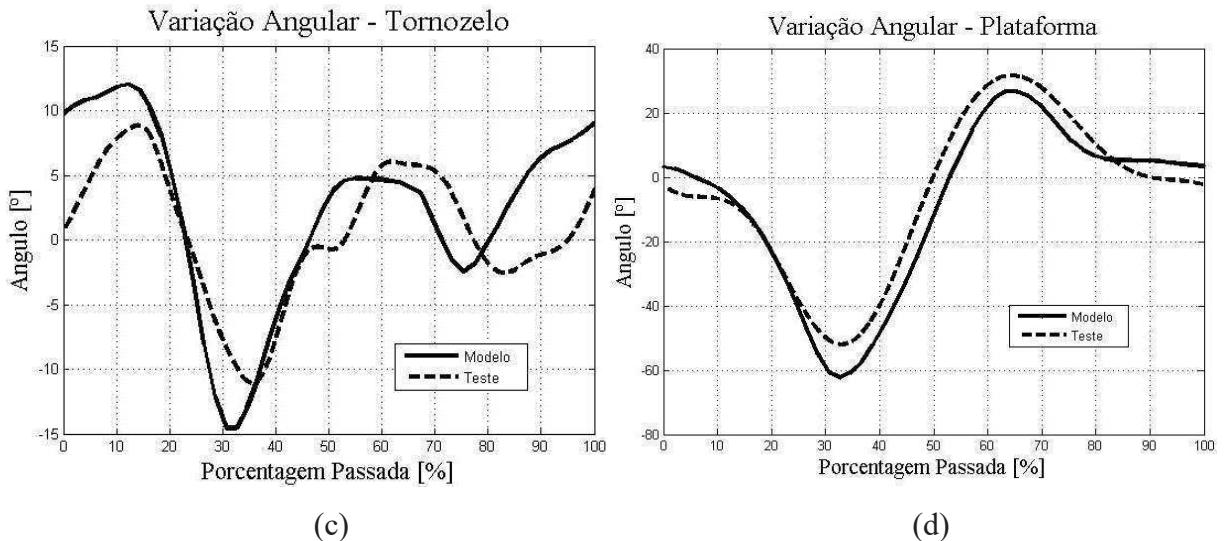


Figura 5.5 - Comparação entre as variações angulares das articulações do membro inferior do modelo (linha contínua) e do teste (linha tracejada). (a) Quadril; (b) Joelho; (c) Tornozelo; (d) Plataforma.

Tabela 5.4 - Erro absoluto máximo da variação angular durante a passada.

| Articulação | Erro Absoluto [°] |
|-------------|-------------------|
| Quadril | 7,804 |
| Joelho | 23,967 |
| Tornozelo | 9,120 |
| Plataforma | 12,559 |

Na Tabela 5.4, é possível verificar o erro absoluto máximo em cada articulação. Observa-se que graficamente as articulações desenvolvem variações muito próximas às esperadas, porém nos seus alcances máximos e mínimos o boneco não conseguiu reproduzir a variação esperada. Isto ocorre devido à rigidez em sua articulação, folgas existentes nas conexões do protótipo e a variação da posição do quadril.

Na Figura 5.6, são apresentados frames durante um ciclo da passada realizado durante um teste, verificando todas as fases da passada humana realizada pelo boneco.

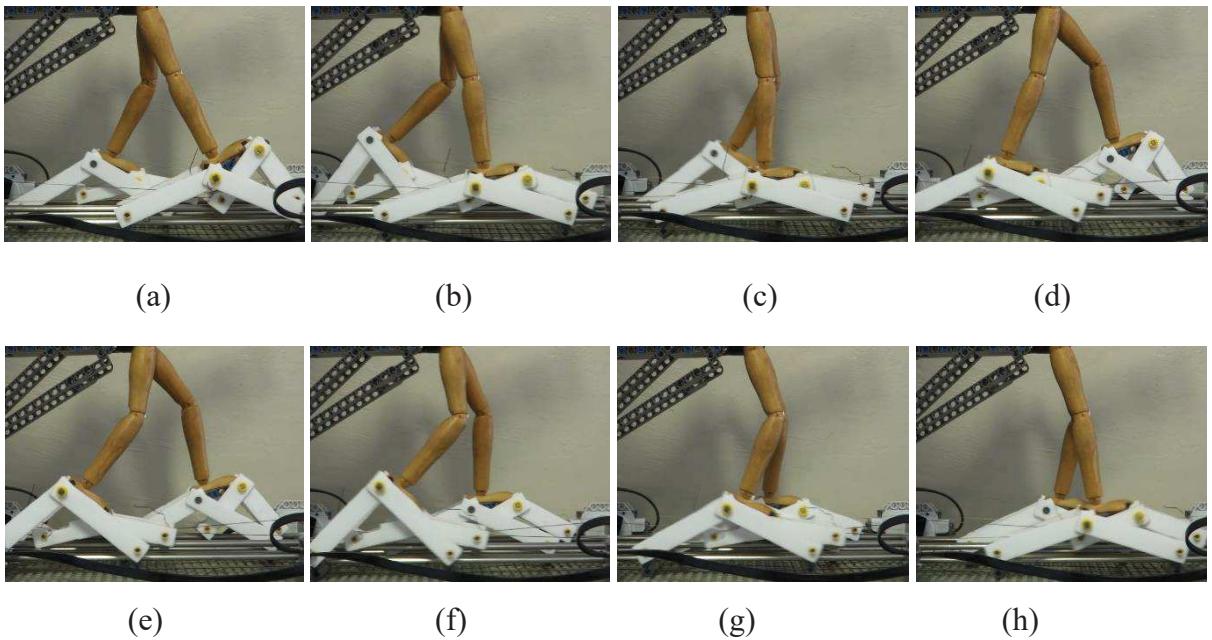


Figura 5.6 - Sequência de movimentos de um ciclo da passada do protótipo em escala construído, perna direita. (a) Contato inicial; (b) Resposta à carga; (c) Apoio médio; (d) Apoio terminal; (e) pré-balânço; (f) Inicial balanço; (g) Balanço médio; (h) Balanço terminal.

Esses dados evidenciam que o protótipo é capaz de reproduzir a marcha humana, e pode ser uma possibilidade para uma estrutura robótica para reabilitação da marcha humana.

Os vídeos com as 3 velocidades testadas podem ser acessados no link <https://www.youtube.com/watch?v=f0ddWpztuGU&feature=youtu.be>. Os testes foram realizados para verificar a funcionalidade cinemática do dispositivo.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÕES

6.1 Conclusões

Para desenvolver o movimento da marcha humana em pacientes com dificuldades locomotoras, os profissionais da área da saúde exercem uma tarefa muito complexa, necessitando em alguns casos de dois ou três profissionais para tal função. Por este e outros motivos, a robótica está cada vez mais presente na área da saúde com dispositivos para auxiliar na reabilitação da marcha humana.

Assim, nesta dissertação foram apresentadas duas propostas de mecanismos robóticos para a reabilitação da marcha humana, sendo o primeiro atuado por cabos e o segundo um dispositivo paralelo plano com atuadores lineares.

Os estudos das diferentes estruturas robóticas para reabilitação da marcha humana apresentadas na revisão bibliográfica desta dissertação demonstram que a utilização destes dispositivos pode tornar mais confortável e seguro o processo de reabilitação para os pacientes e para os profissionais da saúde. Apesar do desenvolvimento destas tecnologias, estas ainda estão no seu início carecendo de estruturas mais simples e com custos menores e também da comprovação efetiva desta na reabilitação com a realização de testes clínicos em larga escala. Para a simulação da marcha humana foi realizado um resumo dos principais conceitos, observando que para determinar a posição e orientação do pé de uma pessoa são necessárias as variações angulares de cada articulação do membro inferior. Deste modo, foi obtido, através da comparação de quatro autores, uma média destas para encontrar a

orientação e posição do pé, o qual seria descrito pela plataforma dos dispositivos propostos para reabilitação.

Para o primeiro dispositivo proposto atuado por cabos, foi desenvolvido o estudo de singularidades para verificar a funcionalidade do mesmo durante a realização da marcha humana, e foram encontradas posições de singularidades, apresentando impossibilidade de o mecanismo desenvolver o movimento desejado. Também foi estudada a modelagem estática, a qual apresentou posições em que haveriam forças de compressão nos cabos.

O segundo dispositivo foi baseado no mecanismo com articulações lineares paralelas (*Parallel Link Mechanisms-PLM*) com motores lineares, com modificações nas guias e no elemento terminal. Foi verificado que o dispositivo poderia replicar a marcha humana. Para isso foi apresentada a modelagem geométrica, análise das singularidades e modelagem estática. Com as devidas modificações, e realizando o projeto atentando para as interferências mecânicas e forças exercidas em cada atuador, foi possível desenvolver o movimento desejado.

Para testar fisicamente a viabilidade do mecanismo modificado proposto nesta dissertação foi desenvolvido um protótipo em escala para serem realizados testes em um boneco antropométrico também em escala. O modelo foi construído com peças do *kit Lego Mindstorms®*, com o seu sistema de atuação utilizando cabos. Assim, foi realizada uma análise entre as variações angulares das articulações do modelo e do boneco durante um teste, verificando um comportamento muito semelhante, também foram apresentados vídeos validando a funcionalidade cinemática do dispositivo, com o boneco desenvolvendo as angulações conforme a marcha humana.

Deste modo, a proposta do dispositivo modificado com atuadores lineares é capaz de reproduzir a marcha humana para reabilitação. As dimensões de uma possível estrutura para reabilitação de pacientes dependeriam do sistema de suporte do peso deste, e teria um comprimento de 2,0m. Estas dimensões são condizentes com os mecanismos na literatura que desenvolvem esta função.

6.2 Sugestões para Trabalhos Futuros

Como sugestões para trabalhos futuros têm-se:

- a) Desenvolver um protótipo em escala real para verificar a viabilidade do dispositivo realizando testes em boneco antropométrico;
- b) Otimizar a configuração do dispositivo para obter maior espaço de trabalho para desenvolver exercícios com trajetórias distintas à da marcha humana, tais como subir e descer escadas, movimentos de alongamento, simular um deslizamento;
- c) Desenvolver o controle da estrutura para não forçar o paciente além do seu esforço máximo;
- d) Desenvolver jogos interativos para tornar a tarefa menos cansativa.

Referências Bibliográficas

ALAMDARI, A.; KROVI, V. **Robotic physical exercise and system (ROPES): A cable-driven robotic rehabilitation system for lower-extremity motor therapy.** ASME 2015 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference. *Anais...* American Society of Mechanical Engineers, 2015 Disponível em: <<http://proceedings.asmedigitalcollection.asme.org/proceeding.aspx?articleid=2483608>>. Acesso em: 8 jun. 2017

ARTEMIADIS, P. K.; KREBS, H. I. **On the potential field-based control of the MIT-Skywalker.** Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on. *Anais...* IEEE, 2011 Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/5980063>. Acesso em: 8 jun. 2017

BACHMAN, J. C. **Specificity vs. Generality in Learning and Performing Two Large Muscle Motor Tasks.** Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation, v. 32, n. 1, p. 3–11, mar. 1961.

BANALA, S. K.; AGRAWAL, S. K.; SCHOLZ, J. P. **Active Leg Exoskeleton (ALEX) for gait rehabilitation of motor-impaired patients.** Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on. *Anais...* IEEE, 2007 Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/4428456>. Acesso em: 8 jun. 2017

BARBOSA, A. M. **Desenvolvimento de um dispositivo robótico atuado por cabos para a reabilitação do membro inferior humano,** 2013. 134f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

BEHRMAN, A. L.; HARKEMA, S. J. **Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies.** Physical therapy, v. 80, n. 7, p. 688–700, 2000.

BEYL, P. et al. **Safe and compliant guidance in robot-assisted gait rehabilitation using proxy-based sliding mode control.** Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE

International Conference on Anais...IEEE, 2009Disponível em:
<http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/5209505/>. Acesso em: 8 jun. 2017

CALABRÓ, R. S.; REITANO, S.; LEO, A.; LUCA, R.; MELAGARI, C; BRAMANTI, P. **Can robot-assisted movement training (Lokomat) improve functional recovery and psychological well-being in chronic stroke? Promising findings from a case study.** Functional Neurology, p. 139-141, 2014.

DÍAZ, I.; GIL, J. J.; SÁNCHEZ, E. **Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges.** Journal of Robotics, v. 2011, p. 1–11, 2011.
<https://doi.org/10.1155/2011/759764>

DOBKIN, B. H.; DUNCAN, P. W. **Should Body Weight-Supported Treadmill Training and Robotic-Assistive Steppers for Locomotor Training Trot Back to the Starting Gate?** Neurorehabilitation and Neural Repair, v. 26, n. 4, p. 308–317, maio 2012.
<https://doi.org/10.1177/1545968312439687>

DUNCAN, P. W. et al. **Protocol for the Locomotor Experience Applied Post-stroke (LEAPS) trial: a randomized controlled trial.** BMC Neurology, v. 7, n. 1, dez. 2007.
<https://doi.org/10.1186/1471-2377-7-39>

DUNCAN, P. W. et al. **Body-weight-supported treadmill rehabilitation after stroke.** New England Journal of Medicine, v. 364, n. 21, p. 2026–2036, 2011.
<https://doi.org/10.1056/NEJMoa1010790>

FERRIS, D.; SAWICKI, G.; DOMINGO, A. **Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation.** Topics in spinal cord injury rehabilitation, v. 11, n. 2, p. 34–49, 2005.
<https://doi.org/10.1310/6GL4-UM7X-519H-9JYD>

FORRESTER, L. W. et al. **Modular Ankle Robotics Training in Early Subacute Stroke: A Randomized Controlled Pilot Study.** Neurorehabilitation and Neural Repair, v. 28, n. 7, p. 678–687, set. 2014.
<https://doi.org/10.1177/1545968314521004>

GONÇALVES, R. S. **Estudo de Rigidez de Cadeias Cinemáticas Fechadas**, 2009. 239f. Tese de Doutorado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

HARADA, T. **Kinetostatics and dynamics of redundantly actuated planar parallel link mechanisms**. [s.l.] INTECH Open Access Publisher, 2011.
<https://doi.org/10.5772/24384>

HARADA, T.; NAGASE, M. **Configurations and mathematical models of parallel link mechanisms using multi drive linear motors**. Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on. Anais...IEEE, 2009 Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/5354422/>>. Acesso em: 8 jun. 2017

HESSE, S. et al. **A mechanized gait trainer for restoring gait in nonambulatory subjects**. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 81, n. 9, p. 1158–1161, set. 2000.
<https://doi.org/10.1053/apmr.2000.6280>

HESSE, S. Treadmill training with partial body weight support after stroke: a review. **NeuroRehabilitation**, v. 23, n. 1, p. 55–65, 2008.

HESSE, S.; WALDNER, A.; TOMELLERI, C. **Innovative gait robot for the repetitive practice of floor walking and stair climbing up and down in stroke patients**. Journal of neuroengineering and rehabilitation, v. 7, n. 1, p. 30, 2010.
<https://doi.org/10.1186/1743-0003-7-30>

HIDLER, J. **Automating activity-based interventions: The role of robotics**. The Journal of Rehabilitation Research and Development, v. 45, n. 2, p. 337–344, 1 dez. 2008.
<https://doi.org/10.1682/JRRD.2007.01.0020>

HOGAN, N.; STERNAD, D. **Dynamic primitives of motor behavior**. Biological Cybernetics, v. 106, n. 11–12, p. 727–739, dez. 2012.
<https://doi.org/10.1007/s00422-012-0527-1>

IIDA, I. **Ergonomia Projeto e Produção**, 2^a Edição Revista e Ampliada, Editora Edgard Blücher, 2005.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA et al. **Antropometria e estado nutricional de crianças, adolescentes e adultos no Brasil 2008-2009**, 2010.

JARRASSÉ, N. et al. **Robotic Exoskeletons: A Perspective for the Rehabilitation of Arm Coordination in Stroke Patients**. *Frontiers in Human Neuroscience*, v. 8, 1 dez. 2014.
<https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00947>

LUNENBURGER, L. et al. **Clinical assessments performed during robotic rehabilitation by the gait training robot Lokomat**. *Rehabilitation Robotics*, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on. **Anais...IEEE**, 2005Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/1501116/>>. Acesso em: 8 jun. 2017

MACIEJASZ, P.; ESCHWEILER, J.; GERLACH-HAHN, K.; JANSEN-TROY, A.; LEONHARDT, S. **A survey on robotic devicer for upper limb rehabilitation**, *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, v. 11, n.1, 2014
<https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-3>

MEYER-HEIM, A., REIFFER, C., BORGGRAEFE, I., **Robot-assisted gait training for children with central motor disorders**, Hocoma, 2007.

NAM, K. Y. et al. **Robot-assisted gait training (Lokomat) improves walking function and activity in people with spinal cord injury: a systematic review**. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 14, n. 1, dez. 2017.
<https://doi.org/10.1186/s12984-017-0232-3>

NEF, T.; GUIDALI, M.; RIENER, R. **ARMin III – arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation**. *Applied Bionics and Biomechanics*, v. 6, n. 2, p. 127–142, 27 jul. 2009.
<https://doi.org/10.1155/2009/962956>

NUNES, W. M. **Desenvolvimento de uma Estrutura Robótica atuada por Cabos para Reabilitação/Recuperação dos Movimentos do Ombro**. 2012. 132f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2012.

PERRY, J. **Gait analysis: normal and pathological function.** Thorofare, NJ: SLACK, 1992.

PIETRASZEWSKI, B.; WINIARSKI, S.; JAROSZCZUK, S. **Threedimensional human gait pattern–reference data for normal men.** Acta of Bioengineering and Biomechanics, v. 14, n. 3, p. 9–16, 2012.

RIENER, R. et al. **Locomotor training in subjects with sensori-motor deficits: an overview of the robotic gait orthosis lokomat.** Journal of Healthcare Engineering, v. 1, n. 2, p. 197–216, 2010.

<https://doi.org/10.1260/2040-2295.1.2.197>

ROY, A. et al. **Robot-Aided Neurorehabilitation: A Novel Robot for Ankle Rehabilitation.** IEEE Transactions on Robotics, v. 25, n. 3, p. 569–582, jun. 2009.

<https://doi.org/10.1109/TRO.2009.2019783>

SACKLEY, C. M.; LINCOLN, N. B. **Physiotherapy treatment for stroke patients: a survey of current practice.** Physiotherapy Theory and Practice, v. 12, n. 2, p. 87–96, 1996.

<https://doi.org/10.3109/09593989609036422>

SCHMIDT, H. et al. **Gait rehabilitation machines based on programmable footplates.** Journal of neuroengineering and rehabilitation, v. 4, n. 1, p. 2, 2007.

<https://doi.org/10.1186/1743-0003-4-2>

SULLIVAN, K. J.; KNOWLTON, B. J.; DOBKIN, B. H. **Step training with body weight support: Effect of treadmill speed and practice paradigms on poststroke locomotor recovery.** Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 83, n. 5, p. 683–691, maio 2002.

<https://doi.org/10.1053/apmr.2002.32488>

SUSKO, T.; KREBS, H. I. **MIT-skywalker: a novel environment for neural gait rehabilitation.** Biomedical Robotics and Biomechatronics (2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on. Anais...IEEE, 2014aDisponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6913856/>. Acesso em: 8 jun. 2017

SUSKO T. G., MIT Skywalker: a novel robot for gait rehabilitation of stroke and cerebral palsy patients, Thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2015.

SUSKO, T.; SWAMINATHAN, K.; KREBS, H. I. MIT-Skywalker: A Novel Gait Neurorehabilitation Robot for Stroke and Cerebral Palsy. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, v. 24, n. 10, p. 1089–1099, out. 2016.

<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2016.2533492>

TANAKA, E., SATO, Y., SAKURAI, T., ITO, K., IKEHARA, T., YUSA, H. SAEGUSA, S. YUGE, L., Walking Assistance Apparatus Using a Spatial Parallel Link Mechanism and a Weight Bearing Lift, IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Rehab Week Zurich, ETH Zurich Science City, Switzerland, June 29 - July 1, 2011.

TAVOLIERI, C., Design of a Cable-Based Parallel Manipulator for Rehabilitation Applications, Thesis, University of Cassino, 2008.

TSAI, L.W. Robot Analysis: The Mechanics of Serial and Parallel Manipulators, John Wiley & Sons, New York, pp.260-297, 1999.

UCHIKOSHI, T.; HARADA, T. Study of parallel mechanism with back-flip motion applying parallel drive system of linear motors. Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2011 IEEE International Conference on. *Anais...IEEE*, 2011 Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6181585/>>. Acesso em: 8 jun. 2017

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C. Dynamics of human gait. Howard Place: Kiboho Publishers, 1999.

VENEMAN, J. F. Design and evaluation of the gait rehabilitation robot LOPES. S.l.: s.n.], 2007.

WHITTLE, M. W. Gait analysis: an introduction. 4th ed., reprinted ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, Elsevier, 2008.

WU, M. et al. **A cable-driven locomotor training system for restoration of gait in human SCI.** Gait & Posture, v. 33, n. 2, p. 256–260, fev. 2011.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.11.016>

YANG, G.; CHEN, I-M, Singularity Analysis of Three-Legged Parallel Robots Based on Passive-Joint Velocities, **IEEE Transactions on Robotics and Automation**, V.17, nº4, 2001

YU, K. **Simultaneous trajectory tracking and stiffness control of cable driven parallel manipulator.** [s.l.] State University of New York at Buffalo, 2007.

YOSHIKAWA, T. **Manipulability of robotic mechanisms.** The international journal of Robotics Research, v. 4, n. 2, p. 3–9, 1985.

<https://doi.org/10.1177/027836498500400201>

APÊNDICE A.1

Algoritmo para representação da marcha humana

Para o desenvolvimento da simulação da marcha humana foi considerado o membro inferior como uma estrutura serial plana com 3 articulações de rotação ($\beta_1, \beta_2, \beta_3$), sendo os comprimentos dos seus segmentos a, b, c e d , respectivamente, coxa, perna, altura do calcanhar e pé, Fig. A.1.1.

Para a simulação foi utilizado um referencial fixo no quadril (X_0, Y_0), que foi considerado como um ponto fixo. Para obter a movimentação do pé durante a marcha, com relação às variações das articulações, é necessário encontrar a modelagem geométrica direta, ou seja, através da variação dos atuadores obtém a movimentação do elemento terminal.

Assim, foi utilizado o sistema de coordenadas equipolentes, com referenciais no centro de cada articulação (O, A e B), Fig. A.1.1, obtendo assim uma relação entre suas variações de cada segmento. Para obter a variação descrita pela ponta do pé, tem-se conforme Eqs. (A.1.1) e (A.1.2), para a posição e orientação respectivamente.

$$\begin{cases} x_c \\ y_c \end{cases} = \begin{cases} a \cdot s(\beta_1) + b \cdot s(\beta_1 + \beta_2) + c \cdot s(\beta_1 + \beta_2 + \beta_3) + d \cdot c(\beta_1 + \beta_2 + \beta_3) \\ a \cdot c(\beta_1) + b \cdot c(\beta_1 + \beta_2) + c \cdot c(\beta_1 + \beta_2 + \beta_3) + d \cdot s(\beta_1 + \beta_2 + \beta_3) \end{cases} \quad (\text{A.1.1})$$

$$\theta = \beta_1 + \beta_2 + \beta_3 \quad (\text{A.1.2})$$

sendo $s(\beta_i) = \sin(\beta_i)$ e $c(\beta_i) = \cos(\beta_i)$.

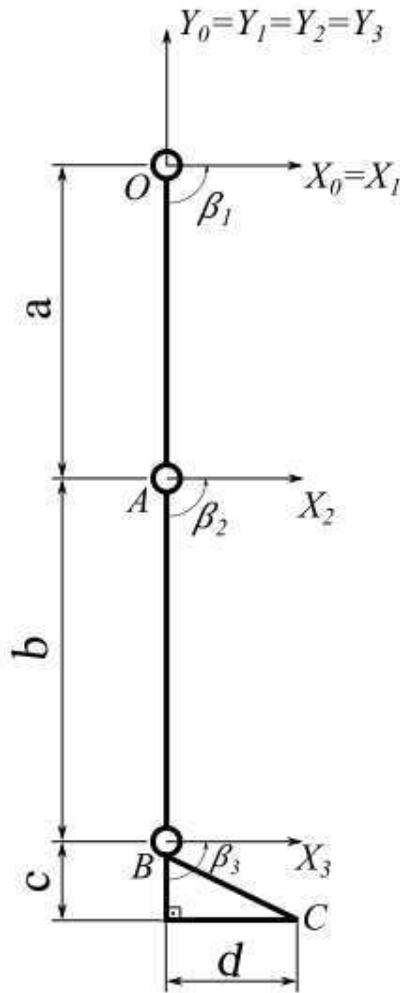


Figura A.1. 1 - Modelo serial plano da perna humana.

Para obter as variações angulares das articulações representadas na Fig. 3.13, foi utilizada uma função do *MatLab*® que através da imagem dos gráficos apresentados por pesquisadores (Figs. 3.7 à 3.12), é possível adquirir os pares ordenados com um referencial previamente estabelecido. Para este procedimento foram obtidos 50 pontos, conforme a porcentagem de uma passada. Foram realizadas 3 medições para cada articulação.

Assim, após determinar a variação média apresentadas pelos 4 autores citados no Capítulo III, foi realizada a média para encontrar a variação das articulações que será utilizada na simulação.

Para a simulação da marcha apresentada não está definido o tempo de duração da passada, ou seja, o tempo de ciclo. Para o cálculo da velocidade do pé nesta simulação, considera-se o tempo de ciclo como t , e através das curvas da posição do pé na horizontal e na vertical em função de t realiza-se a derivada para obter o perfil da velocidade do pé nas respectivas direções.

Abaixo está apresentado o programa elaborado para representação da marcha humana, considerando a variação das articulações como a média dos 4 autores apresentados no Capítulo III.

Dados iniciais do programa:

```
%=====Programa para MGI:
%===== -> Determinação da Posição e Orientação de B2 para obter q1 e q2
close all; clear all; clc

%MGD Passada.

%===== -> Determinação da Variação do pé na passada humana

%-----Dimensões do membro inferior de um brasileiro com estatura média
H=1.75;
a = H*(0.53-0.285); % [m] Comprimento da coxa
b = H*(0.285); % [m] Comprimento da perna
c = H*0.039;
d = H*0.1552;
%-----Tempo médio de uma passada de um homem jovem (18-49 anos) de acordo
%com o livro de Whittle - Gait Cycle

t_min = 1.32;
```

Obtendo os pontos das variações angulares de (Vaughan, 1999).

```
%Variação angular das articulações - Vaughan
pnormal = 'D:\Paulo\Mestrado\Disertacao\MatLab - Disp Serial\Calculos
Velocidades\VAriacoes_Angulares_Vaughan\DadosVaughan';
AngQ_v = 'QuadrilVaughan1.txt';
fAngQ = fullfile(pnormal,AngQ_v);
AngQ1 = load(fAngQ);
Qext1 = AngQ1(:,2);
AngQ2 = 'QuadrilVaughan2.txt';
fAngQ2 = fullfile(pnormal,AngQ2);
AngQ2 = load(fAngQ2);
Qext2 = AngQ2(:,2);
AngQ_v = 'QuadrilVaughan3.txt';
fAngQ = fullfile(pnormal,AngQ_v);
AngQ3 = load(fAngQ);
Qext3 = AngQ3(:,2);

AngJ_v = 'JoelhoVaughan1.txt';
```

```

fAngJ = fullfile(pnormal,AngJ_v);
AngJ1 = load(fAngJ);
Jflx1 = -AngJ1(:,2);
AngJ_v = 'JoelhoVaughan2.txt';
fAngJ = fullfile(pnormal,AngJ_v);
AngJ2 = load(fAngJ);
Jflx2 = -AngJ2(:,2);
AngJ_v = 'JoelhoVaughan3.txt';
fAngJ = fullfile(pnormal,AngJ_v);
AngJ3 = load(fAngJ);
Jflx3 = -AngJ3(:,2);

AngT_v = 'TornozeloVaughan1.txt';
fAngT = fullfile(pnormal,AngT_v);
AngT1 = load(fAngT);
Tflx1 = -AngT1(:,2);
AngT_v = 'TornozeloVaughan2.txt';
fAngT = fullfile(pnormal,AngT_v);
AngT2 = load(fAngT);
Tflx2 = -AngT2(:,2);
AngT_v = 'TornozeloVaughan3.txt';
fAngT = fullfile(pnormal,AngT_v);
AngT3 = load(fAngT);
Tflx3 = -AngT3(:,2);

AngQ_v = (Qext1+Qext2+Qext3)/3;
AngJ_v = (Jflx1+Jflx2+Jflx3)/3;
AngT_v = (Tflx1+Tflx2+Tflx3)/3;

% Porc = 0:100/49:100;
PorcPassada_v =
(AngQ1(:,1)+AngQ2(:,1)+AngQ3(:,1)+AngJ1(:,1)+AngJ2(:,1)+AngJ3(:,1)+AngT1(:,1)+AngT2(:,1)+AngT3(:,1))/900;
t_v = PorcPassada_v*1.3;

```

Obtendo os pontos das variações angulares de (Perry, 1992)

```

%Variação Angular das articulações - Perry
pnormal = 'D:\Paulo\Mestrado\Disertacao\MatLab - Disp Serial\Calculos
Velocidades\Variacoes Angulares_Perry\DadosAngulos';
AngQ_p = 'AngQuadril_Perry1.txt';
fAngQ = fullfile(pnormal,AngQ_p);
AngQ1 = load(fAngQ);
Qext1 = AngQ1(:,2);
AngQ2 = 'AngQuadril_Perry2.txt';
fAngQ2 = fullfile(pnormal,AngQ2);
AngQ2 = load(fAngQ2);
Qext2 = AngQ2(:,2);
AngQ_p = 'AngQuadril_Perry3.txt';
fAngQ = fullfile(pnormal,AngQ_p);
AngQ3 = load(fAngQ);
Qext3 = AngQ3(:,2);

AngJ_p = 'AngJoelho_Perry1.txt';
fAngJ = fullfile(pnormal,AngJ_p);
AngJ1 = load(fAngJ);

```

```

Jflx1 = -AngJ1(:,2);
AngJ_p = 'AngJoelho_Perry2.txt';
fAngJ = fullfile(pnormal,AngJ_p);
AngJ2 = load(fAngJ);
Jflx2 = -AngJ2(:,2);
AngJ_p = 'AngJoelho_Perry3.txt';
fAngJ = fullfile(pnormal,AngJ_p);
AngJ3 = load(fAngJ);
Jflx3 = -AngJ3(:,2);

AngT_p = 'AngTornozelo_Perry1.txt';
fAngT = fullfile(pnormal,AngT_p);
AngT1 = load(fAngT);
Tflx1 = AngT1(:,2);
AngT_p = 'AngTornozelo_Perry2.txt';
fAngT = fullfile(pnormal,AngT_p);
AngT2 = load(fAngT);
Tflx2 = AngT2(:,2);
AngT_p = 'AngTornozelo_Perry3.txt';
fAngT = fullfile(pnormal,AngT_p);
AngT3 = load(fAngT);
Tflx3 = AngT3(:,2);

AngQ_p = (Qext1+Qext2+Qext3)/3;
AngJ_p = (Jflx1+Jflx2+Jflx3)/3;
AngT_p = (Tflx1+Tflx2+Tflx3)/3;

% Porc = 0:100/49:100;
PorcPassada_p =
(AngQ1(:,1)+AngQ2(:,1)+AngQ3(:,1)+AngJ1(:,1)+AngJ2(:,1)+AngJ3(:,1)+AngT1(:,1)+AngT2(:,1)+AngT3(:,1))/900;
t_p = PorcPassada_p*1.12;

```

Obtendo os pontos das variações angulares de (Whittle, 2007)

```

%Variação Angular das articulações - Whittle
pnormal = 'D:\Paulo\Mestrado\DIssertacao\MatLab - Disp Serial\Calculos
Velocidades\VariacoesAngulares_Whittle\DadosWhittle';
AngQ_w = 'Quadril_Whittle1.txt';
fAngQ = fullfile(pnormal,AngQ_w);
AngQ1 = load(fAngQ);
Qext1 = AngQ1(:,2);
AngQ2 = 'Quadril_Whittle1.txt';
fAngQ2 = fullfile(pnormal,AngQ2);
AngQ2 = load(fAngQ2);
Qext2 = AngQ2(:,2);
AngQ_w = 'Quadril_Whittle1.txt';
fAngQ = fullfile(pnormal,AngQ_w);
AngQ3 = load(fAngQ);
Qext3 = AngQ3(:,2);

AngJ_w = 'Joelho_Whittle1.txt';
fAngJ = fullfile(pnormal,AngJ_w);
AngJ1 = load(fAngJ);
Jflx1 = -AngJ1(:,2);

```

```

AngJ_w = 'Joelho_Whittle1.txt';
fAngJ = fullfile(pnormal,AngJ_w);
AngJ2 = load(fAngJ);
Jflx2 = -AngJ2(:,2);
AngJ_w = 'Joelho_Whittle1.txt';
fAngJ = fullfile(pnormal,AngJ_w);
AngJ3 = load(fAngJ);
Jflx3 = -AngJ3(:,2);

AngT_w = 'Tornozelo_Whittle1.txt';
fAngT = fullfile(pnormal,AngT_w);
AngT1 = load(fAngT);
Tflx1 = AngT1(:,2);
AngT_w = 'Tornozelo_Whittle1.txt';
fAngT = fullfile(pnormal,AngT_w);
AngT2 = load(fAngT);
Tflx2 = AngT2(:,2);
AngT_w = 'Tornozelo_Whittle1.txt';
fAngT = fullfile(pnormal,AngT_w);
AngT3 = load(fAngT);
Tflx3 = AngT3(:,2);

AngQ_w = (Qext1+Qext2+Qext3)/3;
AngJ_w = (Jflx1+Jflx2+Jflx3)/3;
AngT_w = (Tflx1+Tflx2+Tflx3)/3;

% Porc = 0:100/49:100;
PorcPassada_w =
(AngQ1(:,1)+AngQ2(:,1)+AngQ3(:,1)+AngJ1(:,1)+AngJ2(:,1)+AngJ3(:,1)+AngT1(:,1)+AngT2(:,1)+AngT3(:,1))/900;
t_w = PorcPassada_w*0.88;

```

Obtendo os pontos das variações angulares de (Pietraszewski, 2012)

```

%Variação Angular das articulações - Pietraszewski
pnormal = 'D:\Paulo\Mestrado\Disertacao\MatLab - Disp Serial\Calculos
Velocidades\VariacoesAngulares_Pietraszewski\DadosPietraszewski';
AngQ_pi = 'QuadrilPietraszewskil.txt';
fAngQ = fullfile(pnormal,AngQ_pi);
AngQ1 = load(fAngQ);
Qext1 = AngQ1(:,2);
AngQ2 = 'QuadrilPietraszewskil.txt';
fAngQ2 = fullfile(pnormal,AngQ2);
AngQ2 = load(fAngQ2);
Qext2 = AngQ2(:,2);
AngQ_pi = 'QuadrilPietraszewskil.txt';
fAngQ = fullfile(pnormal,AngQ_pi);
AngQ3 = load(fAngQ);
Qext3 = AngQ3(:,2);

AngJ_pi = 'JoelhoPietraszewskil.txt';
fAngJ = fullfile(pnormal,AngJ_pi);
AngJ1 = load(fAngJ);
Jflx1 = -AngJ1(:,2);
AngJ_pi = 'JoelhoPietraszewskil.txt';

```

```

fAngJ = fullfile(pnormal,AngJ_pi);
AngJ2 = load(fAngJ);
Jflx2 = -AngJ2(:,2);
AngJ_pi = 'JoelhoPietraszewski1.txt';
fAngJ = fullfile(pnormal,AngJ_pi);
AngJ3 = load(fAngJ);
Jflx3 = -AngJ3(:,2);

AngT_pi = 'TornozeloPietraszewski1.txt';
fAngT = fullfile(pnormal,AngT_pi);
AngT1 = load(fAngT);
Tflx1 = AngT1(:,2);
AngT_pi = 'TornozeloPietraszewski1.txt';
fAngT = fullfile(pnormal,AngT_pi);
AngT2 = load(fAngT);
Tflx2 = AngT2(:,2);
AngT_pi = 'TornozeloPietraszewski1.txt';
fAngT = fullfile(pnormal,AngT_pi);
AngT3 = load(fAngT);
Tflx3 = AngT3(:,2);

AngQ_pi = (Qext1+Qext2+Qext3)/3;
AngJ_pi = (Jflx1+Jflx2+Jflx3)/3;
AngT_pi = (Tflx1+Tflx2+Tflx3)/3;

Porc = 0:100/49:100;
PorcPassada_pi =
(AngQ1(:,1)+AngQ2(:,1)+AngQ3(:,1)+AngJ1(:,1)+AngJ2(:,1)+AngJ3(:,1)+AngT1(:,1)+AngT2(:,1)+AngT3(:,1))/900;
t_pi = PorcPassada_pi*1.09;

```

Encontrando a média angular de cada articulação, das variações angulares dos autores estudados no Capítulo III.

```

AngQ_M = (AngQ_v+AngQ_w+AngQ_pi+AngQ_p)/4;
AngJ_M = (AngJ_v+AngJ_w+AngJ_pi+AngJ_p)/4;
AngT_M = (AngT_v+AngT_w+AngT_pi+AngT_p)/4;
PorcPassada =
100*(PorcPassada_v+PorcPassada_p+PorcPassada_w+PorcPassada_pi)/4;
t_min = PorcPassada*t_min/100;

```

Figura 3.13, que representa as variações angulares das articulações utilizadas para a simulação.

```

figure(2)
plot(PorcPassada,AngQ_M,'-k','LineWidth',2)
title('Variação Angular do Quadril em um ciclo de passada')
xlabel('Porcentagem Passada [%]'); ylabel('Angulo [°]');grid

figure(3)
plot(PorcPassada,AngJ_M,'-k','LineWidth',2)
title('Variação Angular do Joelho em um ciclo de passada')
xlabel('Porcentagem Passada [%]'); ylabel('Angulo [°]');grid

figure(4)

```

```
plot(PorcPassada,AngT_M,'-k','LineWidth',2)
title('Variação Angular do Tornozelo em um ciclo de passada')
xlabel('Porcentagem Passada [%]'); ylabel('Angulo [°]'); grid
```

Parte do programa referente à modelagem geométrica direta do modelo serial plano do membro inferior, conforme Eqs (A.1.1) e (A.1.2) e Fig. (A.1.1)

```
for i=1:length(AngQ_v)
    fig1 = figure(1);
    set( 0 , 'CurrentFigure' , fig1)
    hold on
    %-----Parametros de entrada
    q1o = AngQ_M(i);
    q2o = AngJ_M(i);
    q3o = AngT_M(i);

    xpo(i) = -1/2*pe_m+0.1;                                ypo(i) =
    coxa_m+perna_m+0.27;                                     %Posição do Quadril
    xpA(i) = xpo(i) + coxa_m*sind(q1o);                   ypA(i) = ypo(i) -
    coxa_m*cosd(q1o);                                     %Posição do Joelho
    xpB(i) = xpA(i) + perna_m*sind(q1o+q2o);           ypB(i) = ypA(i) -
    perna_m*cosd(q1o+q2o);                                %Posição do Tornozelo
    xpM(i) = xpB(i) + hcalc_m*sind(q1o+q2o+q3o);       ypM(i) = ypB(i) -
    hcalc_m*cosd(q1o+q2o+q3o);
    xpc(i) = xpM(i) + pe_m*cosd(q1o+q2o+q3o);          ypC(i) = ypM(i) +
    pe_m*sind(q1o+q2o+q3o);                                %Posição da ponta do pé

    xplatM(i) = xpc(i) - 1/2*pe_m*cosd(q1o+q2o+q3o) +
    0.0025*sind(q1o+q2o+q3o);                            % [m]   Posição x do ponto Médio da
    Plataforma
    yplatM(i) = ypC(i) - 1/2*pe_m*sind(q1o+q2o+q3o) -
    0.0025*cosd(q1o+q2o+q3o);                            % [m]   Posição y do ponto Médio da
    Plataforma
    th2(i) = q1o+q2o+q3o;                                % [rad]
    Angulo da placa de apoio do pé
    cla

    line([xpo(i),xpA(i)],[ypo(i),ypA(i)],'Color','y','LineWidth',2,'LineStyle',
    '-');

    line([xpA(i),xpB(i)],[ypA(i),ypB(i)],'Color','y','LineWidth',2,'LineStyle',
    '-');

    line([xpB(i),xpM(i)],[ypB(i),ypM(i)],'Color','y','LineWidth',2,'LineStyle',
    '-');

    line([xpM(i),xpc(i)],[ypM(i),ypC(i)],'Color','y','LineWidth',2,'LineStyle',
    '-');

    line([xpB(i),xpc(i)],[ypB(i),ypC(i)],'Color','y','LineWidth',2,'LineStyle',
    '-');
    title('MGI +, Solução 1');
    axis('equal');
end
```

Considerando o tempo de ciclo, faz-se o cálculo da derivada da posição do pé na direção horizontal e vertical, obtendo assim variação da velocidade do centro do pé nestas direções.

```
vx_pe = diff(xplatM)./diff(t_min);
vy_pe = diff(yplatM)./diff(t_min);
figure(5)
plot(t_min(1:length(vx_pe)),vy_pe)
grid, title('Velocidade do centro do pé na vertical')
xlabel('Tempo [s]'); ylabel('Velocidade [m/s]')
figure(6)
plot(t_min(1:length(vx_pe)),vx_pe)
grid, title('Velocidade do centro do pé na horizontal')
xlabel('Tempo [s]'); ylabel('Velocidade [m/s]')
```


APÊNDICE A.2

Programa da modelagem geométrica do dispositivo atuado por cabos

Considerando a variação da orientação da plataforma conforme a variação do pé obtida na modelagem geométrica do membro inferior (Apêndice A.1), são dados as dimensões da estrutura, conforme Fig. 4.4.

```
%Simulação do Equipamento de Reabilitação da passada humana.

%=====Programa para MGI:
%===== -> Determinação da Posição e Orientação de B2 para obter q1 e q2
close all; clear all; clc

%MGD Passada.

lPlat = 0.35/2;           %[m]    Comprimento da metade da plataforma
a =2;                      %[m]    Distância entre os dois motores (B2 e B3)
h = 2;                      %[m]    Altura dos motores dos cabos (B2 e B3)
```

Obtendo a configuração da estrutura para cada orientação da plataforma conforme o movimento do pé na marcha humana, a partir dos dados apresentados na Fig. 3.13.

```
for i=1:1:length(t_min)
fig1 = figure(1);
set( 0 , 'CurrentFigure' , fig1)
hold on
%----Parametros de entrada
q1o = AngQ_M(i);      %Média variação angular Quadril
q2o = AngJ_M(i);      %Média variação angular Joelho
```

```

q3o = AngT_M(i);      %Média variação angular Tornozelo

xpo(i) = -1/2*pe_m+0.01;
ypo(i) = coxa_m+perna_m+0.4;                      %Posição do Quadril
xpA(i) = xpo(i) + coxa_m*sind(q1o);
ypA(i) = ypo(i) - coxa_m*cosd(q1o);                %Posição do Joelho
xpB(i) = xpA(i) + perna_m*sind(q1o+q2o);
ypB(i) = ypA(i) - perna_m*cosd(q1o+q2o);          %Posição do Tornozelo
xpM(i) = xpB(i) + hcalc_m*sind(q1o+q2o+q3o);
ypM(i) = ypB(i) - hcalc_m*cosd(q1o+q2o+q3o);
xpC(i) = xpM(i) + pe_m*cosd(q1o+q2o+q3o);
ypC(i) = ypM(i) + pe_m*sind(q1o+q2o+q3o);        %Posição da ponta do pé

xplatM(i) = xpC(i) - 1/2*pe_m*cosd(q1o+q2o+q3o) +
0.000025*sind(q1o+q2o+q3o);                      %[m]  Posição x do ponto Médio da
Plataforma
yplatM(i) = ypC(i) - 1/2*pe_m*sind(q1o+q2o+q3o) -
0.000025*cosd(q1o+q2o+q3o);                      %[m]  Posição y do ponto Médio da
Plataforma
th(i) = q1o+q2o+q3o;
%[rad] Angulo da placa de apoio do pé

%-----Parametros de entrada da estrutura - Posição e orientação da
plataforma

A1x(i) = xplatM(i);
A1y(i) = yplatM(i);

%----- Pontos fixos da estrutura
B1x = 0;          B1y = 0;
B2x = -a;         B2y = h;
B3x = a;          B3y = h;

A2x(i) = xplatM(i)-(lPlat)*cosd(th(i));
A2y(i) = yplatM(i)-(lPlat)*sind(th(i));
A3x(i) = xplatM(i)+(lPlat)*cosd(th(i));
A3y(i) = yplatM(i)+(lPlat)*sind(th(i));

%Comprimento dos atuadores
q1 = sqrt((A1x-B1x).^2+(A1y-B1y).^2);
q2 = sqrt((A2x-B2x).^2+(A2y-B2y).^2);
q3 = sqrt((A3x-B3x).^2+(A3y-B3y).^2);

pause(0.1)
cla;
set(0, 'CurrentFigure', fig1)
plot(B1x,B1y,'*b',B2x,B2y,'*b',B3x,B3y,'*b');
plot(A2x(i),A2y(i),'or',A3x(i),A3y(i),'or');
line([B2x,A2x(i)],[B2y,A2y(i)],'LineWidth',3,'LineStyle','--');
line([A2x(i),A3x(i)],[A2y(i),A3y(i)],'LineWidth',3);
line([B3x,A3x(i)],[B3y,A3y(i)],'LineWidth',3,'LineStyle','--');
line([B1x,A1x(i)],[B1y,A1y(i)],'LineWidth',3,'LineStyle','--');
title('Configuração da Estrutura');
axis('equal');
end

```

APÊNDICE A.3

Análise da Singularidade e Modelagem Estática do dispositivo atuado por cabos

1. Singularidade

Através da análise geométrica, para o dispositivo atuado por cabos, realizada no Capítulo 4, pode-se obter a seguinte função que relaciona os atuadores com a posição da plataforma móvel, conforme a Fig.4.4.

$$r_1^2 = x^2 + y^2 \quad (\text{A.3.1})$$

$$r_2^2 = (x + c - b \cdot c(\theta))^2 + (y - h - b \cdot s(\theta))^2 \quad (\text{A.3.2})$$

$$r_3^2 = (x - c + b \cdot c(\theta))^2 + (y - h + b \cdot s(\theta))^2 \quad (\text{A.3.3})$$

Derivando as Eq. (A.3.1), (A.3.2) e (A.3.3), obtém-se:

$$r_1 \cdot \dot{r}_1 = x + y \quad (\text{A.3.4})$$

$$r_2 \cdot \dot{r}_2 = (x + c - b \cdot c(\theta)) \cdot (\dot{x} + b \cdot s(\theta) \cdot \dot{\theta}) + (y - h - b \cdot s(\theta)) \cdot (\dot{y} - b \cdot c(\theta) \cdot \dot{\theta}) \quad (\text{A.3.5})$$

$$r_3 \cdot \dot{r}_3 = (x - c + b \cdot c(\theta)) \cdot (\dot{x} - b \cdot s(\theta) \cdot \dot{\theta}) + (y - h + b \cdot s(\theta)) \cdot (\dot{y} + b \cdot c(\theta) \cdot \dot{\theta}) \quad (\text{A.3.6})$$

Podendo ser apresentada na forma matricial, conforme a Eq. (7):

$$\begin{bmatrix} r_1 & 0 & 0 \\ 0 & r_2 & 0 \\ 0 & 0 & r_3 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{r}_1 \\ \dot{r}_2 \\ \dot{r}_3 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} x & y & 0 \\ x + c - bc(\theta) & y - h - bs(\theta) & b((x + c)s(\theta) - (y - h)c(\theta)) \\ x - c + bc(\theta) & y - h + bs(\theta) & b((c - x)s(\theta) + (y - h)c(\theta)) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\theta} \end{Bmatrix} \quad (\text{A.3.7})$$

Através da equação matricial, pode-se obter a matriz Jacobiana direta e inversa. Em dispositivos atuados por cabos J_q sempre será uma matriz diagonal e sua singularidade só irá ocorrer quando um dos atuadores possuir o comprimento nulo, ou seja, ocorrer à coincidência do ponto A e B (TAVOLIERI, 2008; YU, 2007). Assim, por esta razão a singularidade direta não existe em dispositivos atuados por cabos. Consequentemente, não existirá a simultânea entre os dois Jacobianos.

Ao realizar o estudo do Jacobiano inverso, desenvolvendo o seu determinante igual à zero, encontrou-se uma relação em função das dimensões do dispositivo e da orientação e posição da plataforma, conforme, Eq. (8):

$$h^2 xc\theta - a^2 ys\theta + hx^2 s\theta - hxy c\theta - bax s^2\theta + bay c\theta s\theta = 0 \quad (\text{A.3.8})$$

Assim, para a configuração com $\theta = 0$, obtém-se uma posição de singularidade quando a altura do motor coincide com a altura do centro plataforma, alinhando os atuadores q_2 e q_3 , conforme Fig. A.3.1.

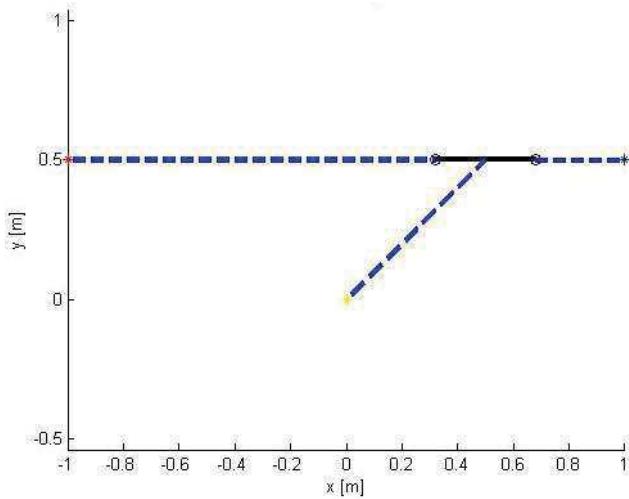


Figura A.3. 1 - Posição singular do dispositivo atuado por cabos, angulação da plataforma nula.

Para as demais posições foi desenvolvido um programa para encontrar as configurações de singularidade dentro do espaço de trabalho da marcha humana.

Assim foi verificado que com o alinhamento do atuador q_1 com o q_2 ou q_3 , o dispositivo passa por um ponto de singularidade.

2. Modelagem Estática

Para a modelagem estática foi utilizada uma força externa (F_R) aplicada na plataforma, que simula o peso do paciente acrescentado à uma força de resistência ao seu movimento, devido à sua dificuldade de locomoção. Assim, é possível calcular as forças F_1 , F_2 e F_3 dos atuadores requeridas para suportar a força de resistência do paciente, verificando se as forças F_2 e F_3 serão, em todas as situações, de tração.

A Figura A.3.2 apresenta os vetores das forças com suas respectivas orientações. Verifica-se que a direção das forças serão sempre as mesmas dos atuadores. Deste modo, é possível obter os ângulos destas orientações através da modelagem geométrica, conforme:

$$\phi_1 = \text{atan} \left(\frac{A_{1y} - B_{1y}}{A_{1x} - B_{1x}} \right) \quad (\text{A.3.9})$$

$$\phi_2 = \tan^{-1} \left(\frac{A_{2y} - B_{2y}}{A_{2x} - B_{2x}} \right) \quad (\text{A.3.10})$$

$$\phi_3 = \tan^{-1} \left(\frac{A_{3y} - B_{3y}}{A_{3x} - B_{3x}} \right). \quad (\text{A.3.11})$$

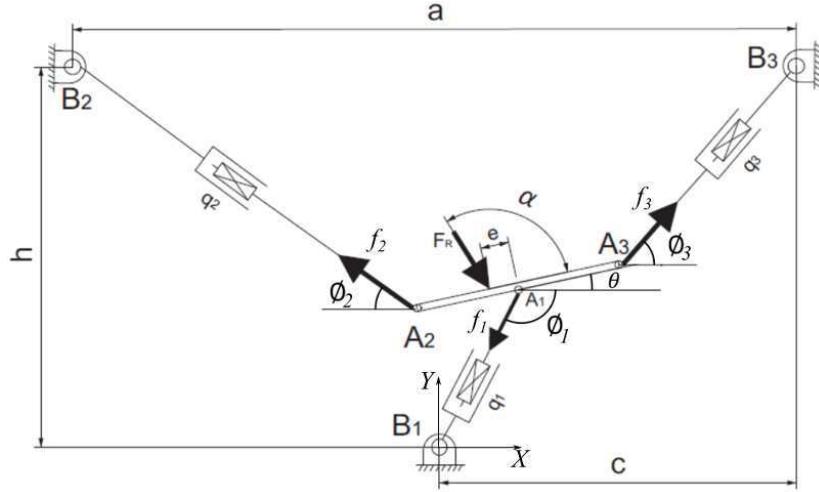


Figura A.3. 2 - Representação das forças que atuam na plataforma móvel do dispositivo.

Realizando o somatório das forças nas direções X e Y e o momento que atua no ponto A_1 iguais às forças e momentos gerados pela força externa, é possível encontrar a relação entre as forças dos atuadores e os esforços externos, conforme a Eq. A.3.12.

$$\begin{bmatrix} c\phi_1 & -c\phi_2 & c\phi_3 \\ s\phi_1 & s\phi_2 & s\phi_3 \\ 0 & bs(\phi_2 + \alpha) & -bs(\phi_3 + \alpha) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_R \cdot s(\alpha + \theta) \\ F_R \cdot s(\alpha + \theta) \\ F_R \cdot e \cdot s(\alpha) \end{bmatrix} \quad (\text{A.3.12})$$

Resolvendo o sistema de forças para as posições da plataforma orientada conforme a marcha humana, ocorreram forças de compressão nos cabos. Assim, foi verificado a não funcionalidade do dispositivo para a função desejada.

Destaca-se a possibilidade de utilização de procedimentos de otimização para eliminação das configurações de singularidade e das forças negativas nos cabos neste mecanismo proposto. Outra possibilidade consiste em aumentar a quantidade de cabos, estas possibilidades serão estudadas em trabalhos futuros.

APÊNDICE A.4

Programa do dispositivo modificado com atuadores lineares

Inicialmente foram adotadas as dimensões do dispositivo, conforme Fig. 4.6, apresentada no estudo da modelagem geométrica do dispositivo modificado com atuadores lineares.

```
%=====Programa para MGI:  
%===== -> Modelagem Geométrica do dispositivo com atuadores lineares  
close all; clear all; clc  
  
%----->> Comprimento das barras que conectam os atuadores à plataforma  
l1 = 0.45; l2 = 0.40;  
%----->> Configurações da plataforma  
lPlat = 0.35/2; % [m] Comprimento da metade da plataforma  
l1p = 0.095; l2p = 0.195;  
a = 0.15; c = 0.03; b = lPlat-a-c;  
%----->> Características guias lineares  
Abx = -1.100; Bbx = 1.100;  
Aby = -0.036; Bby = Aby;  
h=0.043;
```

A movimentação da plataforma é estabelecida de acordo com a movimentação do pé durante a marcha humana, conforme apresentado no Apêndice A.1. Assim, foram utilizadas as orientações e posições do centro do pé, para obter as variações necessárias nos atuadores.

```

for i=1:length(AngQ_v)
    fig1 = figure(1);
    set( 0 , 'CurrentFigure' , fig1)
    hold on
    %-----Parametros de entrada
    q1o = AngQ_M(i);
    q2o = AngJ_M(i);
    q3o = AngT_M(i);

    xpo(i) = -1/2*pe_m+0.1;
    ypo(i) = coxa_m+perna_m+0.27; %Posição do Quadril
    xpA(i) = xpo(i) + coxa_m*sind(q1o);
    ypA(i) = ypo(i) - coxa_m*cosd(q1o); %Posição do Joelho
    xpB(i) = xpA(i) + perna_m*sind(q1o+q2o);
    ypB(i) = ypA(i) - perna_m*cosd(q1o+q2o); %Posição do Tornozelo
    xpM(i) = xpB(i) + hcalc_m*sind(q1o+q2o+q3o);
    ypM(i) = ypB(i) - hcalc_m*cosd(q1o+q2o+q3o);
    xpC(i) = xpM(i) + pe_m*cosd(q1o+q2o+q3o);
    ypC(i) = ypM(i) + pe_m*sind(q1o+q2o+q3o); %Posição da ponta do pé

    xplatM(i) = xpC(i) - 1/2*pe_m*cosd(q1o+q2o+q3o) +
    0.0025*sind(q1o+q2o+q3o); % [m] Posição x do ponto Médio da Plataforma
    yplatM(i) = ypC(i) - 1/2*pe_m*sind(q1o+q2o+q3o) -
    0.0025*cosd(q1o+q2o+q3o); % [m] Posição y do ponto Médio da Plataforma
    th2(i) = q1o+q2o+q3o; % [rad] Angulo da placa de apoio do pé

```

Obtenção dos pontos referentes às articulações da plataforma (A_1 e A_2), a partir do centro da plataforma, conforme Fig. 4.6.

```

A12 = [xplatM(i)-lPlat*cosd(th2(i));yplatM(i)-lPlat*sind(th2(i));-
l1p/2];
A12_2 = [xplatM(i)-lPlat*cosd(th2(i));yplatM(i)-
lPlat*sind(th2(i));l1p/2];
A34 = [xplatM(i)+lPlat*cosd(th2(i));yplatM(i)+lPlat*sind(th2(i));-
l2p/2];
A34_4 =
[xplatM(i)+lPlat*cosd(th2(i));yplatM(i)+lPlat*sind(th2(i));l2p/2];

L_12 =
A12+[0.015*cosd(th2(i))+0.01718*sind(th2(i));0.015*sind(th2(i))-
0.01718*cosd(th2(i));0];
L_12_2 =
A12_2+[0.015*cosd(th2(i))+0.01718*sind(th2(i));0.015*sind(th2(i))-
0.01718*cosd(th2(i));0];
L_34 = A34-[0.015*cosd(th2(i))-
0.01718*sind(th2(i));0.015*sind(th2(i))+0.01718*cosd(th2(i));0];
L_34_4 = A34_4-[0.015*cosd(th2(i))-
0.01718*sind(th2(i));0.015*sind(th2(i))+0.01718*cosd(th2(i));0];

L_12x(i) = L_12(1,1); L_12y(i) = L_12(2,1);
L_34x(i) = L_34(1,1); L_34y(i) = L_34(2,1);

```

Calculo da posição dos atuadores, dos vetores orientação das barras e estudo da manipulabilidade da estrutura, conforme Eqs. (4.17) e (4.18) respectivamente.

```

c1x(i) = L_12x(i)-sqrt(l1^2-L_12y(i)^2);
c1y(i) = 0;
c2x(i) = L_12x(i)+sqrt(l1^2-L_12y(i)^2);
c2y(i) = 0;
c3x(i) = L_34x(i)-sqrt(l2^2-L_34y(i)^2-h^2+2*h*L_34y(i));
c3y(i) = 0.043;
c4x(i) = L_34x(i)+sqrt(l2^2-L_34y(i)^2-h^2+2*h*L_34y(i));
c4y(i) = 0.043;

z1 = (L_12-[c1x(i);c1y(i);L_12(3)])/l1;
z2 = (L_12-[c2x(i);c2y(i);L_12(3)])/l1;
z3 = (L_34-[c3x(i);c3y(i);L_34(3)])/l2;
z4 = (L_34-[c4x(i);c4y(i);L_34(3)])/l2;

Rteta = [0 -1 0;1 0 0;0 0 0];
R = [cosd(th2(i)) -sind(th2(i)) 0; sind(th2(i)) cosd(th2(i)) 0;0 0 0];
s_12 = [-lPlat;0;0]; s_34 = [lPlat;0;0];
Je = [z1(1,1) z1(2,1) z1'*Rteta*R*s_12
      z2(1,1) z2(2,1) z2'*Rteta*R*s_12
      z3(1,1) z3(2,1) z3'*Rteta*R*s_34
      z4(1,1) z4(2,1) z4'*Rteta*R*s_34];
Jc = [z1'*Vet_a_int 0 0 0
      0 z2'*Vet_a_int 0 0
      0 0 z3'*Vet_a_int 0
      0 0 0 z4'*Vet_a_int];
Jce = inv(Jc)*Je;

w(i) = sqrt(det(Jce'*Jce));

```

Cálculo das forças que os atuadores estão sujeitos e das forças nas barras, conforme Eq. (4.25).

```

fe = [-sind(th2(i))*F; cosd(th2(i))*F; -F*0.1];

fc = pinv(Jce')*fe;

fl = -inv(Jc)*fc;

fc1(i) = -fc(1,1);
fc2(i) = -fc(2,1);
fc3(i) = -fc(3,1);
fc4(i) = -fc(4,1);

fl1(i) = -fl(1,1);
fl2(i) = -fl(2,1);
fl3(i) = -fl(3,1);
fl4(i) = -fl(4,1);

```

Simulação do movimento realizado pelo dispositivo modificado com atuadores lineares, considerando movimento da plataforma conforme a marcha humana.

```

plot(c1x(i),c1y(i),'ob',c2x(i),c2y(i),'or',c3x(i),c3y(i),'ok',c4x(i),c4y(i)
,'oy',0,0,'*b');
plot(L_12x(i),L_12y(i),'ok',L_34x(i),L_34y(i),'or');
plot(A12(1,1),A12(2,1),'*k',A34(1,1),A34(2,1),'*r');
line([A12(1,1),A12(1,1)],[A12(2,1),A12(2,1)],[L_12(3,1),L_12_2(3,1)],'Color
','k','LineWidth',3,'LineStyle','-');
line([A34(1,1),A34(1,1)],[A34(2,1),A34(2,1)],[L_34(3,1),L_34_4(3,1)],'Color
','k','LineWidth',3,'LineStyle','-');
line([A12(1,1),A12(1,1)+a*cosd(th2(i))],[A12(2,1),A12(2,1)+a*sind(th2(i))],
[L_12(3,1),L_12(3,1)],'Color','k','LineWidth',3,'LineStyle','-');
line([A12(1,1),A12(1,1)+a*cosd(th2(i))],[A12(2,1),A12(2,1)+a*sind(th2(i))],
[L_12_2(3,1),L_12_2(3,1)],'Color','k','LineWidth',3,'LineStyle','-');
line([A12(1,1)+a*cosd(th2(i)),A34(1,1)-
c*cosd(th2(i))],[A12(2,1)+a*sind(th2(i)),A34(2,1)-
c*sind(th2(i))],[L_12(3,1),L_34(3,1)],'Color','k','LineWidth',3,'LineStyle
','-');
line([A34(1,1)-c*cosd(th2(i)),A34(1,1)],[A34(2,1)-
c*sind(th2(i)),A34(2,1)],[L_34(3,1),L_34(3,1)],'Color','k','LineWidth',3,'L
ineStyle','-');
line([A34(1,1)-c*cosd(th2(i)),A34(1,1)],[A34(2,1)-
c*sind(th2(i)),A34(2,1)],[L_34_4(3,1),L_34_4(3,1)],'Color','k','LineWidth',3
,'LineStyle','-');
line([c1x(i),L_12x(i)],[c1y(i),L_12y(i)],[L_12(3,1)-0.002,L_12(3,1)-
0.002],'LineWidth',2,'LineStyle','--');
line([c1x(i),L_12x(i)],[c1y(i),L_12y(i)],[L_12_2(3,1)+0.002,L_12_2(3,1)+0.0
02],'LineWidth',2,'LineStyle','--');
line([c2x(i),L_12x(i)],[c2y(i),L_12y(i)],[L_12(3,1)-0.004,L_12(3,1)-
0.004],'LineWidth',2,'LineStyle','--');
line([c2x(i),L_12x(i)],[c2y(i),L_12y(i)],[L_12_2(3,1)+0.004,L_12_2(3,1)+0.0
04],'LineWidth',2,'LineStyle','--');
line([c3x(i),L_34x(i)],[c3y(i),L_34y(i)],[L_34(3,1)-0.002,L_34(3,1)-
0.002],'LineWidth',2,'LineStyle','--');
line([c3x(i),L_34x(i)],[c3y(i),L_34y(i)],[L_34_4(3,1)+0.002,L_34_4(3,1)+0.0
02],'LineWidth',2,'LineStyle','--');
line([c4x(i),L_34x(i)],[c4y(i),L_34y(i)],[L_34(3,1)-0.004,L_34(3,1)-
0.004],'LineWidth',2,'LineStyle','--');
line([c4x(i),L_34x(i)],[c4y(i),L_34y(i)],[L_34_4(3,1)+0.004,L_34_4(3,1)+0.0
04],'LineWidth',2,'LineStyle','--');
line([Abx,Bbx],[Abx,Bbx],[L_12(3,1)+0.0175,L_12(3,1)+0.0175],'Color','k','L
ineWidth',3,'LineStyle','-');
line([Abx,Bbx],[Abx,Bbx],[L_12_2(3,1)-0.0175,L_12_2(3,1)-
0.0175],'Color','k','LineWidth',3,'LineStyle','-');
line([Abx,Bbx],[Abx,Bbx],[L_34(3,1)+0.0025,L_34(3,1)+0.0025],'Color','k','L
ineWidth',3,'LineStyle','-');
line([Abx,Bbx],[Abx,Bbx],[L_34_4(3,1)-0.0025,L_34_4(3,1)-
0.0025],'Color','k','LineWidth',3,'LineStyle','-');
title('MGI +, Solução 1');
axis('equal');
end

```

APÊNDICE A.5

Verificação da interferência mecânica do dispositivo modificado com atuadores lineares

Para a análise das interferências do dispositivo deve ser realizada uma modelagem tridimensional, para verificar se as hastes internas e a plataforma móvel terão colisão durante o movimento da marcha humana, conforme apresentado na Fig. A.5.1.

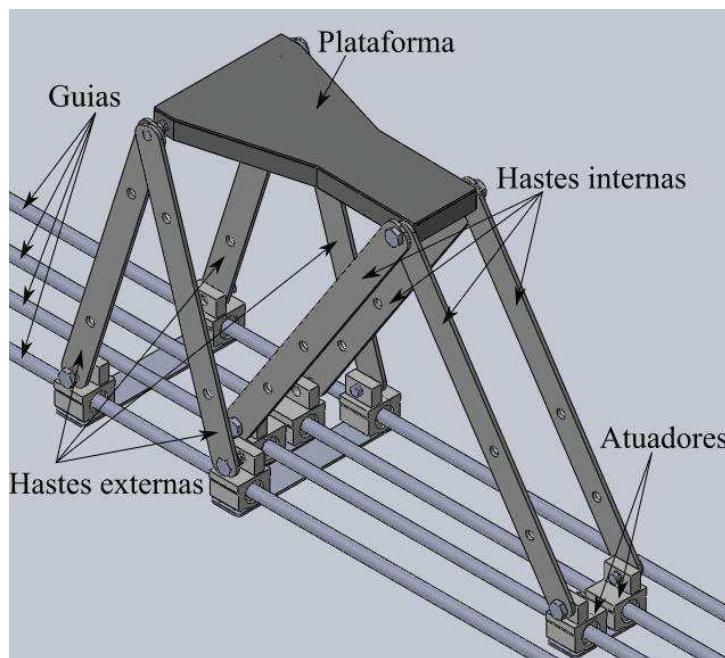


Figura A.5. 1 - Modelo tridimensional do dispositivo com atuadores lineares

Para a simulação foram analisadas a movimentação da haste interna e da lateral da plataforma. Assim, para obter a configuração da plataforma já se conhece a variação dos seus vértices, através da modelagem geométrica inversa apresentada no Capítulo IV. Também já são conhecidas as variações das conexões da haste, em função da movimentação dos atuadores e da plataforma.

Inicialmente são selecionadas as dimensões do dispositivo, tais como: comprimento das hastes internas e externas; dimensões da plataforma; comprimento das guias; e a diferença das alturas entre as guias, conforme apresentado no Capítulo IV.

```
%=====Programa para MG1:
%===== -> Determinação se há interferência entre a barra e a plataforma
close all; clear all; clc
%----->> Comprimento das barras que conectam os atuadores à plataforma
l1 = 0.45; l2 = 0.40;
%----->> Configurações da plataforma
lPlat = 0.35/2; % [m] Comprimento da metade da plataforma
l1p = 0.095; l2p = 0.195;
a = 0.15; c = 0.03; b = lPlat-a-c;
%----->> Características guias lineares
Abx = -1.100; Bbx = 1.100;
Aby = -0.036; Bby = Aby;
h=0.043;
%----->> Contador de interferências
inter=0;
```

Considerando os ângulos obtidos conforme Apêndice A.1 para a marcha humana, calculam-se os pontos das barras e da plataforma para cada posição da marcha.

```
for i=1:1:length(AngQ_v)
    %----Parametros de entrada
    q1o = AngQ_M(i);
    q2o = AngJ_M(i);
    q3o = AngT_M(i);
    xpo(i) = -1/2*pe_m+0.1; ypo(i) =
    coxa_m+perna_m+0.27; %Posição do Quadril
    xpA(i) = xpo(i) + coxa_m*sind(q1o); ypA(i) = ypo(i) -
    coxa_m*cosd(q1o); %Posição do Joelho
    xpb(i) = xpA(i) + perna_m*sind(q1o+q2o); ypB(i) = ypA(i) -
    perna_m*cosd(q1o+q2o); %Posição do Tornozelo
    xpM(i) = xpb(i) + hcalc_m*sind(q1o+q2o+q3o); ypM(i) = ypB(i) -
    hcalc_m*cosd(q1o+q2o+q3o);
    xpc(i) = xpM(i) + pe_m*cosd(q1o+q2o+q3o); ypC(i) = ypM(i) +
    pe_m*sind(q1o+q2o+q3o); %Posição da ponta do pé

    xplatM(i) = xpc(i) - 1/2*pe_m*cosd(q1o+q2o+q3o) +
    0.0025*sind(q1o+q2o+q3o); % [m] Posição x do ponto Médio da
    Plataforma
    yplatM(i) = ypC(i) - 1/2*pe_m*sind(q1o+q2o+q3o) -
    0.0025*cosd(q1o+q2o+q3o); % [m] Posição y do ponto Médio da
    Plataforma
    th2(i) = q1o+q2o+q3o; % [rad] Angulo da placa de apoio do pé
```

```

A12 = [xplatM(i)-lPlat*cosd(th2(i));yplatM(i)-lPlat*sind(th2(i));-l1p/2];
A12_2 = [xplatM(i)-lPlat*cosd(th2(i));yplatM(i)-
lPlat*sind(th2(i));l1p/2];
A34 = [xplatM(i)+lPlat*cosd(th2(i));yplatM(i)+lPlat*sind(th2(i));-l2p/2];
A34_4 =
[xplatM(i)+lPlat*cosd(th2(i));yplatM(i)+lPlat*sind(th2(i));l2p/2];
L_12 = A12+[0.015*cosd(th2(i))+0.01718*sind(th2(i));0.015*sind(th2(i))-0.01718*cosd(th2(i));0];
L_12_2 =
A12_2+[0.015*cosd(th2(i))+0.01718*sind(th2(i));0.015*sind(th2(i))-0.01718*cosd(th2(i));0];
L_34 = A34-[0.015*cosd(th2(i))-0.01718*sind(th2(i));0.015*sind(th2(i))+0.01718*cosd(th2(i));0];
L_34_4 = A34_4-[0.015*cosd(th2(i))-0.01718*sind(th2(i));0.015*sind(th2(i))+0.01718*cosd(th2(i));0];
L_12x(i) = L_12(1,1); L_12y(i) = L_12(2,1);
L_34x(i) = L_34(1,1); L_34y(i) = L_34(2,1);

c1x(i) = L_12x(i)-sqrt(l1^2-L_12y(i)^2); c1y(i) = 0;
c2x(i) = L_12x(i)+sqrt(l1^2-L_12y(i)^2); c2y(i) = 0;
c3x(i) = L_34x(i)-sqrt(l2^2-L_34y(i)^2-h^2+2*h*L_34y(i)); c3y(i) = h;
c4x(i) = L_34x(i)+sqrt(l2^2-L_34y(i)^2-h^2+2*h*L_34y(i)); c4y(i) = h;

```

Após obter a movimentação da plataforma e dos atuadores, são encontrados os segmentos que representam a plataforma e a haste interna. Utilizando um contador foi calculada a distância entre os dois segmentos, e quando esta for menor que 0,02m é considerado que houve a interferência e acrescenta um valor ao contador.

```

PlatX1(i) = A12(1,1)+a*cosd(th2(i)); PlatY1(i)=A12(2,1)+a*sind(th2(i));
PlatZ1 = L_12_2(3,1);
PlatX2(i) = A34(1,1)-c*cosd(th2(i)); PlatY2(i)=A34(2,1)-c*sind(th2(i));
PlatZ2 = L_34_4(3,1);
BarX1(i) = c2x(i); BarY1(i) = c2y(i); BarZ1 = L_12_2(3,1)+0.004;
BarX2(i) = L_12x(i); BarY2(i) = L_12y(i); BarZ2 = BarZ1;
Plat1 = [PlatX1(i); PlatY1(i); PlatZ1]; Plat2 = [PlatX2(i); PlatY2(i);
PlatZ2];
Bar1 = [BarX1(i);BarY1(i);BarZ1]; Bar2 = [BarX2(i);BarY2(i);BarZ2];
cPlat = (sqrt((PlatX1(i)-PlatX2(i))^2+(PlatY1(i)-PlatY2(i))^2+(PlatZ1-
PlatZ2)^2));
cBar = (sqrt((BarX1(i)-BarX2(i))^2+(BarY1(i)-BarY2(i))^2+(BarZ1-
BarZ2)^2));
VetPlat = (Plat2-Plat1)/cPlat;
VetBar = (Bar2-Bar1)/cBar;

VetPxB = cross(VetPlat,VetBar);
dist = abs(dot((Plat1-
Bar1),VetPxB))/sqrt(VetPxB(1)^2+VetPxB(2)^2+VetPxB(3)^2);
if (dist<0.02)
    inter = inter+1;
end
end

```