



Universidade de Brasília
Faculdade de Tecnologia

**Estudo e desenvolvimento de
exoesqueleto robótico com controle de
equilíbrio**

Cleyton Erick Caldas Sá

PROJETO FINAL DE CURSO
ENGENHARIA DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO

Brasília
2025

Universidade de Brasília
Faculdade de Tecnologia

Estudo e desenvolvimento de exoesqueleto robótico com controle de equilíbrio

Cleyton Erick Caldas Sá

Projeto Final de Curso submetido como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro de Controle e Automação.

Orientador: Prof. Dr. Walter de Britto Vidal Filho

Brasília
2025

FICHA CATALOGRÁFICA

Caldas Sá, Cleyton Erick.

Estudo e desenvolvimento de exoesqueleto robótico com controle de equilíbrio / Cleyton Erick Caldas Sá; orientador Walter de Britto Vidal Filho. -- Brasília, 2025.

101 p.

Projeto Final de Curso (Engenharia de Controle e Automação) -- Universidade de Brasília, 2025.

1. Exoesqueleto. 2. Auto-equilíbrio. 3. Controle. 4. Reabilitação. I. Britto Vidal Filho, Walter de, orient. II. Título.

**Universidade de Brasília
Faculdade de Tecnologia**

**Estudo e desenvolvimento de exoesqueleto robótico com
controle de equilíbrio**

Cleyton Erick Caldas Sá

Projeto Final de Curso submetido como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro de Controle e Automação.

Trabalho aprovado. Brasília, 20 de fevereiro de 2025:

Prof. Dr. Walter de Britto Vidal Filho,
UnB/FT/ENM
Orientador

Prof. Dr. José Mauricio Santos Torres da Motta,
UnB/FT/ENM
Examinador interno

Prof. Dr. Guilherme Caribé de Carvalho,
UnB/FT/ENM
Examinador interno

Dedico este trabalho ao meu pai Cleiton e à minha mãe Délia, cujo esforços imensuráveis e lições inestimáveis, permitiram potencializar meu talento e perseverança, me levando à conquista do final dessa graduação. Também o dedico ao meu irmão mais novo Enzo Estevam, que me fez querer ser alguém melhor a cada dia para servir de referência e suporte.

Agradecimentos

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Walter de Britto, pelo suporte ao longo desta caminhada acadêmica. À minha família, pelo amor, cuidado e incentivo. Aos meus amigos, que me acompanham e torcem pela minha jornada. À minha namorada Lilith por todo seu companheirismo e carinho. Ao meu primo Fernando, que foi de extrema importância nesse período acadêmico, seja nas enriquecedoras discussões sobre engenharia, seja ao compartilhar a alegria da vida em nossas conversas. Também agradeço à equipe de fórmula SAE, Apuama Racing, pela qualificação do meu trabalho e pelo ambiente de ferramentas e amizades que proporciona.

*“Você, eu, ninguém vai bater tão forte como a vida,
Mas não se trata de bater forte,
Se trata de quanto você consegue apanhar e seguir em frente,
O quanto você é capaz de aguentar e continuar tentando,
É assim que se consegue vencer.”
(Rocky Balboa)*

*“Nunca deixe ninguém te dizer que não pode fazer alguma coisa, nem mesmo eu ...
Se você tem um sonho, tem que correr atrás dele.
As pessoas não conseguem vencer, e dizem que você também não vai vencer.
Se você quer uma coisa, corre atrás, ponto.”
(Chris Gardner)*

Resumo

Os exoesqueletos são dispositivos eletromecânicos para auxiliar pessoas com deficiência motora. Sua contribuição é dada pela capacidade de movimentar os membros paralisados, podendo ser empregado na reabilitação ou na assistência. Geralmente, esses dispositivos são para membros inferiores e, na maioria das vezes, é necessário que o usuário tenha condições de se equilibrar usando muletas ou algum outro equipamento de suporte. Existe um outro tipo de exoesqueleto que faz o equilíbrio ativo, não sendo necessário o esforço do usuário. O objetivo deste trabalho é estudar e desenvolver um projeto de sistema autônomo de controle de equilíbrio para exoesqueletos de membros inferiores, eliminando a dependência de equipamentos de suporte externos. Este projeto abrange o estudo, modelagem e implementação de um sistema de equilíbrio para exoesqueletos, desenvolvido por meio de um protótipo em escala reduzida para testes experimentais e validação do sistema de controle. A abordagem adotada segue duas frentes principais: a primeira foca na geração de uma trajetória de caminhada estável e ergonomicamente otimizada, enquanto a segunda busca estabilizar o sistema por meio do posicionamento preciso do pé do exoesqueleto, considerando o conceito de Zero Moment Point (ZMP). Os experimentos foram conduzidos tanto em um modelo digital do sistema quanto no protótipo físico, garantindo uma avaliação abrangente do desempenho da solução proposta.

Palavras-chave: Exoesqueleto; Auto-equilíbrio; Controle; Reabilitação.

Abstract

Exoskeletons are electromechanical devices designed to assist people with motor disabilities. Their contribution lies in the ability to move paralyzed limbs, and they can be employed in rehabilitation or assistance. Typically, these devices are used for the lower limbs, and in most cases, the user must be able to balance using crutches or other support equipment. There is another type of exoskeleton that provides active balance, eliminating the need for the user to exert effort. The objective of this work is to study and develop a project for an autonomous balance control system for lower limb exoskeletons, eliminating the dependence on external support equipment. This project involves the study, modeling, and implementation of a balance system for exoskeletons, developed through a scaled-down prototype for experimental testing and validation of the control system. The adopted approach follows two main fronts: the first focuses on generating a stable and ergonomically optimized walking trajectory, while the second aims to stabilize the system through the precise positioning of the exoskeleton foot, considering the concept of Zero Moment Point (ZMP). The experiments were conducted both on a digital model of the system and on the physical prototype, ensuring a comprehensive evaluation of the proposed solution's performance.

Keywords: Exoskeleton; Self-balance; Control; Rehabilitation.

Lista de figuras

Figura 3.1	Planos Anatômicos	26
Figura 3.2	Junta do Quadril (Perna) Extensão/Flexão	27
Figura 3.3	Junta do Quadril (Perna) Adução/Abdução/ Rotação medial/Rotação lateral	27
Figura 3.4	Junta do Quadril (Tronco) Extensão/Flexão	28
Figura 3.5	Junta do Quadril (Tronco) Flexão Lateral	28
Figura 3.6	Junta do Quadril (Tronco) Rotação	28
Figura 3.7	Joelho Extensão/Flexão	28
Figura 3.8	Junta do pé Inversão/Eversão	29
Figura 3.9	Tornozelo Dorsiflexão/Flexão plantar	29
Figura 3.10	Ciclo de marcha	30
Figura 3.11	Características do ciclo de marcha	31
Figura 3.12	Ângulos de juntas correspondentes às fases do ciclo de marcha	31
Figura 3.13	Transmissão Harmônica	34
Figura 3.14	Esboço de pinagem e funções do ATMEGA328	35
Figura 3.15	Principais características da plataforma Arduino UNO	35
Figura 3.16	Exemplo do sistemas de coordenadas convencionado para um modelo generalizado	38
Figura 3.17	Sistema de referência B rotacionado e transladado	39
Figura 3.18	Modelo cinemático correspondente para perna do exoesqueleto	41
Figura 3.19	Modelo dinâmico correspondente para perna do exoesqueleto	44
Figura 3.20	Exemplo de trajetória para um pé de exoesqueleto	47
Figura 3.21	Pêndulo invertido linear tridimensional	49
Figura 3.22	Exemplo de localização do ZMP numa modelagem de robô bípede	50
Figura 4.1	Exemplo de simulação LIPM - Pêndulo Virtual	53
Figura 4.2	Exemplo de simulação de curva para gerar padrão de caminhada	54
Figura 4.3	Exemplo de simulação do padrão de caminhada em malha aberta - LIPM	54
Figura 4.4	Exemplo de simulação do padrão de caminhada em malha aberta no plano xy - LIPM	55
Figura 4.5	Exemplo de simulação de trajetória dos pés no sistema de coordenadas local - LIPM	55
Figura 4.6	Exemplo de simulação de movimento angular das juntas no padrão de caminhada	56
Figura 4.7	Exemplo de simulação do modelo robótico - padrão de caminhada em malha aberta	56
Figura 5.1	Modelo parametrizado do conjunto usuário e exoesqueleto	61

Figura 5.2	Padrão de caminhada global gerado para o ciclo de marcha - LIPM plano xy	63
Figura 5.3	Padrão de caminhada global gerado para o ciclo de marcha - LIPM . . .	63
Figura 5.4	Padrão de caminhada local gerado para o ciclo de marcha - LIPM	64
Figura 5.5	Orientação de juntas no ciclo de marcha - Cinemática inversa	64
Figura 5.6	Projeto de protótipo Modelo padrão Vista frontal	66
Figura 5.7	Projeto de protótipo Modelo padrão Vista frontal com figura humana . .	66
Figura 5.8	Projeto de protótipo Modelo padrão Vista lateral	67
Figura 5.9	Projeto de protótipo Modelo padrão Vista lateral com figura humana . .	67
Figura 5.10	Projeto de protótipo Modelo padrão Vista em perspectiva	67
Figura 5.11	Projeto de protótipo Modelo padrão Vista em perspectiva com figura humana	67
Figura 5.12	<i>Mockup</i> de papelão Estrutura base - perna	68
Figura 5.13	<i>Mockup</i> de papelão Estrutura base - perna Teste de movimento	68
Figura 5.14	<i>Mockup</i> de papelão Estrutura joelho - pé	68
Figura 5.15	<i>Mockup</i> de papelão Estrutura perna completa	68
Figura 5.16	Protótipo Vista frontal	69
Figura 5.17	Protótipo Vista lateral	69
Figura 5.18	Protótipo Eletrônica	70
Figura 5.19	Protótipo Construção completa	70
Figura 6.1	Preparação de meio passo para posicionamento do ciclo de marcha . . .	73
Figura 6.2	Contato inicial	73
Figura 6.3	Resposta à carga	73
Figura 6.4	Apoio médio	73
Figura 6.5	Apoio final	74
Figura 6.6	Pré-balanço	74
Figura 6.7	Balanço inicial	74
Figura 6.8	Balanço médio	74
Figura 6.9	Balanço final	74
Figura 6.10	Caminhada do segundo teste - parte A	74
Figura 6.11	Caminhada do segundo teste - parte B	74
Figura 6.12	Caminhada do terceiro teste - parte A	75
Figura 6.13	Caminhada do terceiro teste - parte B	75
Figura 6.14	Caminhada do quarto teste - parte A	75
Figura 6.15	Caminhada do quarto teste - parte B	76
Figura 6.16	Ciclo de marcha do protótipo - parte A	76
Figura 6.17	Ciclo de marcha - parte B	77
Figura 6.18	Ciclo de marcha - parte C	77
Figura 7.1	Gráfico - Quadril da perna direita Ângulo de <i>Pitch</i> (rad) x Tempo(s) . .	78
Figura 7.2	Gráfico - Quadril da perna esquerda Ângulo de <i>Pitch</i> (rad) x Tempo (s) .	79

Figura 7.3	Gráfico - Quadril da perna direita Ângulo de <i>Roll</i> (rad) x Tempo (s) . . .	79
Figura 7.4	Gráfico - Quadril da perna esquerda Ângulo de <i>Roll</i> (rad) x Tempo (s) .	80
Figura 7.5	Gráfico - Joelho da perna direita Ângulo de <i>Pitch</i> (rad) x Tempo (s) . . .	80
Figura 7.6	Gráfico - Joelho da perna esquerda Ângulo de <i>Pitch</i> (rad) x Tempo (s) .	81
Figura 7.7	Gráfico - Tornozelo da perna direita Ângulo de <i>Pitch</i> (rad) x Tempo (s) .	81
Figura 7.8	Gráfico - Tornozelo da perna esquerda Ângulo de <i>Pitch</i> (rad) x Tempo (s)	82
Figura 7.9	Gráfico - Tornozelo da perna direita Ângulo de <i>Roll</i> (rad) x Tempo (s) . .	82
Figura 7.10	Gráfico - Tornozelo da perna esquerda Ângulo de <i>Roll</i> (rad) x Tempo (s)	83
Figura B.1	Dispositivo completo	95
Figura B.2	Base com peças que constituem a perna direita	96
Figura B.3	Suporte e base que formam o pé	97
Figura C.1	Exemplo de movimentação de uma perna com três graus de liberdade ativos	98

Lista de tabelas

Tabela 3.1	Parâmetros D-H	42
Tabela 5.1	Requisitos de relações de proporção do exoesqueleto inspirados em antropometria	57
Tabela 5.2	Requisitos para caminhada do exoesqueleto em tamanho real inspirados em cinesiologia	58
Tabela 5.3	Requisitos para caminhada do exoesqueleto em escala inspirados em cinesiologia	58
Tabela 5.4	Requisitos de amplitude crítica necessária para cada junta - Torque nominal	58
Tabela 5.5	Requisitos de amplitude crítica necessária para cada junta - Potência nominal	59
Tabela 5.6	Parâmetros de dimensionamento do modelo de conjunto nos diferentes eixos	60
Tabela 5.7	Parâmetros gerais do modelo de conjunto	60
Tabela 5.8	Parâmetros de caminhada em escala, compatíveis com a caminhada de reabilitação	60

Sumário

1	Introdução	15
1.1	Descrição do Problema	16
1.2	Motivação	16
1.3	Objetivos	17
1.4	Organização do Trabalho	17
2	Revisão Bibliográfica	18
2.1	Universidade de Brasília - UnB	18
2.2	Projetos Nacionais - Brasil	19
2.3	Projetos Internacionais	21
2.4	Equipe Estudantil	24
2.5	Projetos Comerciais	24
3	Revisão Teórica	26
3.1	Planos Anatômicos de Referência	26
3.2	Movimentos - Juntas, Músculos e Articulações	27
3.3	Marcha Humana	29
3.4	Atuadores	32
3.4.1	<i>Driver</i>	32
3.4.2	Redutor	33
3.5	Placa Microcontroladora - Arduino	34
3.6	Sensores	36
3.6.1	<i>Encoder</i>	36
3.6.2	Unidade de Medida Inercial	36
3.7	Modelagem	37
3.7.1	Sistema de Coordenadas	37
3.7.2	Juntas e Elos	38
3.7.3	Transformações Homogêneas	39
3.7.4	Cinemática	41
3.7.5	Dinâmica	44
3.7.6	Trajectoria	46
3.7.7	Pêndulo Invertido	48
3.7.8	Zero Moment Point (ZMP)	49
3.7.9	Caminhada Padrão	50
4	Metodologia	52
4.1	Etapas do Projeto	52

4.2	Programa de Suporte	53
5	Projeto e Implementação	57
5.1	Especificações de Requisitos	57
5.2	Parametrização do Exoesqueleto	59
5.3	Implementação do Modelo Parametrizado	60
5.4	Projeto de Sistema com Caminhada Estável	61
5.5	Projeto de Modelo Padrão de Protótipo	64
5.6	Construção de Protótipo do Exoesqueleto	68
5.7	Projeto de Sistema de Controle para Reequilíbrio	70
6	Experimentos e Testes	73
6.1	Experimento de Caminhada Estável - Simulink	73
6.2	Experimento de Caminhada Estável - Protótipo	76
7	Análise e Resultados	78
7.1	Projeto de caminhada padrão	78
7.2	Variação de parâmetros do projeto de caminhada padrão	84
7.3	Implementação do projetos através do protótipo	84
8	Conclusões	86
8.1	Trabalhos Futuros	87
	Referências	88
	Apêndices	92
	Apêndice A Desenho do protótipo	93
	Apêndice B Vista explodida do projeto	95
	Apêndice C Mecanismos de movimentação	98
	Apêndice D Programa ciclo de marcha	99

1 Introdução

A população com deficiência no Brasil foi estimada em 18,6 milhões de pessoas de 2 anos ou mais de idade (8,9% desse grupo etário), segundo o Módulo Pessoas com deficiência, da PNAD Contínua 2022 (IBGE, 2023). A dificuldade para andar ou subir degraus (3,4%) foi a mais frequente na população brasileira, atingindo aproximadamente 7,1 milhões de pessoas. Atualmente são grandes os desafios relacionados a doenças que comprometem a mobilidade humana. Elas podem ser inatas ou mesmo adquiridas. Elas podem surgir devido ao envelhecimento, a acidentes ou a outros problemas, como doenças neurológicas ou lesões na medula espinal. Em parte das situações, é possível uma recuperação total ou parcial, por meio de reabilitação em fisioterapia. Mas também há casos crônicos em que é necessária a assistência de dispositivos ou mecanismos para garantir algum nível de locomoção. Algumas doenças afetam somente os membros inferiores, enquanto outras afetam quase completamente as funções motoras do corpo.

Diferentes tecnologias assistivas vêm sendo desenvolvidas ao longo dos últimos anos, entre elas, os exoesqueletos robóticos. Exoesqueletos são dispositivos que podem ser acoplados ao corpo humano e permitem a movimentação dos membros. Também possuem diferentes funções na sociedade, como o aumento de força em tarefas e contribuições do ponto de vista ergonômico. Quando usado como tecnologia assistiva, o exoesqueleto pode ser projetado para atender a um grupo específico de membros do corpo. No caso desse trabalho, o foco está voltado aos membros inferiores. O exoesqueleto pode ser usado tanto para a reabilitação, quanto para a assistência. Eles podem exigir formas alternativas externas de equilíbrio, ou serem independentes sem a necessidade de ferramentas auxiliares.

Dentre os exoesqueletos para membros inferiores, há diferentes modelos que permitem graus de liberdade variados para a locomoção. Pode haver a generalização dos planos de movimento, o que possui um certo grau de complexidade, fazendo com que alguns possuam movimentação restrita para simplificação. O plano de movimentação base é o sagital. Alguns possuem atuadores que movimentam somente as juntas do quadril e joelhos, enquanto outros consideram também atuação no tornozelo. Alguns graus de liberdade podem não ter uma movimentação de forma ativa realizada por motores, mas de forma passiva realizada por molas ou amortecedores.

Além dos sistemas que realizam a movimentação do exoesqueleto, ele também pode contar com sistemas de controle para coordenação, estabilidade e equilíbrio que é o foco desse trabalho. Há diferentes formas de se realizar o controle de equilíbrio, como posicionamento do centro de massa, gerador de marcha adaptativa, marcha robusta pela atuação nos tornozelos e coordenação de vetores de velocidade do sistema.

1.1 Descrição do Problema

Alguns modelos de exoesqueleto precisam de uma forma auxiliar de equilíbrio para que sejam utilizados, como exemplo o uso dos braços, tronco e dispositivos externos ao exoesqueleto (bengalas, muletas, andadores e suportes). Esses modelos podem ajudar pessoas com limitações parciais, como paraplégicos, mas são inapropriados para casos em que a maior parte das funções motoras está comprometida, como no caso de pessoas tetraplégicas. Além disso, ainda que haja movimento parcial, como o de membros superiores para ajudar na movimentação, pode ocorrer fadiga ou lesões por esforço e repetição, isso porque as outras partes do corpo poderiam ser muito exigidas.

Outra questão a ser observada é que o uso desses dispositivos externos pode restringir a utilização do equipamento em determinados locais ou dificultar sua locomoção, além de acrescentar desafios ao seu uso. Há também a questão que diz respeito a dificuldade por parte de sistemas de controles simplificados ou restritos para enfrentar terrenos irregulares e perturbações externas. Isso pode causar um desequilíbrio tanto estático, quanto dinâmico, o que levaria a uma possível queda. Além da adaptabilidade ao meio externo, interessa a adequação de um sistema de controle que seja total ou parcialmente independente das características físicas. Ou seja, que permita a variação de parâmetros como o peso e altura das pessoas que utilizam o exoesqueleto. Portanto, um dispositivo completo para assistência exige um sistema de controle de equilíbrio ativo e robusto.

1.2 Motivação

O projeto trata do estudo e desenvolvimento de um exoesqueleto para membros inferiores com controle de equilíbrio ativo. Um sistema de controle de equilíbrio sofisticado permitiria atender a uma gama maior de pessoas com diferentes características físicas que necessitam desse tipo de auxílio. Além disso, busca-se facilitar o transporte e a utilização do equipamento, bem como promover sua adaptabilidade a diferentes ambientes.

Ademais, a motivação para esse tema surge da necessidade de oferecer maior autonomia a um exoesqueleto de membros inferiores, garantindo sua estabilidade e ampliando sua aplicação de forma mais generalizada. Essa tecnologia tem enorme importância, pois pode contribuir significativamente para o bem-estar, tanto no que se refere à mobilidade quanto à saúde mental e à autonomia do usuário. Isso é possível por meio do suporte à reabilitação, fisioterapia e locomoção.

1.3 Objetivos

Objetivo geral: Estudar e desenvolver um projeto de sistema autônomo de controle de equilíbrio para exoesqueletos de membros inferiores, eliminando a dependência de equipamentos de suporte externos.

Objetivos específicos:

- Pesquisar tecnologias empregadas ao sistema de equilíbrio em exoesqueletos para membros inferiores
- Modelar um sistema dinâmico correspondente ao equilíbrio do exoesqueleto
- Estabelecer parâmetros e componentes para o projeto eletromecânico do exoesqueleto
- Projetar e construir um protótipo de exoesqueleto em escala reduzida para testes e validação do controle de equilíbrio do sistema.

1.4 Organização do Trabalho

A organização do trabalho segue a seguinte estrutura:

- Capítulo 2 - Revisão Bibliográfica. Pesquisas sobre o assunto em diferentes âmbitos como: UnB, projetos nacionais, internacionais, comerciais e de equipe estudantil.
- Capítulo 3 - Revisão Teórica. Fundamentação de conceitos e ferramentas necessárias para uma melhor compreensão e elaboração do trabalho.
- Capítulo 4 - Metodologia. Técnicas e métodos utilizados na constituição do trabalho, além de procedimentos usados ao longo do seu desenvolvimento.
- Capítulo 5 - Projeto e Implementação. Desenvolvimento prático do trabalho passando por etapas como especificação de requisitos, planejamento, modelagem e execução do trabalho.
- Capítulo 6 - Experimentos e Testes. Descrição dos procedimentos experimentais adotados para validar o trabalho, detalhando os testes realizados e métricas empregadas. São utilizadas simulações de modelos físico e implementação em protótipo.
- Capítulo 7 - Resultados. Apresentação e análise dos principais resultados do trabalho com base na metodologia aplicada, destacando suas implicações, limitações e contribuições para a área de estudo.
- Capítulo 8 - Conclusões. Descrição sobre o andamento do trabalho pontuando os principais aspectos analisados, e também sobre as perspectivas para trabalhos futuros.

2 Revisão Bibliográfica

Foi realizada uma busca por estudos e projetos a respeito de tecnologias assistivas relacionadas a exoesqueletos dentro da própria universidade (UnB), assim como trabalhos externos à universidade, tanto de âmbito nacional quanto internacional. Durante a pesquisa, foi considerado um fator essencial na área de exoesqueletos: a reprodução fiel do ciclo de marcha humana. Essa similaridade pode ser implementada em diferentes níveis, relacionados também aos graus de liberdade oferecidos por cada dispositivo.

Outro aspecto fortemente considerado na pesquisa é o uso do exoesqueleto sem dispositivos auxiliares, como bengalas e muletas, ou seja, a implementação do controle de equilíbrio ativo. Esse tipo de projeto é o principal foco de análise e estudos para que sirva de base para o trabalho a ser desenvolvido.

2.1 Universidade de Brasília - UnB

Diversos projetos e pesquisas sobre exoesqueletos como tecnologia assistiva foram desenvolvidos na Universidade de Brasília. Um deles é o protótipo Exosuit EMA que foi desenvolvido ao longo dos anos. O exoesqueleto foi criado dentro do Projeto EMA que corresponde a uma equipe de competição que trabalha com tecnologias assistivas na Universidade de Brasília. Nos últimos anos, diversos projetos foram desenvolvidos para aprimorar o protótipo.

Um trabalho referente ao Exosuit EMA, foi o projeto mecânico que se trata do projeto de graduação de João Freire ([Freire, 2019](#)). Nele foram aplicados critérios de falha, fadiga e rigidez. Esse projeto foi posteriormente aprimorado em outro trabalho ([Freire et al., 2020](#)). Há também projetos de sistema embarcado, que foi inicializado com o intuito de fornecer ao exoesqueleto uma interface que lida com atuadores e *encoders* necessários ([Rodrigues, 2017](#)). A continuação desse sistema embarcado foi objeto de um outro projeto de graduação, no qual foi desenvolvido uma placa de interface, além de colocar a bancada de testes do projeto em funcionamento ([Gomes, 2022](#)).

Além do desenvolvimento das partes físicas do exoesqueleto, é necessário implementar uma série de parâmetros responsáveis por sua dinâmica, a fim de reproduzir a marcha humana. Foi realizada uma análise dinâmica de um exoesqueleto com o objetivo de obter os parâmetros necessários para utilização otimizada dos atuadores ([Robbi, 2018](#)). Outra análise é a respeito dos sistemas que constituem um exoesqueleto em que sua aplicação auxilia em reabilitação ([Marafa; Sampaio; Llanos, 2020](#)).

Durante as etapas de projeto do exoesqueleto, se faz necessário o uso de simulações

que são parte da verificação de critérios de um projeto. Foi desenvolvida uma técnica de otimização afim de automatizar o processo de simulações mecânicas (Passos *et al.*, 2018)

O objetivo de um exoesqueleto é possibilitar a locomoção para pessoas com a marcha comprometida. Nesse contexto, foi realizado um estudo sobre a caracterização da marcha humana por meio da instrumentação eletrônica de uma bengala, cujos resultados contribuem para o desenvolvimento de exoesqueletos voltados para os membros inferiores (Gonçalves, 2017).

2.2 Projetos Nacionais - Brasil

Além dos projetos desenvolvidos na UnB, há outros projetos nacionais relevantes, que exploram métodos de controle de equilíbrio, bem como o desenvolvimento completo ou parcial de exoesqueletos para membros inferiores.

Uma tese de doutorado feita na Universidade Estadual de Campinas (IZQUIERDO C., 2022) expõe um projeto que possui o propósito de garantir uma execução do ciclo de marcha próxima da dinâmica natural. No projeto vemos uma análise da dinâmica do ciclo de marcha bípede de duas maneiras. A primeira é como uma ocorrência de eventos discretos por meio de máquina de estado finito. A outra é um modelo dinâmico contínuo por meio da formulação de Euler-Lagrange. O exoesqueleto possui 3 graus de liberdade em cada perna (quadril, joelho e tornozelo), sendo eles no plano sagital. Controladores locais de juntas são principalmente PID e o conjunto é supervisionado por um controlador por eventos. O sistema rastreia a trajetória de referência angular, sendo a posição das juntas adquirida por meio de sensores, como *encoders*. As trajetórias de marcha são geradas para cada grau de liberdade utilizando-se um Centro Gerador de Padrões. A arquitetura de controle é bioinspirada e promove geração adaptativa de trajetórias por meio do algoritmo de aprendizado por reforço, baseada em osciladores neurais de Matsuoka. Perturbações externas, como em terrenos irregulares são tratadas por meio da adaptação dessa arquitetura, mantendo uma marcha ainda natural. Os atuadores correspondem a servomotores CC *brushless* em conjunto com o sistema de transmissão redutor. Ainda que restrita ao plano sagital, essa aplicação garante a estabilidade da marcha implicitamente já que as trajetória geradas são ajustadas em relação às trajetórias biomecânicas obtidas em laboratório. Comparado ao método do Ponto de Momento Zero (ZMP), esse método gera uma caminhada mais natural e é mais eficiente em termos de custo computacional e eficiência energética, devido aos altos ganhos dos controladores.

Um outro trabalho, uma dissertação de mestrado apresentado a Universidade de São Paulo (Jardim, 2009), tem em seu projeto o acionamento das juntas realizado por atuadores elásticos em série. A depender do uso no qual foi destinado um exoesqueleto de membros inferiores, é importante levar em conta o tipo de interação que o usuário tem com o dispositivo.

Um exoesqueleto deve estar a disposição para fornecer potência somente quando necessário. Dessa forma, existe a possibilidade de uma pessoa poder treinar músculos e movimentações de forma gradativa. Para que essa interação ocorra da melhor forma possível, os atuadores exigem uma rigidez controlável, gerando movimentos antropomórficos, além de evitar lesões a quem usa e danos ao próprio dispositivo. Trata-se de um trabalho mais específico, de conteúdo relativo a atuadores. Nele é construído um protótipo de atuador elástico em série, que foi utilizado numa órtese tornozelo-pé ativa (OTPA). Em um ponto de vista generalizado, um exoesqueleto pode ter seu equilíbrio realizado pelo controle de atuadores no tornozelo, logo a análise e compreensão de um projeto como esse é de grande valor. O atuador elástico em série admite diferentes formas de controle, sendo elas em relação a posição, força e impedância, que demonstraram resultados satisfatórios ao longo dos testes realizados. As características desses atuadores são consideradas vantajosas para a aplicação em órteses ativas. Dentre algumas delas, tem-se a possibilidade de impedância baixa, absorção de impactos, baixo atrito, largura de banda que se aproxima da movimentação muscular e as formas de controle já citadas. Ainda que o foco desse trabalho foi exoesqueleto de tornozelo, esse tipo de atuador entrega vantagens também para o acionamento das demais juntas do exoesqueleto, como no joelho e quadril.

Para construção de um exoesqueleto se faz necessário uma análise da dinâmica do sistema e também a prototipagem do projeto. Uma abordagem sistemática pode se fazer necessária assim como é visto na dissertação de mestrado realizada na Universidade de São Paulo (Souza, 2017). Este trabalho introduz uma abordagem sistemática, baseada em Engenharia de Requisitos e Prototipagem, para projeto de uma plataforma de desenvolvimento para pesquisa em exoesqueletos. Assim, tópicos como modelagem, controle adaptativo e simulações podem ser verificados ao longo do desenvolvimento de um projeto. O projeto de um exoesqueleto começa com a definição de objetivos e seus requisitos associados. O refinamento dos objetivos é realizado até que se encontre um modelo adequado que atenda todas as características do sistema. Antes da construção de um protótipo, deve-se atentar ao conflito de alguns objetivos. A complexidade de aplicação de cada um se relaciona a eficácia do projeto. Então, é realizado um alinhamento de forma que melhor atenda requisitos de forma a se definir parâmetros adequados. Tópicos interessantes são tratados durante o processo, como amplitude de movimentos, segurança, conforto, custos e também impacto ambiental. Os requisitos para exoesqueletos nesse trabalho foram gerados por pesquisas, aliadas ao método KAOS, que fornece ferramentas para avaliar a pertinência e para desenvolvimento desses requisitos. Um controlador por Modelo de Referência foi implementado, tendo sucesso na modulação da impedância aparente da junta robótica desenvolvida. Ao todo, esse projeto é capaz de conduzir experimentos de controle motor e tarefas de reabilitação. Esse trabalho demonstra exemplos de *softwares*, *hardwares*, esquemas de controle e modelagens de sistemas dinâmicos. São objetos de estudo extremamente úteis ao propósito

da elaboração de controle de equilíbrio para exoesqueleto de membros inferiores, uma vez que é capaz de nortear as etapas de projeto.

Uma proposta de arquitetura de controle para exoesqueleto robótico da reabilitação da marcha antropomórfica, foi apresentada como dissertação de mestrado apresentado a Universidade Estadual de Campinas (Batista, 2013). O trabalho pode ser demonstrado por meio de algumas etapas de desenvolvimento. O começo se deu pela compreensão da marcha humana e antropometria. Por meio desse estudo, foi possível identificar simplificações passíveis de serem adotadas em torno da modelagem dos membros inferiores. Casos como aproximação do comportamento cinemático da perna humana ao de um do pêndulo invertido na fase de apoio e o pêndulo duplo na fase de balanço e avanço do membro inferior. Para a modelagem matemática foram considerados dois graus de liberdade para o exoesqueleto. Com os estudos a respeito da movimentação dos mecanismos, foi desenvolvida a função de cinemática no plano cartesiano e cinemática inversa que servem de apoio para a construção dos modelos dinâmicos do sistema. As arquiteturas para controle foram estabelecidas por meio do formalismo da equação de Lagrange. A teoria de controle utilizada considera uma arquitetura híbrida, contendo partes de dinâmica contínua e também dinâmica de eventos. Para isso, foi utilizada a abordagem da rede de Petri. O controle por meio do torque forneceu resultados satisfatórios e de baixo custo. Os resultados foram obtidos por meio de simulações computacionais. Esse projeto contribui com os exemplos de modelagem e controle de trajetórias das juntas. Para que seja aplicado o controle de equilíbrio de exoesqueleto, é interessante desenvolver um protótipo com as partes do sistema correspondentes à locomoção. Os conceitos desse trabalho contribuem e servem de apoio para uma expansão de uso para exoesqueleto de membros inferiores mais completos, com mais graus de liberdade, atuação no tornozelo e equilíbrio ativo.

2.3 Projetos Internacionais

Extrapolando o nicho de pesquisa de projetos de âmbito nacional, foram encontrados projetos estrangeiros que contribuem de forma significativa para contextualização e exposição de diferentes abordagens de controle de equilíbrio de um exoesqueleto de membros inferiores.

Um primeiro exemplo se trata de um projeto de um exoesqueleto auto equilibrante o AutoLEE-II (Tian *et al.*, 2024). Ele possui 6 graus de liberdade em cada perna, sendo 3 no quadril, 1 no joelho e 2 no tornozelo. Ou seja, possui um alto grau de compatibilidade com o corpo humano, que possui um grau de liberdade a mais no tornozelo. Os atuadores são compostos por motores *frameless* acoplados em *drivers* e redutores harmônicos. Além disso, há um sistema de aquisição de dados por meio de sensores, como *encoder* absoluto e sensores de força/torque. Todo o sistema está inserido numa malha com a participação de

um controlador de modificação do Centro de Massa (CM), gerador de marcha baseado nas posições do ZMP e um *Inverse Kinematics Solver*. O projeto tem como objetivo proporcionar conforto ao paciente, servir de assistência locomotora, e também, é de interesse que usuários com diferentes características físicas tenham o treinamento de reabilitação em que seja possível a realização de vários movimentos. O controle de equilíbrio é realizado com a modificação da posição do centro de massa baseado no modelo do pêndulo invertido linear (LIPM). No meio do processo, parâmetros das articulações são obtidos por meio de cinemática inversa, facilitando a detecção do erro, que tem sua correção por meio dos atuadores. Esse exoesqueleto mostrou bons resultados de reabilitação em testes no âmbito da fisioterapia, promovendo eficiência e segurança. Além disso, outros resultados foram obtidos ao comparar com exoesqueletos como o REX e o Atalante. Ele mitiga desconforto, fornece vários graus de liberdade e possui modelo de controle independente de parâmetros físicos.

Um outro trabalho (Gurriet *et al.*, 2019) apresenta um método prático de estabilização ativa testada no exoesqueleto Atalante. Uma caminhada robusta é realizada por meio do método de compensação ativa do tornozelo. A marcha de referência foi gerada por meio de um framework HZD (Dinâmica de zero híbrido). Para o equilíbrio também se busca considerar fatores que possam causar a desestabilização do sistema. Alguns deles como perturbações, terrenos não uniformes, além de um possível impacto do terreno com o pé mal posicionado, o que provoca alteração na velocidade do centro de massa. Nesse método de controle, os tornozelos devem ser estabilizados de três maneiras: manter o pé não apoiado paralelo ao chão, manter o pé de apoio em contato rígido com o chão, e também, rastreamento de orientação da pélvis para realizar o percusso da melhor forma possível. As técnicas, ao serem implementadas, utilizaram de conceitos como o de cinemática inversa, localização do centro de pressão do pé e também o rastreamento da Unidade de Medição Inercial da pélvis que deve estar posicionada corretamente. Em relação aos resultados, o controlador foi capaz de manter experimentalmente o equilíbrio estático no plano sagital. Na caminhada dinâmica, o exoesqueleto seguiu a trajetória da marcha melhor quando a compensação do tornozelo foi usada, ou seja, demonstrou uma caminhada estável. Portanto, mostrou ser uma ferramenta valiosa na estabilização no plano sagital de robôs bípedes. Um aprimoramento a ser considerado para esse controle é o aumento da robustez no plano frontal por meio da rotação da pelve através do controle ativo dos quadris.

Numa abordagem diferente das anteriores, o controle pode ser feito a partir da movimentação harmônica da referência entre a junta do joelho e do quadril (plano sagital). Um trabalho (Qin *et al.*, 2023) desenvolveu então um controlador de dupla camada de vetor de velocidade auto-coordenado (SCVV) com capacidade de orientação de equilíbrio para exoesqueleto. O controlador tem como objetivo incentivar uma marcha fisiológica do paciente, corrigir uma marcha não fisiológica e ainda fornecer orientação de equilíbrio durante o treinamento de reabilitação. Para esse propósito ele é seccionado em duas partes: um circuito

laço e outro interno. O laço externo é responsável pela geração de uma trajetória adaptativa, uma vez que cada pessoa tem a necessidade de um tipo de marcha, então é interessante a capacidade generalizar uma marcha de referência. As trajetórias de referência harmônicas de quadril Joelho em um espaço de fase NTV (não variável no tempo) são geradas com base nos conceitos de controle de impedância e princípio de otimização, e atualizadas de acordo com o ciclo de marcha. O laço interno adota o controle de velocidade dos componentes que é feito a partir da trajetória gerada no laço externo. Encontrado um erro na configuração de trajetória, os vetores de velocidade referentes ao estímulo e correção são sintetizados de forma que o motor seja controlado para rastrear sua velocidade desejada, de maneira suave e que atenda os requisitos de equilíbrio. O controlador foi feito com base em modelos simplificados de exoesqueletos, que possuem dois graus de liberdade em cada perna e utilizam um modelo de motor DC *brushless* para cada junta, que são comandados por meio de um *driver*. Os comandos são informados ao *driver* por meio de um terminal, que por sua vez recebe dados do sistema de aquisição para a realização do controle. Para aquisição são utilizados *encoders* absolutos. Os resultados indicam que o controlador SCVV pode melhorar significativamente a capacidade de orientação de equilíbrio, mantendo um alto nível de conformidade e desempenho de rastreamento. As comparações foram feitas em relação ao controle de posição e o controle de impedância.

Um trabalho desenvolvido para exoesqueleto robótico de tornozelo (Yin *et al.*, 2022) usa uma abordagem de controle neuromuscular virtual para equilíbrio. Alguns controladores se baseiam em modelos físicos que carecem de robustez contra perturbações externas. Essa adaptação é essencial para o sistema caso haja a necessidade de uma caminhada sobre ambientes complexos. Para essa questão, foi realizada a aplicação de um modelo que realiza estimação dos torques desejados no tornozelo para o controle do equilíbrio. O método de controle proposto possui dois componentes principais: a mecânica musculoesquelética e o controle neural. É realizado o mapeamento de medições virtuais a partir da aquisição do ângulo do pé, por meio de sensores de deslocamento, de tensão e *encoders*. Isso serve para a alimentação de um controle neural que calcula a ativação muscular virtual, gerando uma resposta de força muscular virtual. Assim, a informação do torque necessário é repassada ao controlador SEA que aciona o exoesqueleto, por meio de um motor DC. O controle neural se baseia em informações como a de comprimento do fuso muscular e posição do centro de massa. O controle pôde efetivamente reduzir a ativação muscular dos membros inferiores do usuário e melhorar a robustez contra diferentes perturbações externas. Embora o método proposto seja direcionado ao exoesqueleto de tornozelo, sua aplicação pode ser considerada para diversos tipos de exoesqueletos para membros inferiores.

2.4 Equipe Estudantil

Project MARCH (*Motor Assisted Robotic Chassis for Humans*) é uma equipe estudantil sem fins lucrativos ([PROJECT MARCH, 2024](#)). Ela é dedicada a desenvolver um exoesqueleto, a cada ano, completo e fácil de usar. Está localizado no Dream Hall no campus da TU Delft, que busca criar um ecossistema em torno da robótica que atraia os melhores pesquisadores, multinacionais e startups. A cada ano uma nova equipe é formada com o devido cuidado em relação a transferência de conhecimento entre elas, fornecendo uma base adequada para que o novo design seja o melhor possível. A equipe busca estimular a inovação tecnológica dos exoesqueletos, sempre pensando em novas soluções, a cada geração. A equipe participará da CYBATHLON 2024 em que há tarefas como que exigem recursos como equilíbrio e movimentação adequada. Uma comparação com o desempenho dos anos anteriores faz a demonstração de progresso entre os projetos. Isso apresenta o potencial de autonomia que pessoas com paraplegia tem em ações do cotidiano fazendo uso de um dispositivo como esse. O MARCH IX é o nono protótipo da equipe, que é possibilita a caminhada sem o uso de muletas. Nele é apresentado algumas características interessantes para o controle de equilíbrio. Possui 6 graus de liberdade por perna. São utilizadas juntas lineares (2 em cada perna) e rotacionais (2 em cada perna) para melhorias na caminhada, como fluidez e harmonia. A parte do projeto referente ao tornozelo é equipada com juntas que possibilitam os movimentos de inversão/eversão, além de molas. Controladores de motor são próprios, visando uma melhor integração. O projeto propõe redução de peso na estrutura e dispositivo de comandos, para o usuário interagir com o exoesqueleto. Aquisição e estimativa dos estados das juntas auxiliam no processo de controle do projeto.

CYBATHLON é uma competição que possui provas como a Powered Exoskeleton Race. Nela, os obstáculos presentes nesta corrida representam atividades diárias que são quase impossíveis para pessoas em cadeiras de rodas. Isso faz com que os exoesqueletos sejam testados quanto à aplicabilidade na vida diária e compara seus desempenhos com outras equipes.

2.5 Projetos Comerciais

Além de pesquisas e projetos acadêmicos, parte da área de exoesqueletos é relativa a produtos comerciais. O funcionamento e aplicações de produtos desse tipo são de grande interesse também para suporte e análise nesse trabalho.

Atalante X é um exoesqueleto de caminhada multidirecional da Wandercraft ([WANDERCRAFT, 2024](#)). Ele permite que seus usuários consigam ficar em pé e realizar uma caminhada sem a utilização das mãos. Seu projeto visa atender às necessidades de cuidados de reabilitação e assistência para pessoas com diferentes níveis de comprometimento motor (lesões na medula, hemiplegia e paraplegia). Sua função autoestabilizadora permite

a realização de uma maior gama de atividades, como exercícios de membros inferiores e superiores, numa posição segura com equilíbrio e postura. Por meio da utilização do equipamento, há uma possibilidade de progressão mais rápida a um padrão de marcha realista para pacientes em reabilitação. Conta com tecnologias como assistência robótica permitindo a personalização de seu sistema para diferentes níveis de esforços. A cinemática de caminhada é gerada de forma otimizada e adaptativa. Além disso, possui uma interface que permite o monitoramento para o rastreamento de progressão do paciente. Esse exoesqueleto possui 6 graus de liberdade por perna, sendo eles: 3 para quadril, 1 para joelho e 2 para o tornozelo como foi apresentado em [Gurriet et al. \(2019\)](#). Com exceção do tornozelo, que possui um mecanismo especial, os demais graus de liberdade são atuados por um motor DC *brushless*. Para detectar a posição e velocidade das juntas são utilizados *encoders*, enquanto para detecção de impacto e centro de pressão no pé foram utilizadas células de carga. O Atalante tem alimentação própria em que é utilizado um pacote de bateria.

REX é um exoesqueleto de caminhada multidirecional para reabilitação da REX Bionics, assim como o anterior, que permite uma caminhada sem o auxílio das mãos ([REX BIONICS, 2024](#)). Esse exoesqueleto tem controle autônomo, é capaz de realizar diversos programas de exercícios e atende pessoas com deficiências severas, como lesão medular (Tetraplegia, AVC, Lesão Cerebral Traumática e Esclerose Múltipla). Testes e ensaios como o RAPPER II, mostraram viabilidade e segurança do equipamento. O exoesqueleto tem suporte para pessoas até de 100 kg, e com diferentes alturas permitindo que elas fiquem em posição vertical. O ajuste é feito de maneira simples e rápida. Possui placas de pés largas que ajudam na estabilidade. Possui baterias recarregáveis e intercambiáveis de polímero de lítio (29,6V, 16,5Ah) em que o uso contínuo é feito pelo uso de duas baterias (cada uma é suficiente por aproximadamente 60 minutos). Há diversas aplicações que favorecem o conforto, como acolchoamento e tiras duplas sem pontos de pressão. Esse exoesqueleto possui 5 graus de liberdade por perna, sendo eles: 2 para quadril, 1 para joelho e 2 para o tornozelo. Para cada grau de liberdade é feito o uso de um atuador linear personalizado. O núcleo do sistema de controle de movimento é personalizado e é feito por código proprietário que controla 27 microprocessadores a bordo que gerenciam os sistemas de atuadores. Assim todas as fases do ciclo de movimento tem estabilidade garantida. Utiliza de equações de Euler e compensação de centro de massa para a estabilização do exoesqueleto como visto no trabalho de [Tian et al. \(2024\)](#).

3 Revisão Teórica

Neste capítulo, serão apresentados conceitos, ferramentas, definições, ilustrações e teorias fundamentais que serão utilizadas ao longo do projeto, com base em diferentes bibliografias.

3.1 Planos Anatômicos de Referência

De acordo com (GOSLING, J. A., 2019), um indivíduo em posição anatômica possui três conjuntos de planos correspondentes. Eles são separados em planos verticais (ou longitudinais) e horizontais (ou transversais). O primeiro grupo possui subdivisões: os planos frontal (ou coronal) e sagital. Os planos frontais passam de um lado para o outro, enquanto os planos sagitais passam da frente para trás. O plano mediano sagital é um plano específico, situado na linha média, que divide o corpo em metades: direita e esquerda. Os planos horizontais cortam o corpo transversalmente de um lado para o outro e de frente para trás.

Esses planos facilitam a determinação da posições e movimentos que podem ser utilizados para um determinado sistema de exoesqueleto. Assim, a modelagem cinemática e dinâmica do sistema pode ser feita em partes, considerando casos associados aos planos.

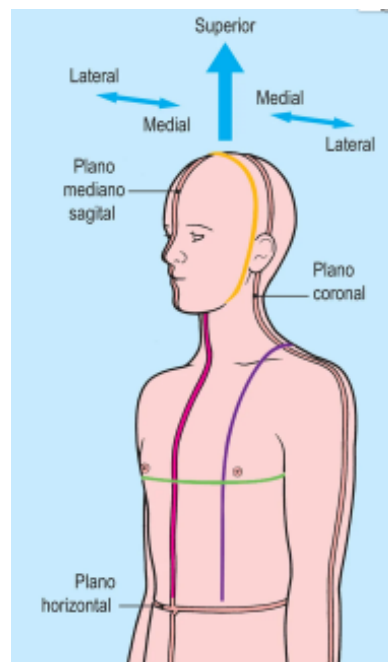


Figura 3.1 – Planos Anatômicos

Fonte: GOSLING, J. A. (2019)

3.2 Movimentos - Juntas, Músculos e Articulações

Esta seção baseia-se no livro Anatomia Humana (LAROSA, P. R. R., 2016). Há alguns tipos de movimentos de interesse que ocorrem nos membros inferiores de um corpo humano, que podem ser trazidos para uma esquematização dos movimentos do sistema de um exoesqueleto, oferecendo uma certa compreensão e esclarecimento. Eles são os seguintes:

- Flexão: diminuição do ângulo entre dois segmentos do corpo;
- Extensão: aumento do ângulo entre dois segmentos do corpo;
- Abdução: afastamento de um segmento em relação ao plano mediano;
- Adução: aproximação de um segmento em relação ao plano mediano;
- Rotação: giro do segmento em torno de seu eixo longitudinal, podendo ser rotação medial ou lateral;
- Eversão: fletir a sola do pé para lateral;
- Inversão: fletir a sola do pé para medial.

Os membros inferiores possuem articulações no quadril, joelho e tornozelo, cada uma com um número específico de graus de liberdade.

A articulação do quadril é multiaxial e permite 3 graus de liberdade principais. Movimentos relacionados a articulação do quadril são: flexão, extensão, abdução, adução e rotação medial e lateral.



Figura 3.2 – Junta do Quadril (Perna)
Extensão/Flexão

Fonte: LAROSA, P. R. R. (2016)

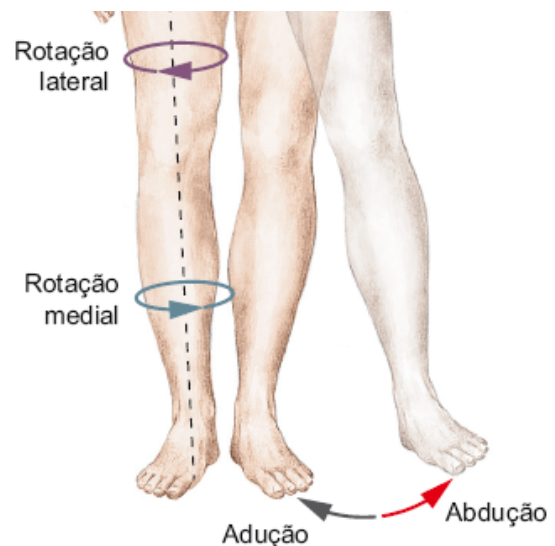


Figura 3.3 – Junta do Quadril (Perna)
Adução/Abdução/
Rotação medial/Rotação lateral

Fonte: LAROSA, P. R. R. (2016)

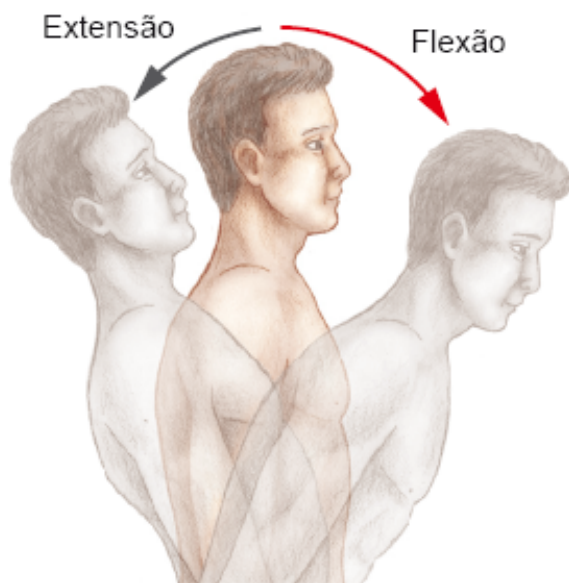


Figura 3.4 – Junta do Quadril (Tronco)
Extensão/Flexão

Fonte: LAROSA, P. R. R. (2016)

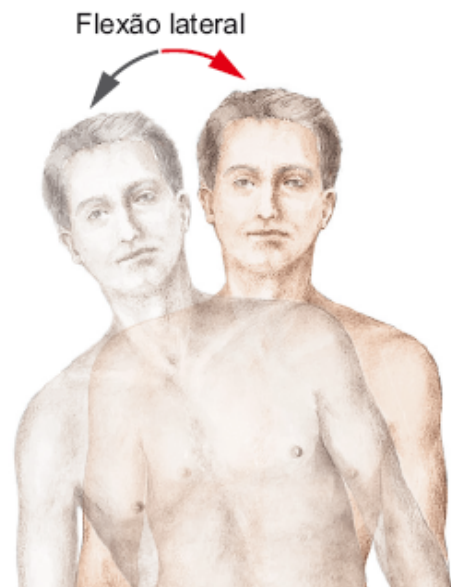


Figura 3.5 – Junta do Quadril (Tronco)
Flexão Lateral

Fonte: LAROSA, P. R. R. (2016)

O joelho possui 1 grau de liberdade principal. Movimentos relacionados a articulação do joelho são: flexão e extensão com grandes amplitudes, e movimentos de rotação lateral e medial, que são bastante limitados.

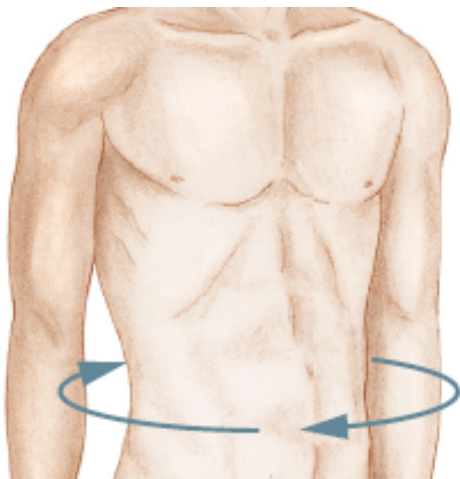


Figura 3.6 – Junta do Quadril (Tronco)
Rotação

Fonte: LAROSA, P. R. R. (2016)



Figura 3.7 – Joelho
Extensão/Flexão

Fonte: LAROSA, P. R. R. (2016)

A articulação do tornozelo permite 1 grau de liberdade principal. Os movimentos relacionados a articulação do tornozelo são: extensão (flexão dorsal) e a flexão (flexão plantar). O tornozelo é estabilizado pelos ligamentos da articulação tibiofibular distal, em que nela pode se ocorrer apenas pequenas rotações.

A articulação do pé possui um grau de liberdade. Ela é responsável pelo movimento de inversão e eversão.

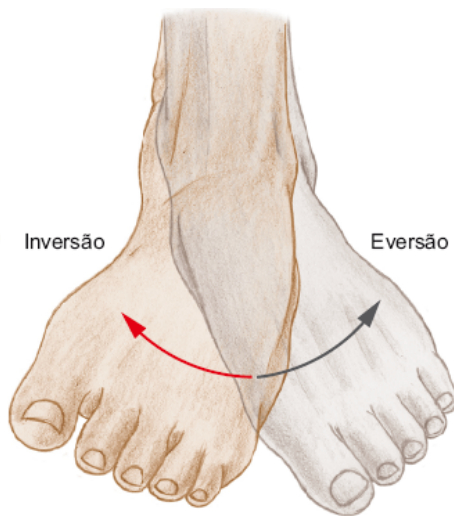


Figura 3.8 – Junta do pé
Inversão/Eversão

Fonte: LAROSA, P. R. R. (2016)



Figura 3.9 – Tornozelo
Dorsiflexão/Flexão plantar

Fonte: LAROSA, P. R. R. (2016)

Um alto grau de compatibilidade entre as juntas de um exoesqueleto com as articulações do corpo humano permite uma maior disposição de movimentos possíveis, além do conforto associado. Algumas juntas podem acabar tendo seu acionamento de maneira passiva, porém para um controle de equilíbrio nos diferentes planos, se faz necessário um limite mínimo do número de juntas com acionamento ativo. Para um controle de equilíbrio mais robusto mais juntas com acionamento ativo são requeridas.

3.3 Marcha Humana

Nesta seção, apresentam-se conceitos sobre a marcha humana com base no livro Cinesiologia (HOUGLUM, P.A.; BERTOTI, D. B., 2014). Esse estudo é fundamental para o projeto de um exoesqueleto de membros inferiores. A partir dela obtemos a base para uma possível modelagem por meio de alguns parâmetros importantes nas diferentes fases da passada.

Um ciclo de marcha é o período de quando o calcanhar de um pé toca o solo até o momento em que ele volta a tocá-lo. O ciclo de marcha é dividido em duas fases: apoio e balanço. As fases de apoio e balanço são subdivididas e descritas de várias formas.

Em uma caminhada normal de um adulto, um ciclo dura aproximadamente 1 segundo e tem uma extensão de 1,4 m. O período em que os dois pés estão apoiados no chão é denominado de apoio duplo, cerca de 20% do ciclo. O período em que somente um dos pés

está apoiado no chão é denominado de apoio simples, cerca de 40%. A duração do apoio duplo é inversamente proporcional à velocidade da caminhada.

Alguns parâmetros de interesse no ciclo de marcha serão abordados a seguir. O comprimento do passo é a distância entre o contato inicial (medido no ponto médio do calcanhar) do pé para o contato inicial do pé oposto. O comprimento da passada é a distância entre o contato inicial de um pé e o contato inicial do mesmo pé. A largura do passo é a distância horizontal entre os dois pés, medida do ponto médio do contato de um calcanhar até o ponto médio do calcanhar seguinte. O ângulo de progressão é o ângulo formado entre a linha de progressão em uma linha reta e uma linha que corta o pé no ponto médio do calcanhar, e corre entre o segundo e o terceiro dedo. A cadência é o número de passos completados por unidade de tempo, usualmente dado em passos por minuto.

Levando em consideração uma pessoa adulta e aspectos comuns durante a movimentação, a largura do passo mede entre 5 e 10 cm. A saída do pé (ângulo de progressão) é em torno de 7°. Numa caminhada a distância percorrida é cerca de 50 a 120 ou 130 passos por minuto e numa outra forma, a velocidade média normal de caminhada é de cerca de 80 m/min.

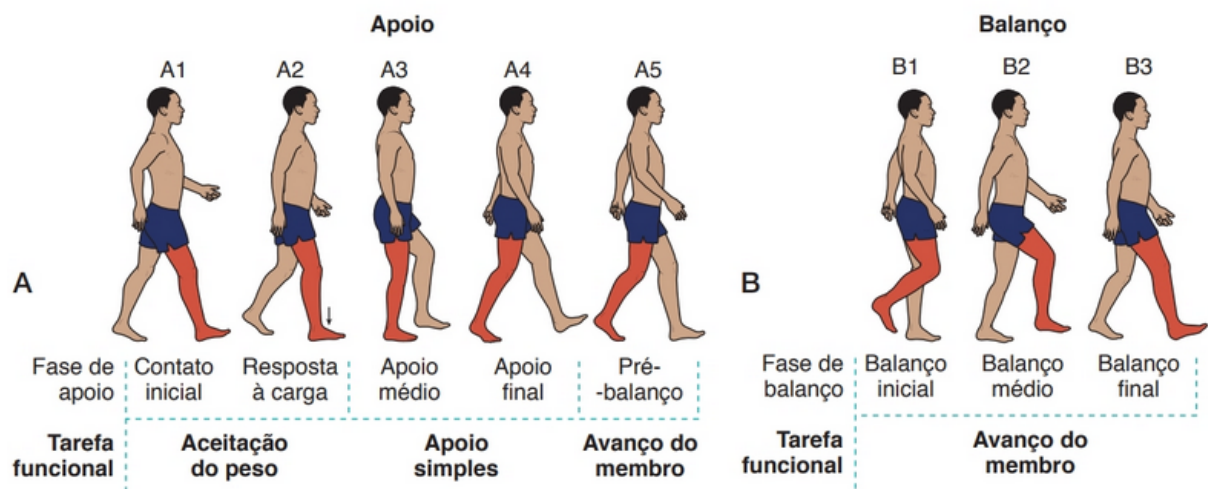


Figura 3.10 – Ciclo de marcha

Fonte: [HOUGLUM, P.A.](#); [BERTOTI, D. B.](#) (2014)

Um exoesqueleto, mesmo quando projetado para garantir compatibilidade anatômica e permitir uma caminhada próxima ao natural, pode apresentar variações nos parâmetros do ciclo da marcha. Esses desvios podem ocorrer devido a fatores como peso, idade, altura, nível de força muscular e outras características individuais do usuário. No contexto da reabilitação, por exemplo, a marcha pode sofrer alterações em aspectos como o tempo e amplitude da passada. Essas variações devem ser analisadas cuidadosamente para garantir que o equipamento contribua efetivamente para a recuperação e a adaptação do paciente.

Fase	Definição e descrição	Membro contralateral
Fase de apoio 60% do ciclo da marcha: 0 a 60%		
Contato inicial 0 a 2%	Contato com o solo, tipicamente com o calcanhar. É o período inicial do apoio duplo.	Fim do apoio final
Resposta à carga 2 a 10%	O peso do corpo é transferido à perna e o pé desce em direção ao solo. <i>*Apoio duplo continua.</i>	Pré-balanço
Apoio médio 10 a 30%	Inicia-se em posição unilateral quando o pé oposito é levantado até que CBT estejam alinhados sobre uma única perna. <i>*Apoio unilateral</i>	Balanço médio
Apoio final 30 a 50%	O calcanhar sobe, as pernas avançam sobre o antepé e o tronco se move sobre o membro de sustentação, que agora está em extensão.	Balanço final
Pré-balanço 50 a 60%	O contato com o solo é em direção às cabeças dos metatarsais, coincidindo com o pé oposito, que faz contato; termina com o levantamento dos dedos. <i>*Início do segundo período de apoio duplo.</i>	Contato inicial – resposta à carga
Fase de balanço 40% do ciclo da marcha: 60 a 100%		
Balanço inicial 60 a 73%	Com o pé levantado, os joelhos se flexionam para encurtar a perna e atender à necessidade de aceleração.	Início do apoio médio
Balanço médio 73 a 87%	Agora, a perna está sob e, em seguida, anterior a CBT, posicionada quase diretamente oposta à perna contralateral de apoio; flexão máxima do joelho.	Fim do apoio médio
Balanço final 87 a 100%	Inicia-se com a tibia perpendicular ao solo durante todo o avanço da perna à frente à medida que o membro se desacelera para o contato inicial	Apoio final

Figura 3.11 – Características do ciclo de marcha

Fonte: HOUGLUM, P.A.; BERTOTI, D. B. (2014)

Fase	Tarefa funcional	Requisito de ângulo articular	Principal força muscular
Contato inicial	Contato com a superfície Aceitação do peso	Tornozelo: 0° Joelho: 3° a 5° de flexão Quadril: 25° a 30° de flexão	Tibial anterior Quadríceps Glúteos máximo e médio
Resposta à carga	Aceitação do peso Absorção de choque	Tornozelo: 15° de flexão plantar Joelho: até 15° de flexão Quadril: 25° a 30° de flexão	Tibial anterior Quadríceps Glúteo máximo
Apoio médio	Apoio simples	Tornozelo: de 15° de flexão plantar a 15° de flexão dorsal Joelho: 5° de flexão Quadril: extensão total	Gastrocnêmio e sóleo Glúteos máximo, médio, mínimo e tensor da fáscia lata
Apoio final	Apoio simples Propulsão	Tornozelo: de 15° de flexão dorsal a 20° de flexão plantar Joelho: move-se em extensão total Quadril: 10° de extensão	Gastrocnêmio
Pré-balanço	Propulsão	Tornozelo: 20° de flexão plantar Joelho: 40° de flexão Quadril: 10° de extensão	Gastrocnêmio Adutores do quadril Reto femoral
Balanço inicial	Encurtamento da perna para o levantamento do pé	Tornozelo: à flexão dorsal neutra Joelho: 40° a 60° de flexão Quadril: de extensão a 25° a 30° de flexão	Tibial anterior Isquiotibiais Iliopsoas
Balanço médio	Encurtamento da perna para o levantamento do pé Geração de momento	Tornozelo: neutro Joelho: 60° de flexão Quadril: 25° a 30° de flexão	Tibial anterior Iliopsoas
Balanço final	Avanço da perna Preparação para o contato inicial Desaceleração	Tornozelo: neutro Joelho: extensão total Quadril: 25° a 30° de flexão	Tibial anterior Glúteo máximo e isquiotibiais

Figura 3.12 – Ângulos de juntas correspondentes às fases do ciclo de marcha

Fonte: HOUGLUM, P.A.; BERTOTI, D. B. (2014)

3.4 Atuadores

Os estudos dessa seção tem como base o livro de Robótica Industrial (SANTOS, W. E.; JÚNIOR, J. H. C. G., 2015), e auxiliam para a compreensão dos tópicos referentes a *driver* e redutor no contexto deste trabalho.

Os atuadores são responsáveis pelo controle de grandezas físicas em malha aberta ou fechada. Os principais tipos aqui se relacionam com a movimentação. Atuadores hidráulicos e pneumáticos empregam o uso de fluídos para o seu funcionamento e geralmente são utilizados para tarefas que exigem maior esforço. Já os motores elétricos de corrente contínua e motores de passo são amplamente utilizados na robótica. Motores elétricos muitas vezes requerem o uso de *drivers* e redutores para que se tenha o funcionamento desejado.

Os servomotores permitem um controle preciso de sua movimentação por meio de *feedback*. Dentre os servomotores em corrente contínua, o que faz uso de um motor DC *brushless* (Sem Escovas) possui vantagens em relação aos outros. O motor DC *Iron Cored* (Núcleo de ferro) possui perdas no ferro e o motor DC *Moving Coil* (Bobina Móvel) tem problemas com aquecimento. Além desses quesitos, há vantagens também em relação ao desgaste e necessidade de manutenção por parte do motor DC *brushless*.

O motor de passo, tende a ter um menor custo, isento de manutenções, é seguro e confiável, e dificilmente possui falhas. Porém, para a aplicação nesse trabalho possui uma grande desvantagem, que se trata da falta de suavidade em baixas velocidades.

Esse trabalho requer o uso de atuadores num sistema de posicionamento para que os ângulos das juntas sejam controlados. Para um melhor precisão e suavidade nos movimentos o ideal seria a utilização de um servomotor DC *brushless*.

3.4.1 Driver

Driver, ou amplificador de potência, em um sistema de servoacionamento elétrico, é o componente que aplica no servomotor a energia elétrica (tensões, correntes) necessária para que este se movimente em função dos sinais de comando recebidos na sua interface de entrada. Em geral, deve ser especificamente designado para operar com cada tipo particular de motor, obedecendo a questão de compatibilidade.

A maioria dos *drivers* para servomotores DC opera ou em modo de controle de torque ou em modo de controle de velocidade. A escolha do tipo de modo de operação depende, inicialmente, da forma como o bloco de controle de posição foi projetado para enviar os sinais de compensação de erro de posição. Em geral, os servoacionamentos são do tipo reversível. Sendo assim, o *driver* pode fornecer energia para acionamento em ambos sentidos de giro e também receber energia durante a frenagem.

Em alguns *drivers* se faz o uso de elementos transistores atuando como amplificadores. Eles possuem características lineares de amplificação. Mas nesse caso, a energia não utili-

zada pelo motor acaba sendo dissipada em forma de calor (problema de baixa eficiência). Em amplificadores chaveados digitalmente, a tecnologia mais utilizada para resolver esse problema é o PWM (Pulse Width Modulation), ou Modulação por Largura de Pulso. Nessa situação a operação do transistor passa rapidamente pela região onde ocorre a dissipação térmica elevada.

3.4.2 Redutor

O redutor é um componente responsável por um sistema transmissão mecânica. O tipo de transmissão em questão é chamada de transformadora. Além da transmissão do movimento, ele possui a função de transformar as grandezas físicas do sistema como o torque e velocidade. A relação de transmissão (i) interfere nos torques de entrada (M_e) e saída (M_s), assim como as velocidades de entrada (n_e) e saída (n_s):

$$i = \frac{M_s}{M_e} = \frac{n_e}{n_s} \quad (3.1)$$

A relação de torques é inversa a relação de velocidades, e ambas são dependentes do fator de redução.

Motores elétricos geralmente tem seu funcionamento otimizado para altas rotações. Então a presença de um redutor no sistema permite movimentos mais lentos. No geral, transmissões mecânicas permitem que seja exigido um menor torque do motor, além da redução de não linearidades e inércia da carga refletida ao eixo do motor.

Contudo, apresenta também algumas desvantagens como perdas de eficiência e precisão. Para que as desvantagem sejam minimizadas há possibilidade de implementação de transmissões transformadoras avançadas, como é o caso da transmissão harmônica que apresenta as seguintes características:

- Alta capacidade de torque;
- Boa precisão de posicionamento;
- Boa repetibilidade;
- Alta rigidez à torção;
- Praticamente isento de folgas;
- Em alguns casos necessita de lubrificação;
- Eficiência dependente da rotação.

Alguns tipos de servomotores, que são conhecidos como torque motor, possuem a capacidade de operar em baixas velocidades de rotação, além de também fornecer elevados torques de saída. Sendo assim, o movimento pode ocorrer sem necessidade de transmissões transformadoras. A seguir pode ser visto um exemplo de figura representando um redutor harmônico:

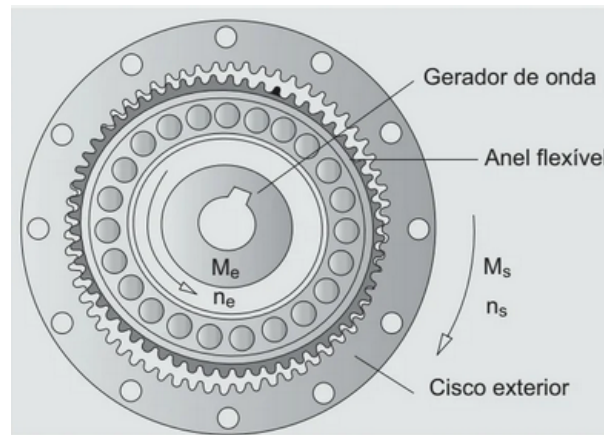


Figura 3.13 – Transmissão Harmônica

Fonte: SANTOS, W. E.; JÚNIOR, J. H. C. G. (2015)

3.5 Placa Microcontroladora - Arduíno

O conteúdo dessa seção tem como base o livro (JÚNIOR, S. L. S.; SILVA, R. A., 2015). Ele apresenta um interessante conteúdo referente a placa microcontroladora a ser usada para o projeto.

O Arduino é uma plataforma *open-source*, ou seja, seu código-fonte está disponível para distribuição e modificação. Essa plataforma usa microcontroladores, que são circuitos integrados com diversos periféricos internos que permitem a interação com o ambiente e controle de atuadores. Diferente de um microprocessador, um microcontrolador já possui todos os componentes necessários para operar, bastando conectá-lo ao ambiente e programá-lo. Baseado nos microcontroladores da ATMEL, o Arduino padroniza as interfaces de hardware, tornando a programação mais acessível e atraente para comunidade.

O Arduino UNO é baseado no microcontrolador ATMEGA328, um componente de 8 bits da família AVR com arquitetura RISC. Ele possui 32 KB de memória Flash, 2 KB de RAM e 1 KB de EEPROM, com um cristal externo de 16 MHz, podendo ser configurado para até 20 MHz em projetos dedicados. A placa oferece 14 pinos digitais (6 PWM), 6 entradas analógicas e suporta alimentação via USB ou fonte externa (7 a 12 V). O ATMEGA328 opera a 5 V, com 3,3 V disponíveis a até 50 mA.

A versão R3 do Arduino UNO inclui pinos SDA e SCL para comunicação serial, além de melhorias no circuito de reset. A placa também conta com o ATMEGA16U2, que gerencia a comunicação USB e o upload do código para o ATMEGA328, facilitando a programação. LEDs indicam a transmissão (TX) e recepção (RX) de dados. O microcontrolador ATMEGA328 possui 28 pinos, dos quais 23 são I/O, com funções adicionais como interrupção externa e comunicação serial.

Os pinos 0 e 1 são usados para comunicação serial e USB, e os pinos 2 e 3 podem

Fonte: JÚNIOR, S. L. S.; SILVA, R. A. (2015)

3.6 Sensores

Esta seção aborda dispositivos essenciais para o controle de sistemas automatizados, como *encoders* e unidades de medida inercial (IMUs). Os *encoders* medem posição angular e usualmente são usados em conjunto com motores, enquanto a IMU, composta por acelerômetros e giroscópios, monitora aceleração e rotação, permitindo o controle preciso da orientação e movimento em sistemas dinâmicos. Esses dispositivos são importantes no contexto da robótica bípede e serão materiais utilizados na elaboração do projeto.

3.6.1 *Encoder*

O livro de Robótica Industrial [SANTOS, W. E.; JÚNIOR, J. H. C. G. \(2015\)](#) fornece a referência usada para o tópico de *encoders*. Eles são dispositivos utilizados para medir posição angular. É formado por sensores ópticos (emissor e receptor) que a partir da interrupção de feixes de luz gera um sinal elétrico a ser interpretado. A interrupção é feita por marcações e o sinal se relaciona com a posição do eixo.

Encoder absoluto apresenta uma saída relacionada a uma posição absoluta referenciada por endereço e sua resolução depende do número de bits. Se trata de um instrumento mais caro e precisa de mais cabos para enviar uma informação de vários bits.

Encoder incremental necessita do reconhecimento de uma posição início para servir de referência e tem resolução determinada pelo número de pulso por rotação. Apresentam uma saída de pulsos (incrementos) em que é possível detectar a velocidade angular de um determinado eixo. Se for necessário determinar o sentido de rotação, é preciso utilizar dois pares fotoacoplados, caso somente velocidade, utiliza-se um par fotoacoplado.

3.6.2 Unidade de Medida Inercial

Conforme o que foi apresentado por [JÚNIOR, S. L. S.; SILVA, R. A. \(2015\)](#), a IMU (Unidade de Medida Inercial) é um sistema integrado por meio da combinação dos sensores acelerômetro e giroscópio. Essa combinação de sensores oferece uma visão detalhada e precisa do movimento e da orientação de um objeto, fornecendo dados essenciais sobre aceleração, velocidade, posição e orientação em um espaço tridimensional.

Os acelerômetros são dispositivos responsáveis por medir a aceleração linear ao longo de um ou mais eixos. Esses sensores podem detectar mudanças na velocidade de um objeto, além de fornecer informações sobre a inclinação em relação à força gravitacional, permitindo calcular a aceleração em diferentes direções. Podem ser usados tanto para monitoramento de movimentos dinâmicos quanto para detectar variações de posição estática.

Já os giroscópios são sensores que medem a velocidade angular, ou seja, a taxa de rotação de um objeto em torno de um eixo específico. Eles são fundamentais para determinar a

orientação do objeto em um sistema de coordenadas, sendo capazes de fornecer informações cruciais para o controle de estabilidade e navegação. A combinação dos dados de aceleração e rotação permite que a IMU calcule a trajetória e a postura de um objeto, mesmo na ausência de um sistema de posicionamento externo.

Dessa forma, a IMU se destaca como uma ferramenta essencial em sistemas de navegação inercial, como os utilizados em aviões, veículos autônomos, dispositivos móveis e outras aplicações de alta precisão, onde o monitoramento contínuo da posição e orientação é crucial. A integração de acelerômetros e giroscópios em um único dispositivo permite um processamento mais eficiente das informações, proporcionando uma solução compacta e de alto desempenho para diversas aplicações tecnológicas.

3.7 Modelagem

A modelagem do exoesqueleto pode ser compreendida como uma adaptação da modelagem de um robô bípede humanoide. Os estudos apresentados por [GOSWAMI, A.; VADAKKEPAT, P. \(2019\)](#) demonstram que, na robótica, a modelagem é realizada por uma base de computação dos modelos de cinemática direta e inversa, bem como de dinâmica direta e inversa. Além disso, outras ferramentas desempenham um papel fundamental, como o cálculo das trajetórias dos pés e do centro de massa durante a locomoção, além da determinação do ZMP. A seguir, são apresentadas estruturas de modelagem que contribuem para o desenvolvimento deste trabalho.

3.7.1 Sistema de Coordenadas

A definição de um sistema de coordenadas é essencial para a modelagem e análise dos movimentos, proporcionando um referencial preciso para descrever posições e orientações no espaço tridimensional. Os trabalhos apresentados por [GOSWAMI, A.; VADAKKEPAT, P. \(2019\)](#) fornecem uma base para a construção da estrutura de sistema de coordenadas aqui definida.

Para garantir uma representação coerente, utiliza-se uma correspondência entre os planos anatômicos e o sistema de coordenadas cartesiano. A relação estabelecida é o plano sagital será representado por um plano paralelo ao plano yz , o plano coronal por um paralelo ao plano xz e o plano horizontal por um paralelo ao xy .

Para estabelecer um padrão de referência, adota-se a convenção em que o sentido positivo do eixo y corresponde ao deslocamento para frente, ou seja, na direção do movimento natural da marcha. Dessa forma, pode-se descrever deslocamentos e rotações de modo a simplificar a modelagem matemática dos movimentos corporais.

Além disso, os principais sistemas de coordenadas locais são definidos em pontos

estratégicos do corpo para facilitar a análise dos movimentos. Os principais referenciais nesse trabalho são o centro do quadril (base) e o pé (efetor final). O primeiro é o ponto central do corpo para efeitos de modelagem biomecânica, e o segundo representa a extremidade da perna, sendo essencial para analisar a dinâmica da marcha e a distribuição de forças durante o movimento. A posição e orientação relativa entre esses referenciais são de extrema importância para a correta descrição cinemática e dinâmica do movimento humano.

Para descrever com precisão as rotações corporais, utiliza-se três componentes principais, cada uma associada a um eixo específico de rotação:

- Arfagem (*Pitch*) – Rotação em torno do eixo x . Esse movimento está relacionado à inclinação para frente ou para trás, como ocorre na flexão e extensão do tronco.
- Rolagem (*Roll*) – Rotação em torno do eixo y . Esse movimento representa a inclinação lateral do corpo, como quando se desloca o peso para um dos lados.
- Guinada (*Yaw*) – Rotação em torno do eixo z . Relaciona-se à torção do corpo, como ao girar o tronco para olhar para os lados.

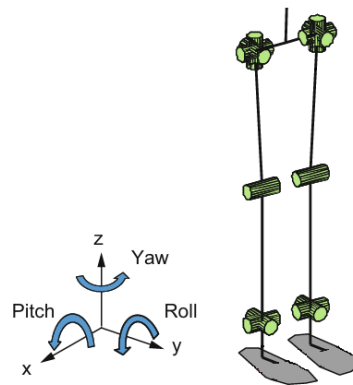


Figura 3.16 – Exemplo do sistemas de coordenadas convencional para um modelo generalizado

Fonte: Adaptado de GOSWAMI, A.; VADAKKEPAT, P. (2019)

3.7.2 Juntas e Elos

O estudos com base no livro de robótica, CRAIG, J. J. (2012), fornecem suporte para definição dos tipos de mecanismos utilizados para o modelo de exoesqueleto desse trabalho. Todas as juntas utilizadas na modelagem são definidas como juntas do tipo rotacionais de um grau de liberdade que se correlacionam com às juntas anatômicas dos membros inferiores, onde há a comparação das partes do corpo humano e exoesqueleto. Cada lado do exoesqueleto possui o quadril composto por duas juntas, uma no plano sagital (movimento de *pitch*) e outra no plano coronal (movimento de *roll*), representando dois graus de liberdade para cada perna. A parte equivalente ao joelho do exoesqueleto é constituído por uma junta no plano sagital, representando um grau de liberdade. O conjunto pé e tornozelo será composto

por juntas no plano sagital e coronal, representando dois graus de liberdade para essa parte do sistema. Esse último conjunto será levado em conta como efetor final, num contexto de robótica. Conforme a definição de cada junta, é estabelecido sistema de coordenada local para cada parte.

O modelo para cinemática e dinâmica leva em consideração o pé como a extremidade livre do mecanismo. Para simulações que consideram sistemas generalizados, o pé considerado como um elo também. Os elos considerados para a modelagem generalizada são: pé (elo 3), canela (elo 2), coxa (elo 1) e a ligação entre a junta e centro do quadril (elo 0). O símbolo utilizado para a descrição do comprimento dos elos em equações é l acompanhado de seu índice. O símbolo utilizado para a descrição do ângulo de orientação dos elos em equações será θ acompanhado pela representação de seu eixo de rotação e de seu índice.

3.7.3 Transformações Homogêneas

Para uma representação de maneira sistemática da orientação e posicionamento de um sistema de coordenadas é interessante o uso de matrizes. Como diferentes sistemas de coordenadas estão relacionados entre si, operações entre matrizes podem ser realizadas para determinar orientação e posicionamento relativo entre eles. Conforme o que foi apresentado em [CRAIG, J. J. \(2012\)](#), essas operações são feitas por meio de Transformações Homogêneas, que levam em conta a rotação e translação de um sistema à uma referência.

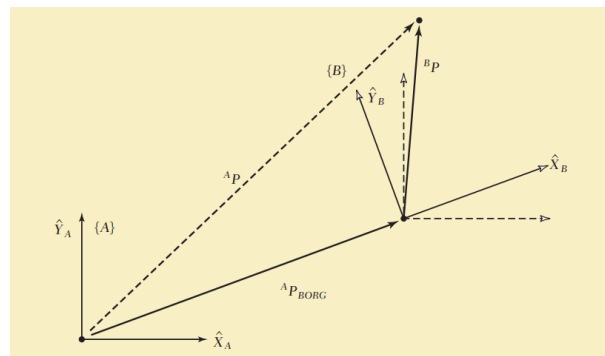


Figura 3.17 – Sistema de referência B rotacionado e translado

Fonte: [CRAIG, J. J. \(2012\)](#)

Uma generalização para representar uma Transformação Homogênea considerando os eixos (x,y,z) é da seguinte maneira:

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{d} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & d_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & d_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & d_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

$$\mathbf{d} = \begin{bmatrix} d_x & d_y & d_z \end{bmatrix}^T \quad (3.4)$$

A matriz de rotação $\mathbf{R}$ pode ser representada em relação a cada um dos três eixos, descrevendo uma orientação a partir de um ângulo θ e se diferenciando por seus elementos. Uma rotação do eixo x é representada da seguinte maneira:

$$\mathbf{R}_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_x) & -\sin(\theta_x) \\ 0 & \sin(\theta_x) & \cos(\theta_x) \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

Uma rotação do eixo y :

$$\mathbf{R}_y = \begin{bmatrix} \cos(\theta_y) & 0 & \sin(\theta_y) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta_y) & 0 & \cos(\theta_y) \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

Uma rotação do eixo z :

$$\mathbf{R}_z = \begin{bmatrix} \cos(\theta_z) & -\sin(\theta_z) & 0 \\ \sin(\theta_z) & \cos(\theta_z) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

O vetor $\mathbf{d}$ representa uma translação, ou mesmo um descolamento, em relação a um sistema de referência. A última linha faz com que a homogeneidade da matriz se preserve.

Quando um mecanismo tem sistemas de coordenadas que são interligados e em movimento, utiliza-se de uma transformação que pode ser entendida como um conjunto de transformações ou uma transformação composta. No caso dos dois elos acoplados, uma transformação do efector final para a referência, seria dado da seguinte maneira:

$$\mathbf{T}_{12} = \mathbf{T}_1 \cdot \mathbf{T}_2 \quad (3.8)$$

Sendo $\mathbf{T}_1$ a representação do movimento da junta intermediária em relação à junta de referência. E $\mathbf{T}_2$ a representação do movimento do efector final em relação a junta intermediária.

3.7.4 Cinemática

A cinemática estuda os movimentos dos corpos, sem levar em consideração os esforços atuantes no sistema, conforme descrito por [CRAIG, J. J. \(2012\)](#). A cinemática no âmbito de robôs manipuladores pode ser dividida em direta e inversa. Na cinemática direta são utilizados ângulos dos elos para a obtenção das posições no planos cartesianos, útil para a realização de simulações. Na cinemática inversa, a partir de um ponto desejado no espaço é possível obter soluções para a configuração de um conjunto de ângulos entre elos.

Essas abordagens são úteis para comandar um robô bípede por meio da rotação de seus elos. O livro comentado explora a modelagem de robôs manipuladores e pode ter seus conceitos importados para o âmbito da modelagem de um exoesqueleto robótico. Sendo assim, serão utilizados os seus princípios e equações para a modelagem cinemática de uma perna do exoesqueleto no plano sagital.

A figura a seguir apresenta o modelo de um mecanismo com dois graus de liberdade no plano yz, também conhecido como plano sagital da perna do exoesqueleto. O mecanismo é composto por duas juntas rotacionais, correspondentes ao quadril e ao joelho, além de dois elos que representam os segmentos da perna. A extremidade fixa corresponde à junta do quadril, enquanto a extremidade móvel representa o pé, que funciona como o efector final.

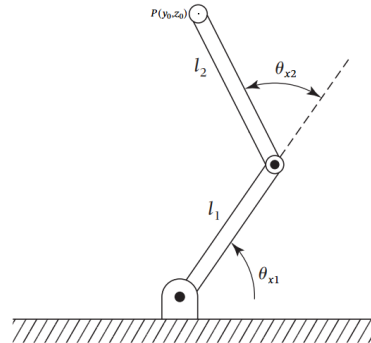


Figura 3.18 – Modelo cinemático correspondente para perna do exoesqueleto

Fonte: Adaptado de [CRAIG, J. J. \(2012\)](#)

No plano sagital, o ponto de interesse (efetor final) é representado por $P(y_0, z_0)$, definido em relação ao sistema de coordenadas da junta do quadril para simplificação. Com base nessa modelagem cinemática, os posicionamentos serão apresentados a seguir.

Cinemática direta:

$$y_0 = l_1 \cos(\theta_{x1}) + l_2 \cos(\theta_{x1} + \theta_{x2}) \quad (3.9)$$

$$z_0 = l_1 \sin(\theta_{x1}) + l_2 \sin(\theta_{x1} + \theta_{x2}) \quad (3.10)$$

Cinemática inversa:

$$\theta_{x2} = \arccos \left(\frac{y_0^2 + z_0^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1^2 l_2^2} \right) \quad (3.11)$$

$$\theta_{x1} = \arctan 2(y_0, z_0) - \arctan 2 \left(\frac{l_2 \sin(\theta_{x2})}{l_1 + l_2 \cos(\theta_{x2})} \right) \quad (3.12)$$

Trata-se de soluções geométricas do sistema. A equação 3.11 é formulada com base na lei dos cossenos, enquanto a equação 3.12 emprega a função $\arctan 2$ para distinguir corretamente os diferentes quadrantes no resultado. As equações utilizam termos como os comprimentos dos elos l_1 e l_2 , os ângulos θ_{x1} e θ_{x2} em relação às articulações que giram torno de eixos x locais e também o ponto $P(y_0, z_0)$.

Para simplificar a análise da cinemática de um sistema, algumas convenções podem ser utilizadas. Os parâmetros de Denavit-Hartenberg (D-H) são empregados para obter as transformações homogêneas entre os elos, permitindo determinar a orientação e o posicionamento do efetuador final. Esses parâmetros são definidos considerando eixos alinhados aos eixos x e z e cada sistema de coordenadas. O movimento no contexto do modelo apresentado ocorre paralelo ao plano yz de referência.

Os parâmetros referentes a x são o ângulo de rotação θ_x ao redor do eixo e distância de translação (d), que pode ser interpretada como a distância de separação entre as origens dos sistemas de coordenadas ao longo do eixo. Os parâmetros referentes a z são o ângulo de torção (θ_z) em torno do eixo e comprimento de ligação (a), que também pode ser entendido como o comprimento do elo. Esses quatro parâmetros são suficientes para a elaboração das transformações homogêneas.

Para o modelo adotado, os parâmetros são utilizados conforme a seguinte tabela:

Elo	θ_{xi}	d_i	θ_{zi}	a_i
1	θ_{x1}	0	0	l_1
2	θ_{x2}	0	0	l_2

Tabela 3.1 – Parâmetros D-H

Como o movimento é planar, os ângulos α_i são iguais a zero. Além disso, devido ao acoplamento dos elos em uma mesma junta, não há distâncias de translação d_i . Para a transformação da referência para o primeiro elo, tem-se:

$$\mathbf{T}_1^{ref} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{x1}) & -\sin(\theta_{x1}) & 0 & l_1 \cos(\theta_{x1}) \\ \sin(\theta_{x1}) & \cos(\theta_{x1}) & 0 & l_1 \sin(\theta_{x1}) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

A transformação do primeiro elo para o segundo elo é dada por:

$$\mathbf{T}_2^1 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{x2}) & -\sin(\theta_{x2}) & 0 & l_2 \cos(\theta_{x2}) \\ \sin(\theta_{x2}) & -\cos(\theta_{x2}) & 0 & l_2 \sin(\theta_{x2}) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

A transformação que representa a orientação e o posicionamento da extremidade pode ser obtida por meio da multiplicação dessas transformações:

$$\mathbf{T}_2^{ref} = \mathbf{T}_1^{ref} \cdot \mathbf{T}_2^1 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{x1} + \theta_{x2}) & -\sin(\theta_{x1} + \theta_{x2}) & 0 & l_1 \cos(\theta_{x1}) + l_2 \cos(\theta_{x1} + \theta_{x2}) \\ \sin(\theta_{x1} + \theta_{x2}) & -\cos(\theta_{x1} + \theta_{x2}) & 0 & l_1 \sin(\theta_{x1}) + l_2 \sin(\theta_{x1} + \theta_{x2}) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

Seguindo ainda a linha de uma análise cinemática simplificada e sistemática, é possível também usar da ferramenta matemática Jacobiano. Se trata de uma matriz que relaciona as velocidades lineares e angulares do efector final com as velocidades dos elos. Para o modelo sobre o plano sagital aqui desenvolvido, a matriz jacobiana posse ser representada da seguinte maneira:

$$\mathbf{J}(\theta) = \begin{bmatrix} \frac{\partial y}{\partial \theta_1} & \frac{\partial y}{\partial \theta_2} \\ \frac{\partial z}{\partial \theta_1} & \frac{\partial z}{\partial \theta_2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_1 \sin(\theta_1) - l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) & -l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ l_1 \cos(\theta_1) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) & l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

O vetor de velocidades lineares:

$$\dot{\mathbf{p}} = \begin{bmatrix} \dot{y} \\ \dot{z} \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

O vetor de velocidades angulares:

$$\dot{\boldsymbol{\theta}} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \quad (3.18)$$

Com isso a relação pode ser expressa, a seguir:

$$\dot{\mathbf{p}} = \mathbf{J}(\theta) \cdot \dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (3.19)$$

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial y}{\partial \theta_1} & \frac{\partial y}{\partial \theta_2} \\ \frac{\partial z}{\partial \theta_1} & \frac{\partial z}{\partial \theta_2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

Por vezes a cinemática inversa pode apresentar redundância, tendo a possibilidade de diferentes soluções, ou seja, configurações angulares distintas para um mesmo posicionamento do efector final. Para o caso o exoesqueleto, limitações angulares dos elos faz com que se acabe com a ambiguidade.

3.7.5 Dinâmica

A dinâmica estuda os movimentos dos corpos, levando em consideração os esforços atuantes no sistema, conforme descrito por [CRAIG, J. J. \(2012\)](#). No caso da robótica, forças e torques são estudados de maneira a auxiliar na obtenção de movimentos adequados nos elos do robô. Na dinâmica direta, os movimentos são obtidos por meio de aplicação de um torque. Na dinâmica inversa o torque é obtido a partir dos valores desejados, como as posições e suas taxas temporais. Os modelos dinâmicos podem ainda seguir a formulações de Newton-Euler ou alternativamente a formulação de Lagrange. Enquanto a primeira abordagem da dinâmica se baseia no equilíbrio de forças, a segunda se baseia na energia.

Os trabalhos apresentados em [GOSWAMI, A.; VADAKKEPAT, P. \(2019\)](#) mostram a descrição da dinâmica na robótica humanoide por meio da equação de Lagrange. Se trata de um método constituído de uma equação fundamental:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial L}{\partial q} = Q \quad (3.21)$$

Em que o Lagrangiano L é definido como sendo a diferença entre a energia cinética (T) e a energia potencial (U) de um sistema.

$$L = T - U \quad (3.22)$$

O símbolo q representa as coordenadas generalizadas do sistema, ou mesmo os ângulos das juntas, e Q representa os esforços generalizados.

A modelagem dinâmica da perna do exoesqueleto no plano sagital pode ser representada por um mecanismo com dois elos e duas juntas, semelhante aos sistemas utilizados na robótica de manipuladores, conforme apresentado por [CRAIG, J. J. \(2012\)](#). Considerando um sistema de coordenadas local, a junta correspondente ao quadril é fixa, enquanto o efetor final representa o pé do exoesqueleto. A junta intermediária, relativa ao joelho, conecta os dois elos, que representam as partes da perna. Com base nos conceitos apresentados nesse livro, são definidas as equações e princípios a seguir para o sistema em questão.

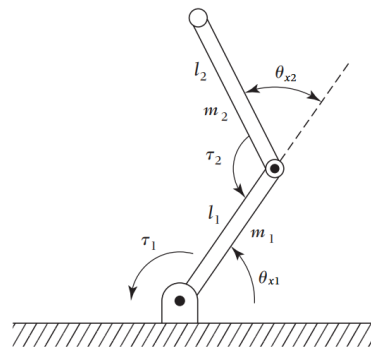


Figura 3.19 – Modelo dinâmico correspondente para perna do exoesqueleto

Fonte: Adaptado de [CRAIG, J. J. \(2012\)](#)

A energia cinética do sistema é obtida somando-se as contribuições dos dois elos, considerando tanto o movimento linear quanto o rotacional:

$$T = T_1 + T_2 \quad (3.23)$$

$$T_1 = \frac{1}{2}m_1v_1^2 + \frac{1}{2}I_1\dot{\theta}_1^2 \quad (3.24)$$

$$T_2 = \frac{1}{2}m_2v_2^2 + \frac{1}{2}I_2\dot{\theta}_2^2 \quad (3.25)$$

Onde m representa a massa de um elo e I seu momento de inércia em relação ao centro de massa. As velocidades lineares do CM dos elos e suas velocidades angulares são denotadas por v e $\dot{\theta}$, respectivamente. Analogamente, a energia potencial é expressa por:

$$U = U_1 + U_2 \quad (3.26)$$

$$U_1 = m_1gh_1 \quad (3.27)$$

$$U_2 = m_2gh_2 \quad (3.28)$$

Em que g é a constante gravitacional e h é a altura do centro de massa de cada elo.

Aplicando o método de Lagrange pela equação 3.21 para esse sistema, obtém-se a seguinte expressão:

$$\mathbf{M}(\theta)\ddot{\theta} + \mathbf{C}(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + \mathbf{G}(\theta) = \tau \quad (3.29)$$

Nesta equação, $\mathbf{M}$ representa a matriz de inércia, que descreve a relação entre a dinâmica do sistema e os parâmetros físicos, como massas, comprimentos e momentos de inércia dos elos. A matriz $\mathbf{C}$ contém os termos centrífugos e de Coriolis, que surgem do movimento rotacional dos elos e das forças inerciais associadas. Já $\mathbf{G}$ representa os termos gravitacionais, que correspondem às forças atuantes nos elos devido à gravidade, variando conforme os ângulos dos elos θ .

Elementos de uma matriz de inércia para o sistema dinâmico abordado:

$$\mathbf{M}(\theta) = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix} \quad (3.30)$$

$$M_{11} = I_1 + I_2 + m_1r_1^2 + m_2(l_1^2 + r_2^2 + 2l_1r_2 \cos(\theta_2)) \quad (3.31)$$

$$M_{12} = M_{21} = I_2 + m_2(r_2^2 + l_1r_2 \cos(\theta_2)) \quad (3.32)$$

$$M_{22} = I_2 + m_2r_2^2 \quad (3.33)$$

Elementos de uma matriz de termos centrífugos e de Coriolis para o sistema dinâmico abordado:

$$\mathbf{C}(\theta, \dot{\theta}) = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} \\ C_{21} & C_{22} \end{bmatrix} \quad (3.34)$$

$$C_{11} = -m_2 l_1 r_2 \sin(\theta_2) \dot{\theta}_2 \quad (3.35)$$

$$C_{12} = -m_2 l_1 r_2 \sin(\theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \quad (3.36)$$

$$C_{21} = m_2 l_1 r_2 \sin(\theta_2) \dot{\theta}_1 \quad (3.37)$$

$$C_{22} = 0 \quad (3.38)$$

Elementos de uma matriz de termos gravitacionais para o sistema dinâmico abordado:

$$\mathbf{G}(\theta) = \begin{bmatrix} G_1 \\ G_2 \end{bmatrix} \quad (3.39)$$

$$G_1 = g(m_1 r_1 \cos(\theta_1) + m_2 (l_1 \cos(\theta_1) + r_2 \cos(\theta_1 + \theta_2))) \quad (3.40)$$

$$G_2 = m_2 g r_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (3.41)$$

Em que r representa a distância de um centro de massa de um elo a partir da junta.

3.7.6 Trajetória

Com base na explicação de [CRAIG, J. J. \(2012\)](#), a trajetória do efector final de um robô pode ser determinada por meio de interpolação, impondo condições de contorno como restrições, a fim de obter uma curva suavizada e controlar o movimento. Para essa finalidade é comum a utilização de polinômios de grau 3 e 5, sendo que o primeiro resulta em aceleração constante, enquanto o segundo leva em consideração a taxa de variação da aceleração.

Cada ponto da trajetória é posteriormente convertido em ângulos de junta através da cinemática inversa. A interpolação, além de poder ser realizada por meio de polinômios, também pode ser feita com *splines* que são funções compostas por segmentos polinomiais conectados suavemente, assegurando continuidade em posição, velocidade e aceleração ao longo de toda a trajetória.

A implementação prática de uma trajetória envolve diversas etapas, começando pela definição dos pontos de passagem, com a determinação das coordenadas e a conversão para ângulos de junta. A escolha do método de interpolação, utilizando polinômios cúbicos para trajetórias simples ou *splines* para uma suavização aprimorada. A determinação das velocidades, especificando manualmente, aplicando heurísticas ou garantindo continuidade da aceleração. Além da simulação e ajustes para validar a trajetória e otimizar os parâmetros. A seguir, são apresentadas as equações utilizadas na elaboração de um sistema de trajetória para os pés em diferentes eixos:

Polinômio cúbico:

$$p(t) = a_0 + a_1(t - t_0) + a_2(t - t_0)^2 + a_3(t - t_0)^3 \quad (3.42)$$

$$\dot{p}(t) = a_1 + 2a_2(t - t_0) + 3a_3(t - t_0)^2 \quad (3.43)$$

$$\ddot{p}(t) = 2a_2 + 6a_3(t - t_0) \quad (3.44)$$

Polinômio de quinto grau:

$$p(t) = a_0 + a_1(t - t_0) + a_2(t - t_0)^2 + a_3(t - t_0)^3 + a_4(t - t_0)^4 + a_5(t - t_0)^5 \quad (3.45)$$

$$\dot{p}(t) = a_1 + 2a_2(t - t_0) + 3a_3(t - t_0)^2 + 4a_4(t - t_0)^3 + 5a_5(t - t_0)^4 \quad (3.46)$$

$$\ddot{p}(t) = 2a_2 + 6a_3(t - t_0) + 12a_4(t - t_0)^2 + 20a_5(t - t_0)^3 \quad (3.47)$$

A interpolação de trajetórias é fundamental para suavizar os movimentos de robôs, garantindo uma locomoção mais estável e natural. Os conceitos de interpolação desenvolvidos para manipuladores robóticos serão adaptados para a trajetória do pé nesse trabalho, permitindo ajustes dinâmicos e maior adaptação às variações do sistema, resultando em uma marcha mais eficiente e equilibrada. A seguir é mostrado um exemplo de trajetória nos diferentes eixos ao longo do tempo para um pé de exoesqueleto:

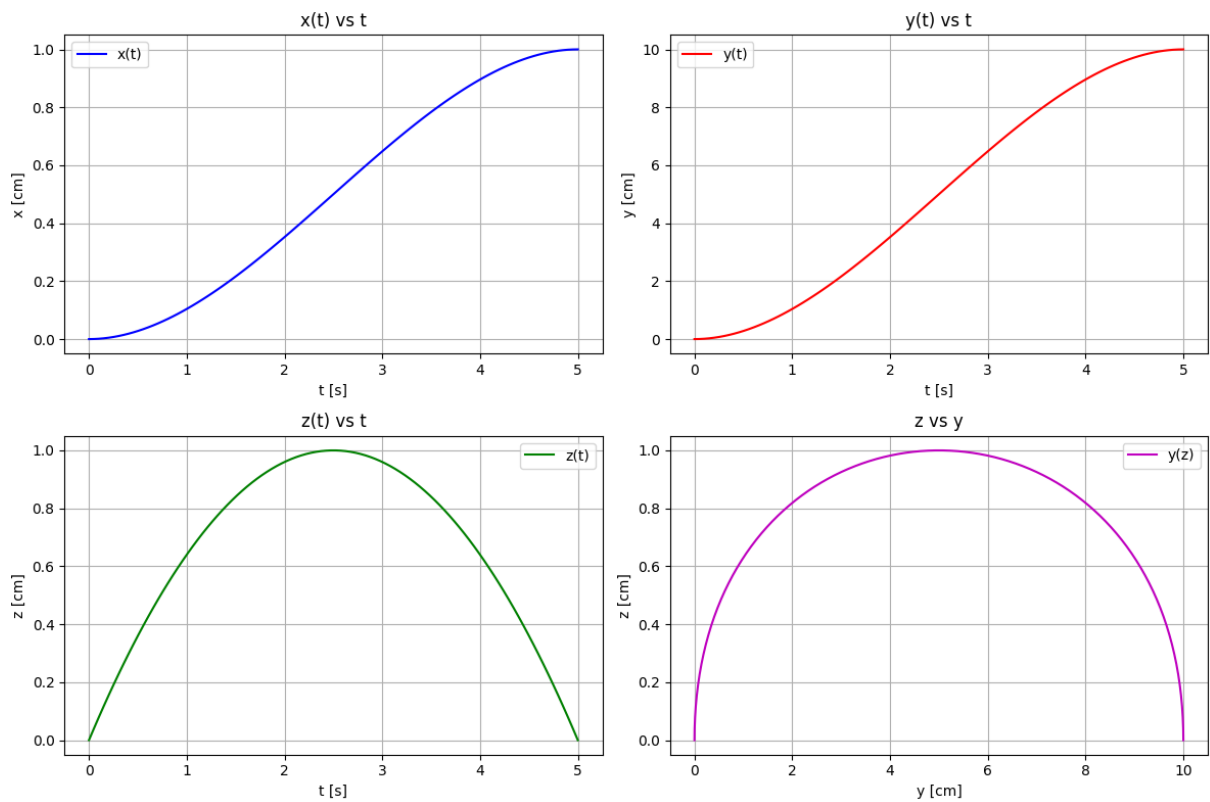


Figura 3.20 – Exemplo de trajetória para um pé de exoesqueleto

Fonte: O autor

3.7.7 Pêndulo Invertido

A locomoção bípede descrita em [Kajita *et al.* \(2001\)](#) pode ser modelada por meio de um pêndulo invertido, sendo essa abordagem aplicável tanto para robôs quanto para seres humanos e exoesqueletos. Durante a fase de apoio simples, a dinâmica do sistema pode ser representada pelo modelo do pêndulo invertido linear tridimensional (3D-LIPM), que assume que o centro de massa se move dentro de um plano horizontal fixo no espaço. Essa simplificação permite separar as equações de movimento nos planos sagital e lateral, facilitando o planejamento e controle da caminhada.

Ao considerar que a variação do CM na coordenada z é mínima, a dinâmica do pêndulo invertido linear pode ser descrita pelas seguintes equações diferenciais:

$$\ddot{y} = \frac{g}{z_c} y - \frac{1}{m z_c} u_r \quad (3.48)$$

$$\ddot{x} = \frac{g}{z_c} x - \frac{1}{m z_c} u_p \quad (3.49)$$

Onde z_c é a altura constante do centro de massa em relação ao solo, g representa a aceleração da gravidade, m é a massa total do sistema e u_r e u_p são os momentos de controle aplicados ao robô. Essas equações indicam que o movimento do robô depende tanto da força gravitacional quanto dos torques aplicados, permitindo o ajuste fino da locomoção por meio do controle adequado dos momentos. Para uma descrição mais detalhada da posição do centro de massa, podem ser utilizadas coordenadas esféricas $\mathbf{q} = (\theta_r, \theta_p, r)$. Em que θ_r se trata do ângulo polar e θ_p do ângulo azimutal. A relação entre essas coordenadas e as cartesianas é dada por:

$$x = r \sin(\theta_p) \quad (3.50)$$

$$y = -r \sin(\theta_r) \quad (3.51)$$

$$z = r \sqrt{1 - (\sin(\theta_r))^2 - (\sin(\theta_p))^2} \quad (3.52)$$

Além disso, os torques τ_r e τ_p , que atuam sobre o sistema, podem ser descritos em termos dos momentos u_r e u_p como:

$$\tau_r = \frac{\cos(\theta_r)}{\sqrt{1 - (\sin(\theta_r))^2 - (\sin(\theta_p))^2}} u_r \quad (3.53)$$

$$\tau_p = \frac{\cos(\theta_p)}{\sqrt{1 - (\sin(\theta_r))^2 - (\sin(\theta_p))^2}} u_p \quad (3.54)$$

A figura a seguir representa visualmente o pêndulo em questão:

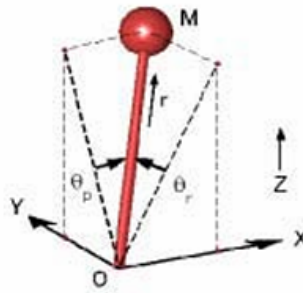


Figura 3.21 – Pêndulo invertido linear tridimensional

Fonte: [Kajita et al. \(2001\)](#)

Esse modelo é amplamente utilizado no planejamento de trajetórias para robôs humanoides, pois permite prever o comportamento do centro de massa e determinar a distribuição de forças necessárias para garantir um deslocamento estável. O controle preditivo baseado no modelo 3D-LIPM possibilita ajustes dinâmicos na trajetória do robô para compensar variações inesperadas no terreno e otimizar o consumo energético durante a caminhada.

Dessa forma, o modelo do pêndulo invertido linear em três dimensões se apresenta como uma ferramenta fundamental no estudo da locomoção bípede, contribuindo para a evolução de sistemas robóticos avançados e de exoesqueletos que buscam replicar o comportamento humano de maneira eficiente.

3.7.8 Zero Moment Point (ZMP)

A estabilidade de um robô bípede pode ser analisada por meio do conceito do *Zero Moment Point*, um critério amplamente utilizado na modelagem e controle da locomoção de robôs humanoides como é apresentado em [Kajita et al. \(2003\)](#). O ZMP é definido como o ponto no solo onde o momento resultante das forças de contato entre o pé e o solo é nulo, garantindo que o robô permaneça estável durante a caminhada.

A correta manutenção do ZMP dentro do polígono de suporte, que representa a região delimitada pelos pontos de contato entre os pés do robô e o solo, é essencial para evitar a queda. No apoio simples, o polígono de suporte corresponde à área ocupada pelo único pé em contato com o solo; no apoio duplo, a região de suporte se expande para a área entre os dois pés. A seguir é mostrada uma imagem da localização do ZMP num sistema de locomoção bípede humanoide:

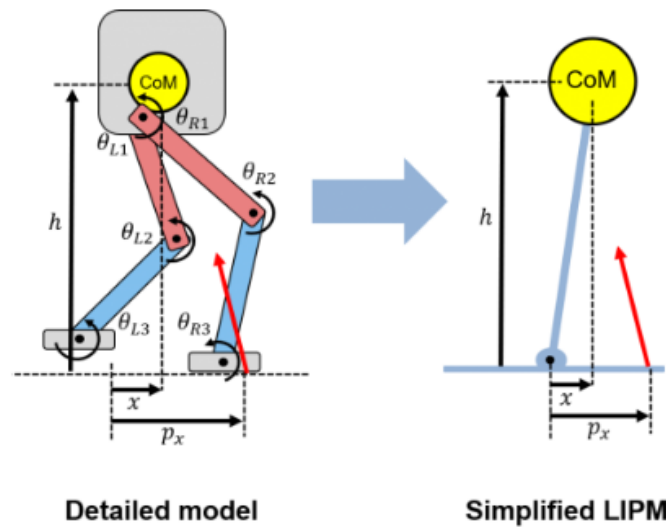


Figura 3.22 – Exemplo de localização do ZMP numa modelagem de robô bípede

Fonte: [MathWorks Student Lounge \(2019\)](#)

As equações governantes do modelo, considerando o ZMP, conforme a modelagem dinâmica do modelo LIPM visto, são dadas por:

$$\ddot{y} = \frac{g}{h}(y - p_y) \quad (3.55)$$

$$\ddot{x} = \frac{g}{h}(x - p_x) \quad (3.56)$$

Em que (p_x, p_y) é o ponto correspondente ao ZMP e h é a altura fixa do centro de massa do robô. Essas equações mostram que a aceleração do centro de massa depende da posição relativa ao ZMP, permitindo a predição do movimento e o controle preciso da locomoção.

O conceito de ZMP é essencial para a análise e controle da locomoção bípede, sendo amplamente aplicado no desenvolvimento de robôs humanoides. O uso do modelo do pêndulo invertido linear e a implementação de técnicas avançadas, tem permitido avanços na área, garantindo caminhadas mais estáveis e eficientes.

3.7.9 Caminhada Padrão

Conforme o modelo de [Kajita et al. \(2001\)](#) mostrado anteriormente, que diz respeito ao pêndulo invertido linear tridimensional, é possível analisar a trajetória do CM. Sob a hipótese de que o CM se desloca dentro de um plano de restrição arbitrário com altura fixa z_c , a dinâmica do sistema pode ser caracterizada por um parâmetro invariante denominado energia orbital. Esse conceito surge da própria natureza do 3D-LIPM, cuja dinâmica pode ser interpretada como um campo de força central, onde a aceleração do CM é proporcional à

sua posição. A energia orbital nos eixos x e y é definida pelas seguintes equações:

$$E_y = -\frac{g}{2z_c E_y} y^2 + \frac{1}{2} \dot{y}^2 \quad (3.57)$$

$$E_x = -\frac{g}{2z_c E_x} x^2 + \frac{1}{2} \dot{x}^2 \quad (3.58)$$

Onde E_x e E_y são as componentes da energia orbital, g representa a aceleração da gravidade e z_c é a altura constante do CM. Essas equações representam a soma da energia potencial e da energia cinética do CM ao longo dos eixos. O artigo ainda apresenta que essa estrutura resulta em uma trajetória do pêndulo no plano xy descrita por uma curva hiperbólica, quando as componentes de energia nos eixos satisfazem as condições $E_x > 0$ e $E_y < 0$, sendo expressa por:

$$\frac{g}{2z_c E_x} x^2 + \frac{g}{2z_c E_y} y^2 + 1 = 0 \quad (3.59)$$

Essa equação evidencia que, para valores específicos de E_x e E_y , a trajetória do CM se segue uma curva hiperbólica no plano de locomoção. A partir do modelo 3D-LIPM, é possível gerar um padrão de caminhada ao definir as condições iniciais de posição e velocidade do CM em cada fase da locomoção. Como a energia orbital é invariante no tempo, a trajetória do CM segue um comportamento simétrico e previsível ao longo do eixo de caminhada.

Para garantir uma caminhada estável, o robô deve planejar adequadamente a posição e a velocidade do CM em cada fase de suporte, assegurando transições suaves entre os passos. Além disso, o modelo permite adaptações para terrenos inclinados ao modificar o plano de restrição do movimento.

O 3D-LIPM é um modelo fundamental para a locomoção bípede, pois descreve a trajetória do CM como uma curva hiperbólica governada pela energia orbital. Sua estrutura matemática simples e eficiente possibilita a geração de padrões de caminhada de forma previsível e controlável. Vale destacar a observação feita para a equação 3.59 que apresenta semelhanças com curvas hiperbólicas presentes em problemas de mecânica celeste, como as órbitas de escape de corpos sob influência gravitacional. No contexto da locomoção bípede, isso implica que a caminhada segue um padrão simétrico e previsível em relação ao eixo de deslocamento.

4 Metodologia

A revisão bibliográfica e a revisão teórica utilizaram a técnica de pesquisa de documentação direta, em que por meio da pesquisa bibliográfica foi possível uma exploração acerca do assunto e análise de diferentes projetos e tecnologias na área de exoesqueletos. Ademais, consolidou-se uma base referente às ferramentas utilizadas para a elaboração do projeto, desde um desenvolvimento matemático e físico para abordagem do assunto, até materiais e técnicas usualmente utilizadas no âmbito da robótica. Os métodos desse tipo de pesquisa foram literaturas e sites, com materiais no formato de trabalhos acadêmicos, artigos e livros.

Este trabalho possui dois tipos de abordagem para o projeto de exoesqueleto com controle de equilíbrio. O primeiro tipo, 'malha aberta', trata-se da definição de uma caminhada estável, dentro dos critérios de marcha humana, fornecendo um padrão para equilíbrio dinâmico do sistema, desconsiderando perturbações significativas. O segundo tipo, 'malha fechada', refere-se a alocar o polígono de suporte numa posição em que ocorre a interseção com o ZMP, colocando novamente o sistema em equilíbrio estático, após eventuais perturbações.

4.1 Etapas do Projeto

A seguir, se utilizará outra técnica, a pesquisa experimental, para o desenvolvimento do projeto de um protótipo de exoesqueleto com controle de equilíbrio. Nela serão empregados determinados métodos como definições de parâmetros e variáveis, experimentações e testes, além de observações e avaliações. O projeto seguirá algumas etapas durante seu desenvolvimento:

1. Estabelecer as especificações do projeto a partir de requisitos do exoesqueleto.
2. Constituir procedimentos de parametrização do exoesqueleto e sua implementação.
3. Realizar experimento no modelo digital de caminhada estável com base nos parâmetros definidos para o projeto, por meio de simulação.
4. Elaborar modelo padrão para realização do protótipo.
5. Construir o projeto de protótipo eletromecânico do exoesqueleto.
6. Desenvolver o sistema de equilíbrio, com base em sensoreamento usando IMU.
7. Testar o posicionamento dos pés para equilíbrio, por meio do protótipo.
8. Apresentar resultados dos testes e experimentos, acompanhados de análises e observações.

4.2 Programa de Suporte

As simulações e modelo digital serão aplicados por meio de um programa, via software Matlab, chamado MATLAB and Simulink Robotics Arena: Walking Robot, visto em [MATHWORKS Student Competitions Team \(2024\)](#). Nesse contexto, o controle de equilíbrio será ajustado usando um conjunto envolvendo membros inferiores, tronco e exoesqueleto, e será baseado no controle de equilíbrio de um robô bípede. O programa possui um repertório que está de acordo com [Kajita *et al.* \(2001\)](#), ([Kajita *et al.*, 2003](#)), [Ali, Park e Lee \(2010\)](#), e também [Englsberger *et al.* \(2011\)](#), além de utilizar conceitos num formato generalizado do que foi apresentado no Capítulo 3. As simulações recorrem a um exemplo teórico de robô com 5 graus de liberdade por perna, sendo dois graus para juntas do quadril, dois para juntas do pé/tornozelo e um para o joelho.

O programa segue o modelo de sistema dinâmico referente a um pêndulo invertido linear. Essa modelagem leva em consideração a caminhada bípede em apoio simples, alternando entre as pernas. A primeira fase de utilização do programa para este trabalho é analisar o comportamento de um pêndulo invertido. Isso é feito por meio de uma simulação de um pêndulo virtual, que dadas condições iniciais, fornece a trajetória do mesmo sobre um plano fixo no eixo z . Essa etapa é de grande importância para a compreensão do comportamento do modelo.

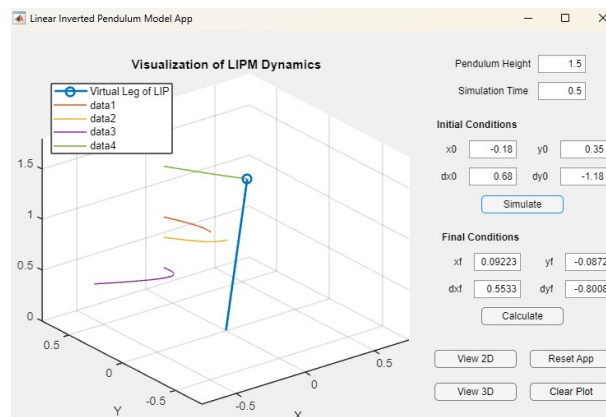


Figura 4.1 – Exemplo de simulação LIPM - Pêndulo Virtual

Fonte: O autor

O equilíbrio em malha aberta assume um padrão de caminhada simétrico e sem perturbações. Nesse tipo de caminhada, a trajetória gerada para o centro de massa possui um sincronismo com o ZMP ao longo do tempo, fazendo com que o robô fique estável nesse contexto. A caminhada em malha aberta possui uma quantidade de passos predefinida, sendo uma restrição sobre a complexidade do caminho a ser percorrido.

Numa segunda fase, deve-se criar a trajetória do corpo admitindo previamente um modelo físico inicial do robô (conjunto citado anteriormente). O centro de massa do robô é

tido como equivalente ao modelo de pêndulo invertido linear. Metade da trajetória de uma passada do robô pode ser obtida por meio de uma curva adquirida através do simulador mostrado anteriormente. Esse pedaço de trajetória deve se tratar de uma curva que indique uma trajetória de corpo para uma caminhada estável do robô. Uma maneira de garantir a simetria de uma trajetória, é por meio do conceito de energia orbital para um pêndulo invertido linear. Dessa forma uma trajetória hiperbólica pode ser gerada, com auxílio de funções fornecidas pelo próprio programa, com ajustes iterativos para determinados parâmetros de caminhada.

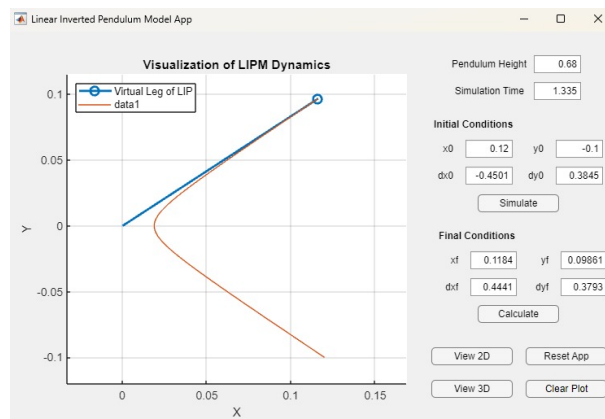


Figura 4.2 – Exemplo de simulação de curva para gerar padrão de caminhada

Fonte: O autor

Adquiridos os parâmetros de um padrão de caminhada adequado, é possível realizar a terceira fase, a simulação de trajetória de corpo. A cada passo, o ponto de apoio, ou seja, a fixação do pêndulo é alterada. Assim, é possível a movimentação da massa do pêndulo ao longo do eixo y sobre o plano estabelecido (fixo no eixo z). A simulação do programa utiliza de um modelo de espaço de estados discreto e trajetórias formadas por interpolação de polinômios cúbicos.

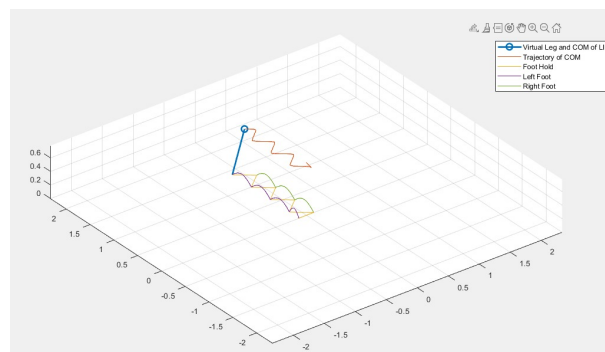


Figura 4.3 – Exemplo de simulação do padrão de caminhada em malha aberta - LIPM

Fonte: O autor

Na primeira fase, o centro de massa se move sobre um pé, e vai para um plano mais

baixo, onde ocorre o deslocamento. A segunda fase se trata do primeiro passo ou meia passada, preparando-se para iniciar o padrão. Na terceira fase, passos consecutivos são realizados, executando o padrão de caminhada.

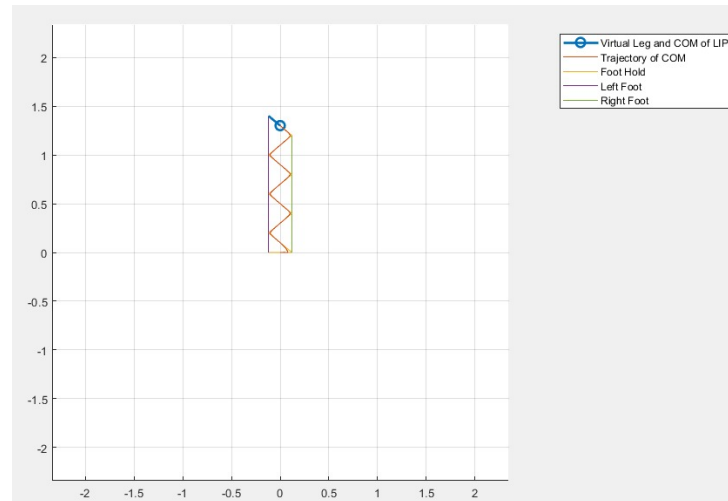


Figura 4.4 – Exemplo de simulação do padrão de caminhada em malha aberta no plano xy - LIPM

Fonte: O autor

A quarta fase é a simulação da trajetória dos pés em relação ao corpo. Na simulação anterior, os pés e o centro de massa se moviam ao longo de um sistema global de coordenadas, porém nesta, o centro de massa é mantido fixo e os pés se movem relativamente a ele. Essa informação se refere exclusivamente ao posicionamento dos pés e não à orientação, e posteriormente determinará os movimentos nas juntas. Essa simulação considera que o corpo e os pés estão mantendo uma orientação normal ao chão.

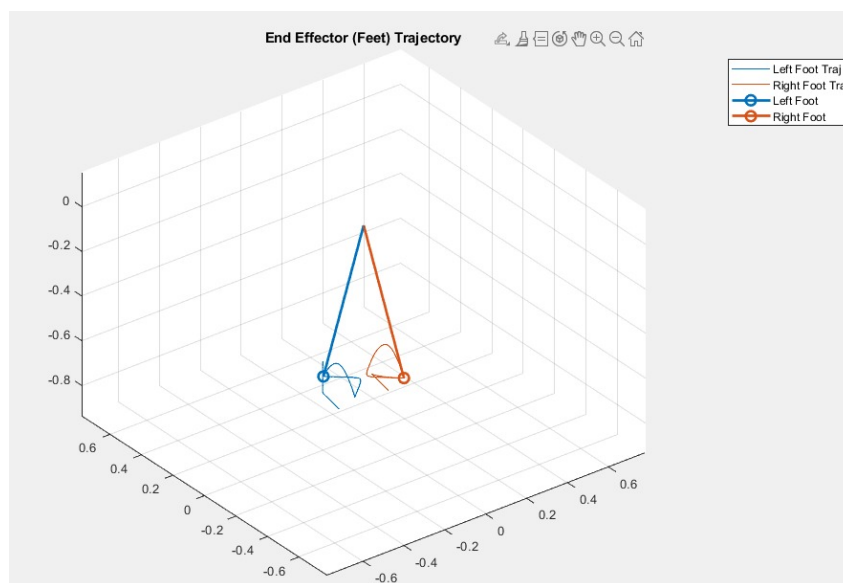


Figura 4.5 – Exemplo de simulação de trajetória dos pés no sistema de coordenadas local - LIPM

Fonte: O autor

Após obter as trajetórias dos pés, deve-se realizar, numa quinta fase, a simulação dos ângulos de cada junta com correspondência ao seu grau de liberdade. Isso é feito utilizando a convenção dos parâmetros de D-H, além dos conceitos de transformada homogênea e cinemática inversa respeitando as restrições impostas a cada junta. Ao final da simulação, o efector final (pé) possui informações a respeito de orientação e posição ao longo de uma trajetória.

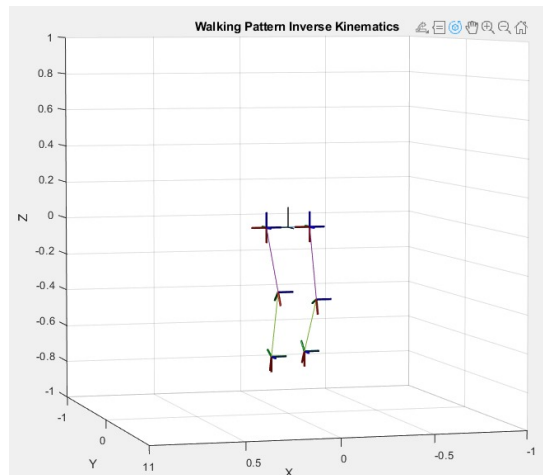


Figura 4.6 – Exemplo de simulação de movimento angular das juntas no padrão de caminhada

Fonte: O autor

A última fase da utilização do programa, é a verificação do resultado da determinação dos parâmetros de projeto. Nela o padrão de caminhada em malha aberta é simulado, sendo possível analisar o comportamento, além de comprovar a estabilidade com base no projeto. As entradas são as informações de trajetória do efector final. A simulação então procura representar a cinemática e dinâmica do sistema, que tem parâmetros internos calculados por meio de solucionador de sistemas. Trata-se de uma simulação também visual, fornecendo uma previsão de comportamento do robô.

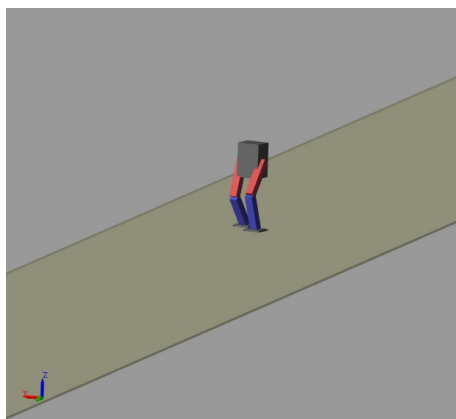


Figura 4.7 – Exemplo de simulação do modelo robótico - padrão de caminhada em malha aberta

Fonte: O autor

5 Projeto e Implementação

Este capítulo envolve diferentes frentes de projeto deste trabalho. A criação de um modelo de exoesqueleto e seu protótipo correspondente. O projeto de um padrão de caminhada estável para o modelo. Por último, o projeto e implementação de um sistema de posicionamento dos pés do modelo do exoesqueleto a fim de obter um controle de equilíbrio com base no ZMP.

5.1 Especificações de Requisitos

A concepção de um modelo de exoesqueleto parte do estabelecimento de requisitos específicos. Neste trabalho, a altura padrão do usuário foi definida como 1,73 m, com uma massa correspondente de 78,5 kg, valores que representam a média para homens no Distrito Federal, conforme o estudo apresentado em [THOMAZ, P. M. D.; SILVA, E. F.; COSTA, T. H. M. \(2013\)](#). Além disso, a velocidade das caminhadas de reabilitação foi estabelecida como inferior a 0,9 m/s. Para a simplificação do projeto, os requisitos utilizados nesta seção foram levemente adaptados com base nos estudos citados. A Tabela 5.1, elaborada conforme adaptações dos estudos de [Freire \(2019\)](#), apresenta as relações antropométricas adotadas para o exoesqueleto, expressas em função da altura do modelo de usuário h no contexto do projeto.

Ombro - quadril (d_{oq})	$0,34 \cdot h$	Quadril - esquerda à direita (d_{qed})	$0.259 \cdot h$
Quadril - solo (d_{qs})	$0,53 \cdot h$	Ombro - esquerda à direita (d_{oed})	$0.191 \cdot h$
Quadril - joelho (d_{qj})	$0,245 \cdot h$	Largura do pé (d_{px})	$0.055 \cdot h$
Joelho - tornozelo (d_{jt})	$0,246 \cdot h$	Comprimento do pé (d_{py})	$0.152 \cdot h$
Tornozelo - solo (d_{ts})	$0,039 \cdot h$		

Tabela 5.1 – Requisitos de relações de proporção do exoesqueleto inspirados em antropometria

Fonte: Adaptado de [Freire \(2019\)](#)

A Tabela 5.2 reúne os requisitos para a caminhada do exoesqueleto em tamanho real, que são úteis como referência de projeto. Os valores apresentados na tabela 5.2 e também na tabela 5.3 se apoiam nos estudos de cinesiologia referentes a [HOUGLUM, P.A.; BERTOTI, D. B. \(2014\)](#).

Velocidade de caminhada normal (v_{cn})	1,4 [m/s]
Passada de caminhada normal (l_{cn})	1,4 [m]
Tempo de passada de caminhada normal (t_{cn})	1 [s]
Velocidade de caminhada em reabilitação (v_{cr})	0,8 [m/s]
Passada de caminhada em reabilitação (l_{cr})	1,2 [m]
Tempo de passada de caminhada em reabilitação (t_{cr})	1,5 [s]
Altura do pé em caminhada (h_{pc})	0,04 [m]
Largura do passo (l_x)	0,05 [m]

Tabela 5.2 – Requisitos para caminhada do exoesqueleto em tamanho real inspirados em cinesiologia

Como h corresponde a altura do modelo de usuário do exoesqueleto em escala, então é definido H como a altura nominal para projeto de um usuário em tamanho real. Por meio disso, tem-se a escala E_{sc} :

$$E_{sc} = \frac{h}{H} \quad (5.1)$$

As variáveis de referência apresentadas até aqui são de interesse para a formação da próxima tabela. Deve ser levado em conta que as relações a seguir fornecem valores que são boas estimativas iniciais para a configuração do projeto, mas o sistema pode ter uma certa não linearidade devido à aplicação de escala.

Velocidade de caminhada normal (v_{cn})	$E_{sc} \cdot 1,4$ [m/s]
Passada de caminhada normal (l_{cn})	$0,83 \cdot h$ [m]
Tempo de passada de caminhada normal (t_{cn})	$0,59 \cdot H$ [s]
Velocidade de caminhada em reabilitação (v_{cr})	$E_{sc} \cdot 0,8$ [m/s]
Passada de caminhada em reabilitação (l_{cr})	$0,71 \cdot h$ [m]
Tempo de passada de caminhada em reabilitação (t_{cr})	$0,89 \cdot H$ [s]
Altura do pé em caminhada (h_{pc})	$0,02 \cdot h$ [m]
Largura do passo (l_x)	$0,028 \cdot h$ [m]

Tabela 5.3 – Requisitos para caminhada do exoesqueleto em escala inspirados em cinesiologia

Além das relações antropométricas e parâmetros de caminhada, a escolha dos atuadores exige a consideração de requisitos de torque e potência para cada junta. As tabelas 5.4 e 5.5 apresentam os valores críticos dessas grandezas (plano sagital) necessários para o funcionamento do exoesqueleto, isto é, os valores máximos que podem ser exigidos dos atuadores durante a caminhada, conforme os estudos de Freire (2019).

Quadril	0,68 [Nm /kg]
Joelho	0,75 [Nm /kg]
Tornozelo	1,78 [Nm /kg]

Tabela 5.4 – Requisitos de amplitude crítica necessária para cada junta - Torque nominal

Fonte: Adaptado de Freire (2019)

Quadril	0,63 [W /kg]
Joelho	0,87 [W /kg]
Tornozelo	2,79 [W /kg]

Tabela 5.5 – Requisitos de amplitude crítica necessária para cada junta - Potência nominal

Fonte: Adaptado de [Freire \(2019\)](#)

As amplitudes apresentadas nas tabelas 5.4 e 5.5 já incluem possíveis variações em relação aos valores esperados durante a caminhada para cada junta. Dessa forma, espera-se que os atuadores operem plenamente durante a movimentação do exoesqueleto, utilizando os valores fornecidos. Os valores finais de torque e potência são calculados multiplicando os valores das tabelas pela massa total definida no projeto.

A massa do usuário no modelo em escala será determinada de forma a manter uma densidade próxima à do corpo humano adulto, aproximadamente 1000 kg/m^3 , segundo [PETROSKI, E. L.; PIRES NETO, C. S. \(2012\)](#). No entanto, ao considerar a densidade do conjunto (usuário e exoesqueleto), o valor esperado é de aproximadamente 500 kg/m^3 , uma vez que o volume praticamente dobra e a massa do equipamento é relativamente pequena em comparação à do usuário.

5.2 Parametrização do Exoesqueleto

Nessa seção são definidas as variáveis e parâmetros do projeto de um exoesqueleto que serão utilizadas posteriormente, para gerar um padrão de caminhada, criar modelo projeto mecânico e realizar simulações. O dimensionamento se trata de um procedimento iterativo, em que ajustes podem ser refeitos a cada etapa.

Os suportes de eixos dos servomotores populares de pequeno porte possuem uma circunferência de aproximadamente 1,5 cm. É de interesse que a perna completa do protótipo de exoesqueleto tenha um valor em torno de 16 vezes esse tamanho. Essa escolha é feita por uma inspeção a partir da anatomia humana, comparando tamanhos de juntas com a perna completa. Além disso, é uma escolha também pela busca de uma compatibilidade mecânica do projeto, com a expectativa de um espaço suficiente para disposição das peças.

Como ponto de partida, o tamanho total de uma perna do protótipo do exoesqueleto e usuário em escala será próxima a 24 cm, e a altura do usuário próximo a 50 cm. Sendo assim, a massa do conjunto considerado para simulações seria algo próximo a 1,5 kg. A partir desses valores será definida a parametrização do conjunto exoesqueleto e usuário em escala, juntamente com o auxílio dos estudos feitos até então, com adaptações razoáveis.

Os procedimentos de parametrização são: dimensionamento do modelo e determinação dos parâmetros gerais, além do estabelecimento dos parâmetros de caminhada. Ou seja, trata-se das definições de valores para as seguintes tabelas:

Membros	Eixo x [cm]	Eixo y [cm]	Eixo z [cm]
Pé	9	10,5	3
Perna (joelho - tornozelo)	5	5	12
Perna (quadril - joelho)	5	5	11,85
Tronco	16	8	20

Tabela 5.6 – Parâmetros de dimensionamento do modelo de conjunto nos diferentes eixos

Altura do usuário (h_t)	48,8 [cm]
Comprimento da perna (L_{perna})	23,85 [cm]
Altura de caminhada (h_c)	22[cm]
Distância lateral - CG a junta do quadril (d_{qx})	5,5 [cm]
Massa (M)	1,5 [kg]
Escala (E_{sc})	0,28

Tabela 5.7 – Parâmetros gerais do modelo de conjunto

Esses parâmetros tratam da construção do modelo físico do conjunto. A altura de caminhada será abordada mais detalhadamente nas próximas seções. A seguir serão apresentados os parâmetros de caminhada para o projeto.

Velocidade de caminhada	22 [cm/s]
Passada de caminhada (l_{cr})	30 [cm]
Tempo de passada (t_{cr})	1,38 s
Passo de caminhada (l_{cr})	15 [cm]
Tempo de passo (t_{crp})	0,69 s
Largura de passo (l_x)	1,3 [cm]
Altura do pé em caminhada (h_{pc})	1 [cm]

Tabela 5.8 – Parâmetros de caminhada em escala, compatíveis com a caminhada de reabilitação

5.3 Implementação do Modelo Parametrizado

Um importante instrumento de equilíbrio do sistema se trata do dimensionamento do polígono de apoio, ou seja, os pés do exoesqueleto. Isso foi feito na seção 5.2 onde o dimensionamento foi pensado para um aumento da área de contato, favorecendo o projeto de equilíbrio, mas também sendo limitado para viabilidade de tamanho do projeto. Portanto, foi escolhida uma área de contato grande o suficiente para equilíbrio e conformidade com as dimensões humanas, de maneira a não inviabilizar o uso do dispositivo pelo usuário.

A seguir, com base nos parâmetros definidos anteriormente, é realizada a implementação do modelo no programa Matlab. A definição de variáveis conforme ao que foi apresentado anteriormente é feita no script `'robotParameters.m'`.

```

density = 500;

leg_width = 0.05;
lower_leg_length = 0.12;
upper_leg_length = 0.1185;

foot_x = 0.09;
foot_y = 0.105;
foot_z = 0.03;

torso_width = 0.16;
torso_length = 0.08;
torso_height = 0.20;

torso_offset_height = -0.05;
torso_offset_length = 0;

```

Também é mostrado o modelo visual resultante de acordo com as configurações, o que pode auxiliar em possíveis ajustes, tanto na área de dimensionamento quanto, posteriormente, na parte de caminhada do modelo.

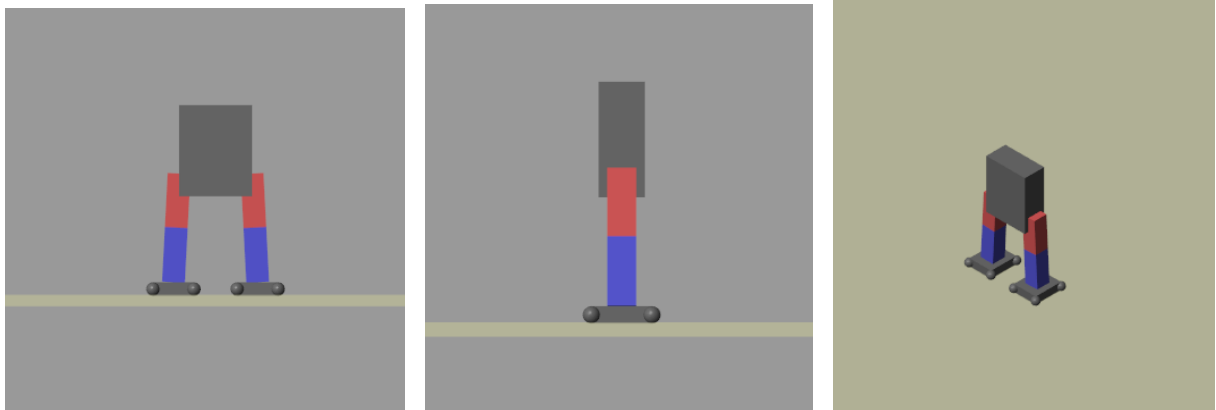


Figura 5.1 – Modelo parametrizado do conjunto usuário e exoesqueleto

Fonte: O autor

5.4 Projeto de Sistema com Caminhada Estável

O dimensionamento adequado dos pés do exoesqueleto certamente favorece uma caminhada estável, assim como a determinação dos parâmetros de caminhada baseados na cinesiologia e anatomia humana. Sendo assim, para completar um projeto de caminhada estável, deve-se formar uma trajetória padrão do centro de massa para caminhada estável.

Para o padrão de caminhada, será utilizado o auxílio da função do programa Matlab, baseada no conceito energia orbital que gera uma trajetória padrão para caminhada estável conforme o LIPM. Essa parte do projeto consiste em adequar os valores h_c e v_{y0} ao restante dos parâmetros de caminhada já determinados. A função 'findInitialConditions' do

script 'animateLIPM.mlx' retorna o tempo de passo que foi calculado para que o centro de massa do LIPM tenha uma trajetória que correspondente a uma caminhada estável. A função também retorna as demais condições iniciais necessárias no sistema. A adequação entre os valores consiste em fazer o tempo retornado pela função ser próximo o suficiente ao tempo de passo estabelecido anteriormente.

A altura de caminhada h_c é medida do quadril ao tornozelo, proveniente de uma angulação base de referência do quadril e joelho. Ela deve ser escolhida de maneira a manter a naturalidade e respeitar a limitação de ângulos da caminhada humana. A velocidade inicial do padrão de caminhada v_{yo} , também deve estar em conformidade com a marcha humana. Caso não seja possível determinar esses valores de maneira adequada, pode ser pensado na possibilidade de mudar a parametrização do exoesqueleto feita anteriormente. A definição de variáveis para caminhada é no *script* 'animateLIPM.mlx'.

```
xTorso = 0.08;           % x distance from body to foot
zRobot = 0.2385;
zModel = 0.22;
swingHeight = 0.015;
stepLength = 0.15;
dy_mid = 0.1;           % y velocity when y = 0 this is the minimum y velocity
x0 = 0.0813;            % want x0 to be around xTorso
```

A segunda definição é feita no *script* 'animateInverseKinematics.mlx'. Nele são determinados os parâmetros de D-H, vistos no capítulo 3, sendo nesse caso um formato generalizado para todos eixos e elos.

```
L1 = 0.08;
L2 = 0;
L3 = 0.1185;
L4 = 0.12;
L5 = 0;
```

Sendo para a perna direita:

```
dhparams = [L1      0      -L2      0;    % Base -> hip yaw
             0      -pi/2    0      0;    % Hip yaw -> hip roll
             0      -pi/2    0      0;    % Hip roll -> hip pitch
             L3      0      0      0;    % Hip pitch -> knee pitch
             L4      0      0      0;    % Knee pitch -> ankle pitch
             0      pi/2     0      0;    % Ankle pitch -> ankle roll
             0      0      L5      0];    % Ankle roll -> end effector (foot)
```

E sendo para perna esquerda:

```
dhparams = [-L1     0      -L2      0;    % Only difference with right leg is the
             0      -pi/2    0      0;    % first element is -L1 instead of L1
             0      -pi/2    0      0;
             L3      0      0      0;
             L4      0      0      0;
```

$$\begin{matrix} 0 & \pi/2 & 0 & 0; \\ 0 & 0 & L5 & 0]; \end{matrix}$$

Conforme comentado, o projeto do sistema com caminhada estável passa pela determinação dos parâmetros mostrados. Esse processo é feito com ajustes em um processo iterativo até que se encontre um modelo mais refinado para o ciclo de marcha viável a partir de valores estimados inicialmente. A estimativa desses valores é feita com base nos dados estudados para o ciclo de marcha humana. A seguir serão mostrados as simulações auxiliares que foram utilizadas para determinação dos valores de projeto.

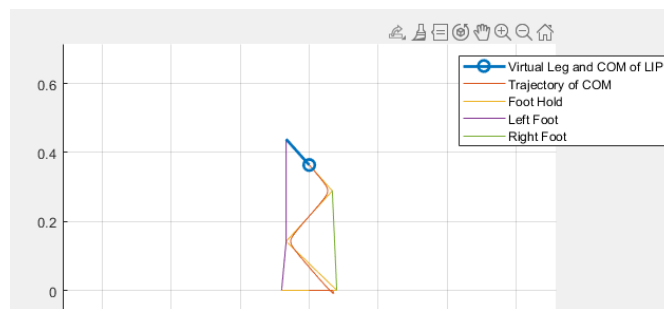


Figura 5.2 – Padrão de caminhada global gerado para o ciclo de marcha - LIPM plano xy

Fonte: O autor

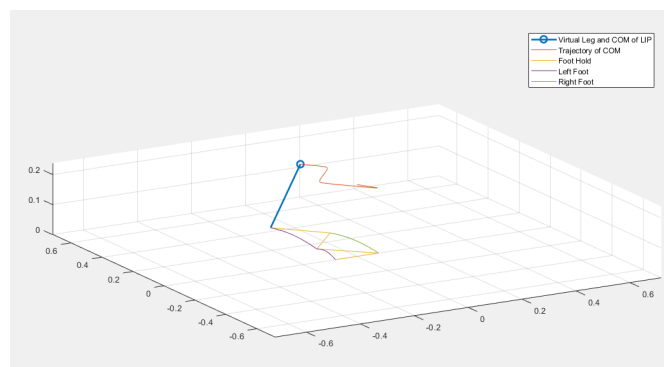


Figura 5.3 – Padrão de caminhada global gerado para o ciclo de marcha - LIPM

Fonte: O autor

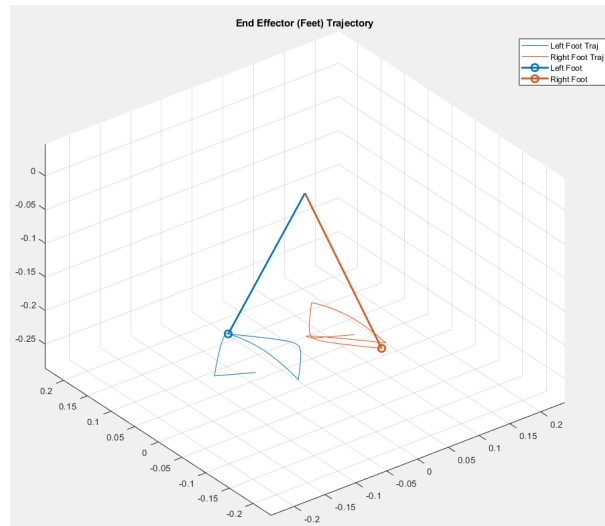


Figura 5.4 – Padrão de caminhada local gerado para o ciclo de marcha - LIPM

Fonte: O autor

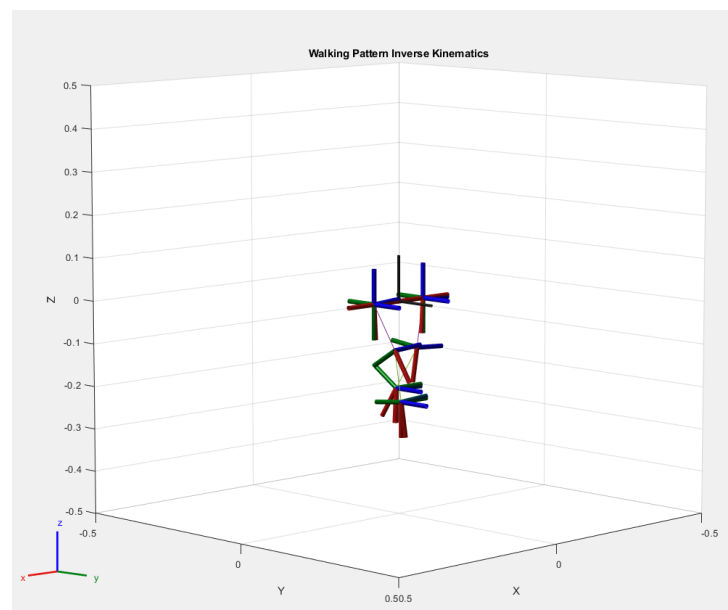


Figura 5.5 – Orientação de juntas no ciclo de marcha - Cinemática inversa

Fonte: O autor

5.5 Projeto de Modelo Padrão de Protótipo

O projeto do dispositivo contará com 5 graus de liberdade em cada perna, garantindo um alto nível de compatibilidade com a movimentação humana. Assim como nos trabalhos analisados, este projeto inclui 2 graus de liberdade com atuadores para o movimento no plano sagital, correspondentes ao *pitch* das juntas do quadril e dos joelhos.

Para o controle de equilíbrio e a correta alocação dos pés em resposta ao ZMP, será

necessário controlar os ângulos de *roll* do quadril (movimento paralelo ao plano coronal). Assim, cada junta do quadril contará com atuadores específicos para esse grau de liberdade. Para viabilizar a construção do primeiro protótipo e simplificar o design, os graus de liberdade das juntas dos pés e tornozelos serão passivos, utilizando molas e rolamentos para estabilizar parcialmente a orientação do pé. Esse mecanismo fornecerá sustentação enquanto preserva certa liberdade de movimento.

A seleção dos atuadores é feita de acordo com as tabelas 5.4 e 5.5. Desconsiderando os valores relacionados ao tornozelo, a amplitude máxima de torque e potência para um sistema com massa de 1,5 kg é de 1,125 Nm e 1,305 W, respectivamente. O servomotor MG996R fornece valores próximos a 1 Nm e 8 W quando alimentado a 6V. Esse modelo opera com correntes entre 500 mA e 900 mA, podendo atingir até 2,5 A em corrente de parada. Para a primeira versão do protótipo, este será o atuador escolhido para o controle das juntas.

O dimensionamento do exoesqueleto será compatível com a anatomia humana, evitando peças desproporcionais que possam comprometer sua viabilidade. Os graus de liberdade no tornozelo/pé serão implementados com rolamentos 608 ZZ Abec 1, cujas dimensões são adequadas ao molde do projeto. A estrutura mecânica do exoesqueleto será composta por uma base para as costas, suportes para os servomotores, links de acoplamento para os elos das pernas e bases para fixação dos pés.

A parte eletrônica do projeto incluirá sensores, cabos, fonte de alimentação e um microcontrolador. O sensor IMU escolhido é o MPU6050, que se comunica via I2C e fornecerá dados de aceleração medidos próximos ao centro do quadril. O controle dos servos será realizado por uma placa microcontroladora Arduino UNO, que possui saídas PWM adequadas para o acionamento dos motores. Além disso, o microcontrolador é compatível com a comunicação I2C e pode alimentar corretamente o MPU6050. As demais informações estão detalhadas no capítulo 3. Para facilitar as conexões elétricas, será utilizada uma placa perfurada, garantindo trilhas de VCC e GND provenientes de uma fonte externa.

A seguir será mostrado o projeto 3D do modelo padrão de protótipo, assim como o seu encaixe em relação a uma figura humana em escala apropriada. O molde original do corpo humano foi obtido em [GrabCAD \(2024\)](#) e os rolamentos foram da própria biblioteca do SolidWorks, ferramenta usada para esse tipo de trabalho.

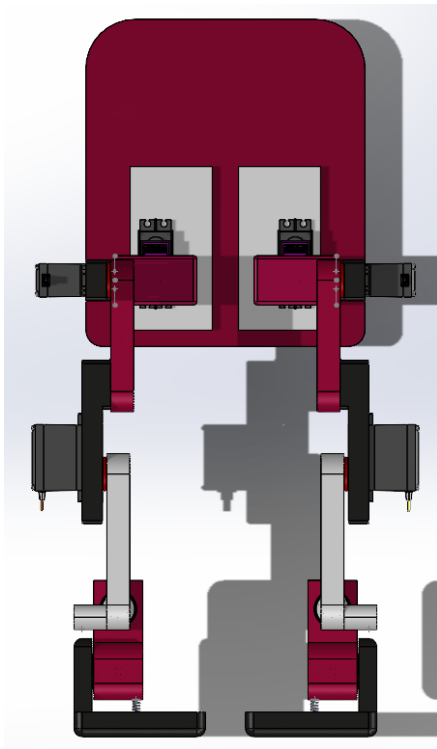


Figura 5.6 – Projeto de protótipo
Modelo padrão
Vista frontal
Fonte: O autor

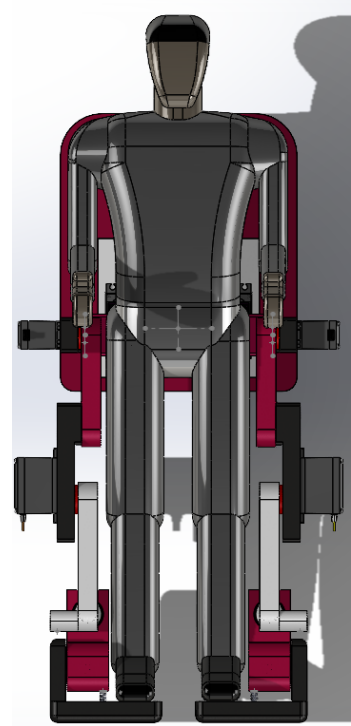


Figura 5.7 – Projeto de protótipo
Modelo padrão
Vista frontal com
figura humana
Fonte: O autor

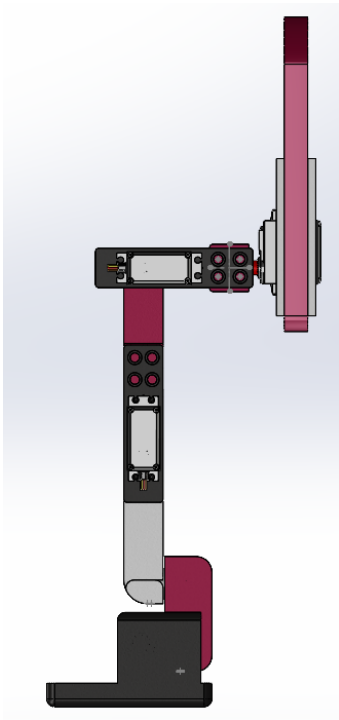


Figura 5.8 – Projeto de protótipo
Modelo padrão
Vista lateral
Fonte: O autor

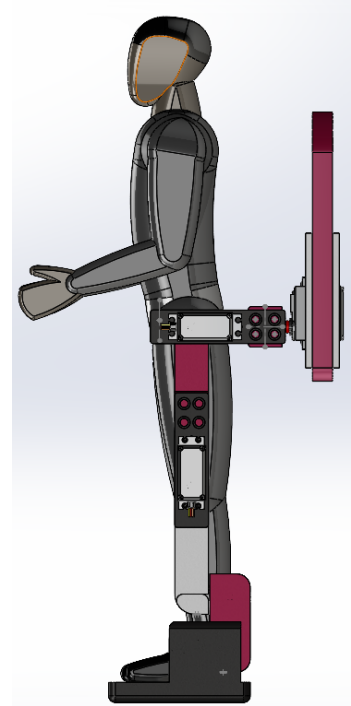


Figura 5.9 – Projeto de protótipo
Modelo padrão
Vista lateral com
figura humana
Fonte: O autor

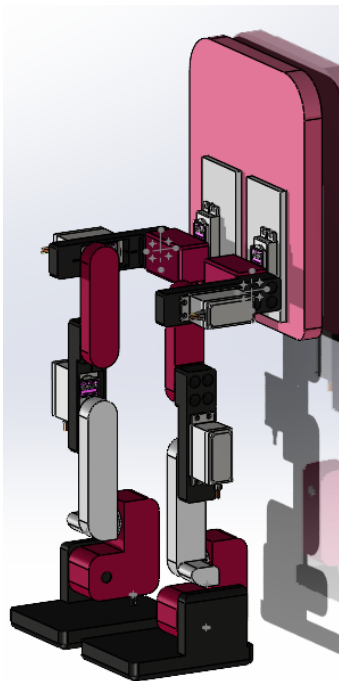


Figura 5.10 – Projeto de protótipo
Modelo padrão
Vista em perspectiva
Fonte: O autor

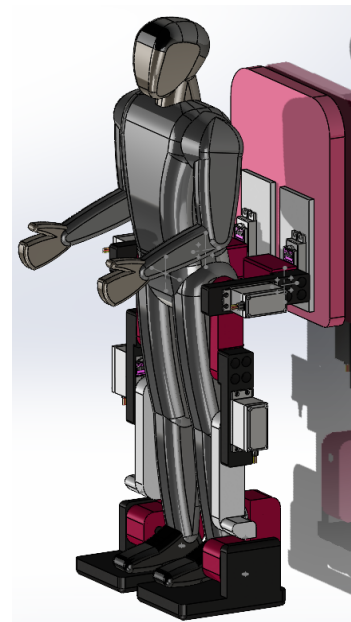


Figura 5.11 – Projeto de protótipo
Modelo padrão
Vista em perspectiva com
figura humana
Fonte: O autor

5.6 Construção de Protótipo do Exoesqueleto

Antes da construção do protótipo, foi criado um *mockup* de papelão para uma experiência mais concreta acerca do dimensionamento e funcionamento do projeto. O *mockup* mostrado a seguir foi feito com base num primeiro esboço de projeto. Com a informação retornada pela elaboração do *mockup*, foram feitos ajustes de projeto e por consequência no CAD. O principal ajuste foi em relação a altura do exoesqueleto, além de refinar estruturas de acoplamento entre peças.

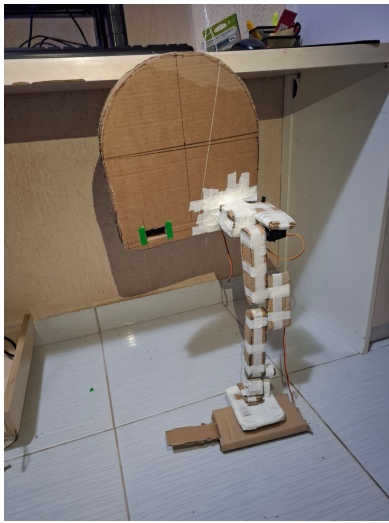


Figura 5.12 – *Mockup* de papelão
Estrutura base - perna
Fonte: O autor

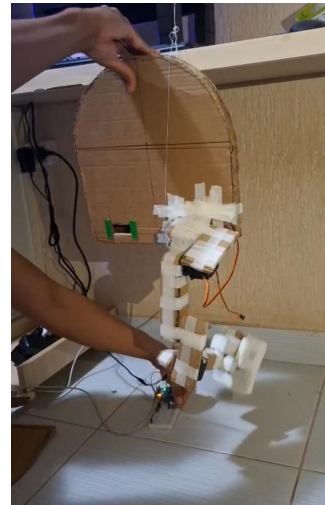


Figura 5.13 – *Mockup* de papelão
Estrutura base - perna
Teste de movimento
Fonte: O autor



Figura 5.14 – *Mockup* de papelão
Estrutura joelho - pé
Fonte: O autor

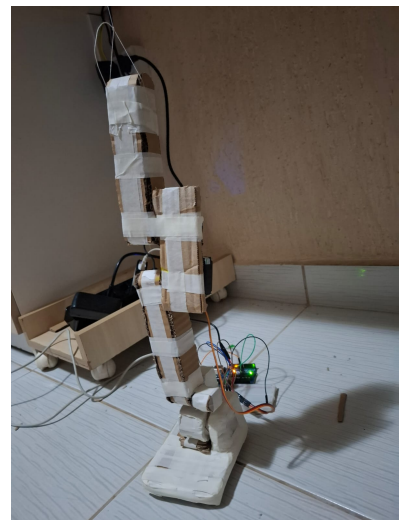


Figura 5.15 – *Mockup* de papelão
Estrutura perna completa
Fonte: O autor

A construção do protótipo foi realizada utilizando alumínio para os elos e suportes principais. Para a base das costas e dos pés, foram empregadas diferentes tipos de madeira, oferecendo leveza e resistência. Os eixos dos pés foram projetados por meio de um acoplamento de madeira com parafusos, que atravessam os rolamentos, garantindo a mobilidade das partes. Para aumentar o atrito e melhorar a aderência durante a caminhada, tiras de borracha foram fixadas na sola dos pés.

A limitação do ângulo de *roll* do tornozelo foi obtida através da fixação de molas, conectando o suporte do pé ao elo 2 (joelho ao tornozelo). Para limitar o ângulo de *pitch* do tornozelo, foram utilizadas tiras de poliestireno expandido, que atuam como molas, proporcionando maior flexibilidade para restrição de movimento. Essas escolhas foram feitas para garantir maior adaptabilidade e resposta dinâmica do exoesqueleto durante a prática, permitindo que, com base nos testes, seja possível ajustar as características dos componentes de resistência ou suspensão para otimizar a performance.

Quanto à alimentação dos motores e do Arduino, foi utilizada uma placa perfurada, na qual foram soldados os terminais VCC e GND, formando duas trilhas. A comunicação dos sinais dos motores com o Arduino é realizada por meio de *jumpers*. O módulo MPU6050, responsável pela captura de dados de movimento, está completamente conectado ao Arduino, desde a alimentação até os pinos de sinal para comunicação I2C, sendo o SCL (A5) e SDA (A4).

O modelo construído do protótipo é apresentado a seguir:

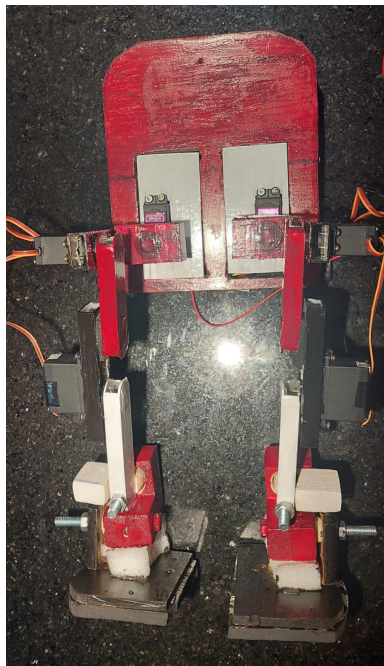


Figura 5.16 – Protótipo
Vista frontal
Fonte: O autor

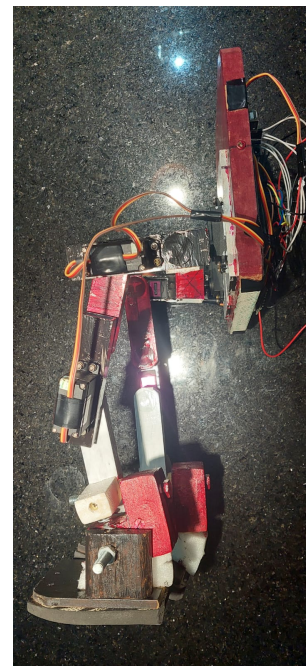


Figura 5.17 – Protótipo
Vista lateral
Fonte: O autor

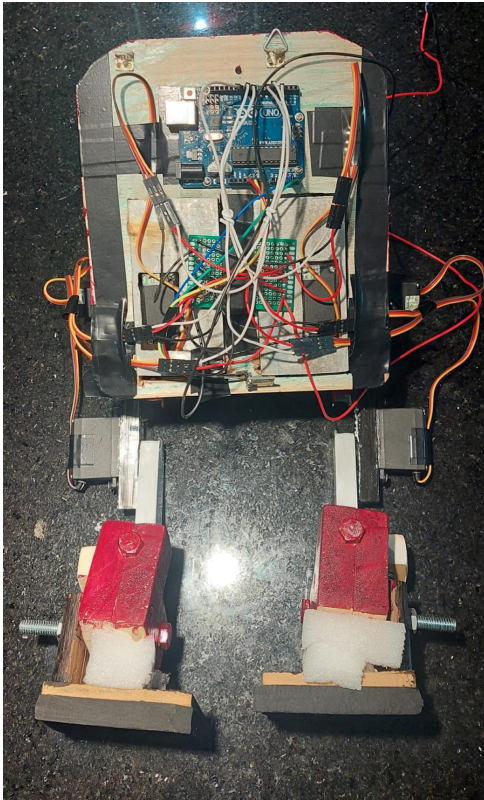


Figura 5.18 – Protótipo
Eletrônica

Fonte: O autor

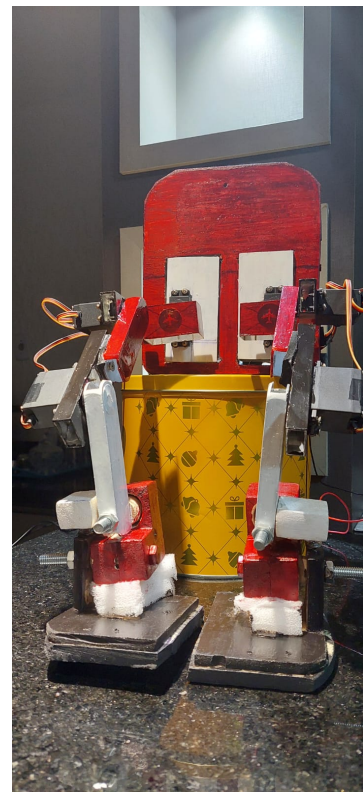


Figura 5.19 – Protótipo
Construção completa

Fonte: O autor

Outros detalhes e aspectos adicionais que auxiliam na compreensão do projeto do protótipo podem ser encontrados nos Apêndices [A](#), [B](#) e [C](#).

5.7 Projeto de Sistema de Controle para Reequilíbrio

A implementação do sistema controle para equilíbrio em malha fechada, ou mesmo uma ação de reequilíbrio, é realizada na placa microcontroladora. A realimentação do sistema é feita a partir de medidas de aceleração nos eixos x e y por meio do módulo MPU6050. O controle pode ser dividido para cada um desses eixos com base nas equações 3.55 e 3.55.

Primeiramente, se espera que ruídos não interfiram fortemente no sistema de controle, assim como movimentos com frequências extremamente altas, que não refletem um possível desequilíbrio. Então, um filtro passa-baixas é configurado para os sinais de medição. Foi determinado 5 Hz para frequência de corte, sendo assim, somente variações de sinal que ocorrem para um tempo maior que 200 ms são consideradas pelo sistema. Esse valor foi escolhido a partir de um teste que consiste em medir o que seria um terço do tempo suficiente para o modelo, inicialmente em repouso, cair de seu eixo vertical até o horizontal. O tempo de queda foi aproximadamente 700 ms, e seu terço seria aproximadamente 230 ms. Uma variação de sinal nesse tempo corresponde a um valor de frequência próximo a 4,3 Hz. Logo,

não é preciso obter, para o sistema, variações de sinal acima da frequência corte estabelecida, uma vez que já não representa mais propriamente o movimento de queda.

A faixa escolhida para o sensor de aceleração possui uma amplitude de $2g$. Como a queda é um movimento que está submetido naturalmente a uma aceleração de $1g$, então essa faixa é considerada mais que suficiente. Além disso, para faixas menores o sensor possui uma melhor resolução.

Pelas equações 3.55 e 3.55, percebe-se que além da aceleração, também devem ser determinados h , y e x para obtenção do valor de ZMP, ou (p_x, p_y) . Como já visto anteriormente, há uma altura de caminhada h_c determinada como parâmetro de caminhada, e que será utilizada nas equações citadas. Os ponto do pé (x, y) é definido pelo uso da cinemática direta, em que é possível determiná-lo a partir dos ângulos dos atuadores. A cinemática direta vista em 3.9 é utilizada para determinar y , e x pode ser determinado pela seguinte relação trigonométrica, considerando um elo único virtual para o plano coronal:

$$x = h_c \cdot \sin(\theta_y) \quad (5.2)$$

Com (p_x, p_y) calculado, é de interesse a obtenção do módulo de ZMP para controlar até onde será possível a realização de controle dentro das limitações físicas do exoesqueleto. Uma vez que o módulo do ZMP seja maior que um limite pré determinado, então nada pode ser feito. O limite foi estabelecido como sendo 80% da altura de caminhada.

O ponto (p_x, p_y) é alcançado pelo pé do exoesqueleto por meio de trajetórias geradas conforme a equação 3.43. O sistema de trajetórias para um passo parametrizado nos diferentes eixos foi:

$$x(t) = x_o + \frac{3(x_f - x_i)}{T^2}t^2 - \frac{2(x_f - x_o)}{T^3}t^3 \quad (5.3)$$

$$y(t) = y_o + \frac{3(y_f - y_i)}{T^2}t^2 - \frac{2(y_f - y_o)}{T^3}t^3 \quad (5.4)$$

$$z(t) = z_o + \frac{4h_{pc} - 5z_o}{T}t + \frac{-4h_{pc} + 8z_o}{T^2}t^2 - \frac{4z_o}{T^3}t^3 \quad (5.5)$$

Em que $T = t_{crp}$, tempo de um passo e h_{pc} a altura máxima do pé na caminhada que será atingida em $t = \frac{T}{2}$. O tempo de passo é discretizado para implementação no microcontrolador, definindo uma quantidade de pontos da trajetória em que o pé será colocado.

Com diferentes pontos de trajetória para o pé durante um passo, deve ser informado aos servos, os ângulos correspondentes de posicionamento dos elos. Os ângulos são obtidos por meio de cinemática inversa. Para o plano sagital, $\theta_{x1}(t)$ e $\theta_{x2}(t)$ são obtidos por meio da implementação das equações 3.11 e 3.12. Para o plano coronal, $\theta_y(t)$ é obtido por meio da seguinte relação trigonométrica, considerando um elo único virtual:

$$\theta_y(t) = \arctan2(h_c, x(t)) \quad (5.6)$$

A escolha do pé a ser movimentado é feita de acordo com a direção e sentido do ZMP, com referência sendo o centro dos eixos x e y . Portanto, o pé adequado é escolhido com base no quadrante em que o ZMP se encontra. Caso $p_x \geq 0$, a perna direita será escolhida, caso contrário, a perna esquerda é a escolhida. O valor de p_y dita se a perna escolhida irá para frente ($p_y \geq 0$) ou para trás ($p_y < 0$).

O processo ficou definido como encontrar o ZMP a partir das medições de aceleração numa frequência adequada e posicionar o polígono de apoio nesse ponto para que o exoesqueleto se reequilibre. O posicionamento consiste em gerar a trajetória de um passo parametrizado em diferentes eixos e obter os ângulos que serão enviados aos servomotores ao longo do tempo. Esse processo em malha fechada tende a causar uma reação devido a alguma perturbação que cause o desequilíbrio.

Quando esse processo se aliar a um algoritmo de caminhada, há a possibilidade de expansão do limite escolhido para o módulo de ZMP, pois é possível atingir um sincronismo entre as pernas para o aumento da amplitude de movimentação, fornecendo ao sistema um equilíbrio mais robusto.

6 Experimentos e Testes

Dois tipos de experimentos foram realizados: um referente ao projeto de sistema com caminhada estável implementado no Simulink, e o outro implementado no protótipo. O primeiro experimento foi realizado a fim de testar diferentes tipos de caminhada por meio da alteração dos parâmetros projetados. O segundo experimento foi realizado a fim de se testar os ângulos gerados pelo modelo de caminhada padrão projetado em um lado do exoesqueleto (ângulos de *pitch* e *roll* do quadril e *pitch* do joelho).

6.1 Experimento de Caminhada Estável - Simulink

O primeiro teste apresentado, usa a parametrização padrão projetada anteriormente para uma caminhada estável. Todos os testes possuem o meio passo, que coloca o modelo dentro do ciclo de marcha proposto.

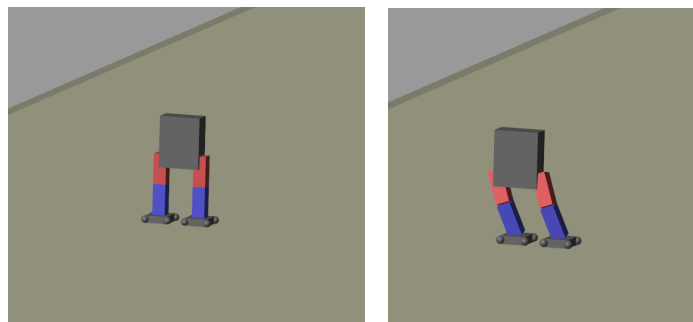


Figura 6.1 – Preparação de meio passo para posicionamento do ciclo de marcha

Fonte: O autor

A seguir é apresentado o ciclo de marcha do primeiro teste:

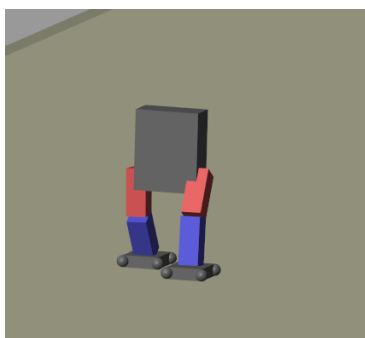


Figura 6.2 – Contato inicial

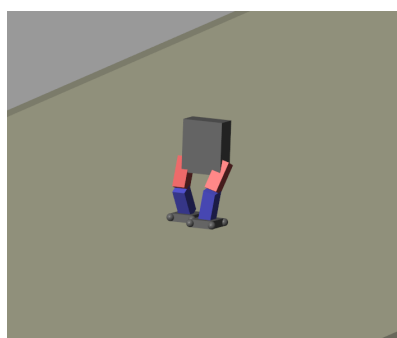


Figura 6.3 – Resposta à carga

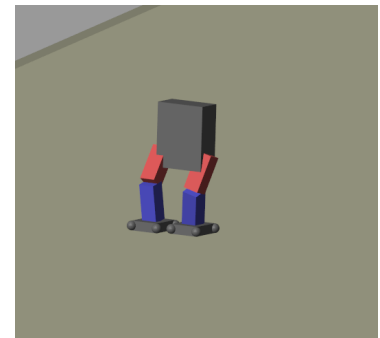


Figura 6.4 – Apoio médio

Fonte: O autor

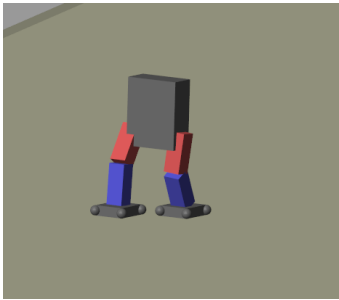


Figura 6.5 – Apoio final

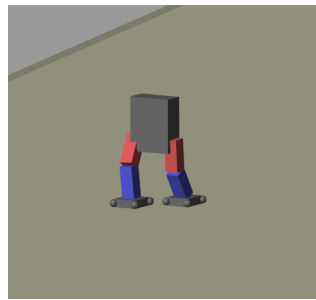


Figura 6.6 – Pré-balanço

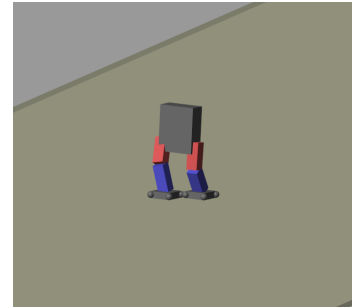


Figura 6.7 – Balanço inicial

Fonte: O autor

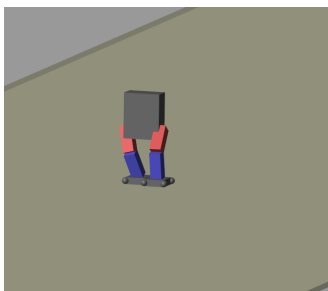


Figura 6.8 – Balanço médio

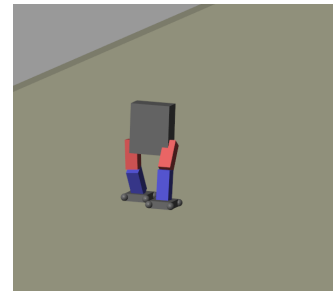


Figura 6.9 – Balanço final

Fonte: O autor

Variando o tempo de passo, segue o procedimento da realização do segundo teste.

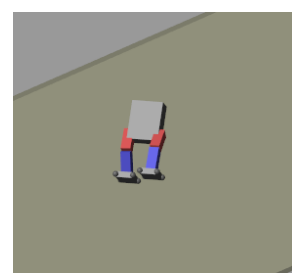
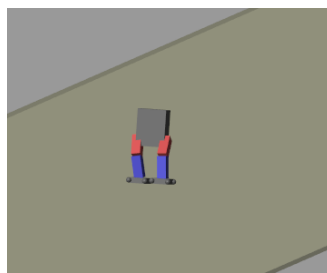
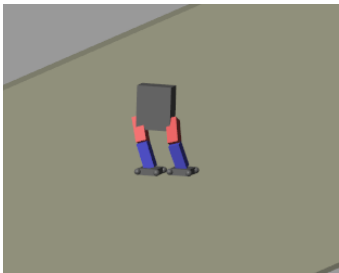


Figura 6.10 – Caminhada do segundo teste - parte A

Fonte: O autor

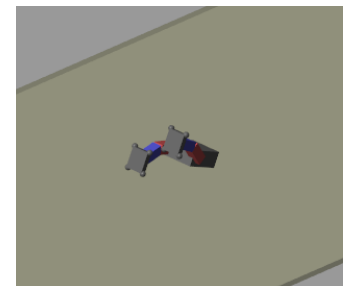
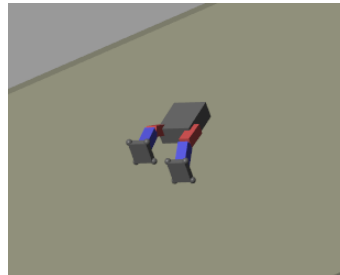


Figura 6.11 – Caminhada do segundo teste - parte B

Fonte: O autor

As seguintes modificações foram feitas para o segundo teste:

```
dy_mid = 0.9;  
tSingleSupport = 0.155;
```

Logo após a tentativa do primeiro passo, o modelo ficou instável e caiu. O terceiro teste também teve seu ciclo de marcha incompleto devido à instabilidade. O parâmetro modificado foi o seguinte:

```
x0 = 0.03;
```

Com isso a largura de passada foi afetada, como é apresentado a seguir:

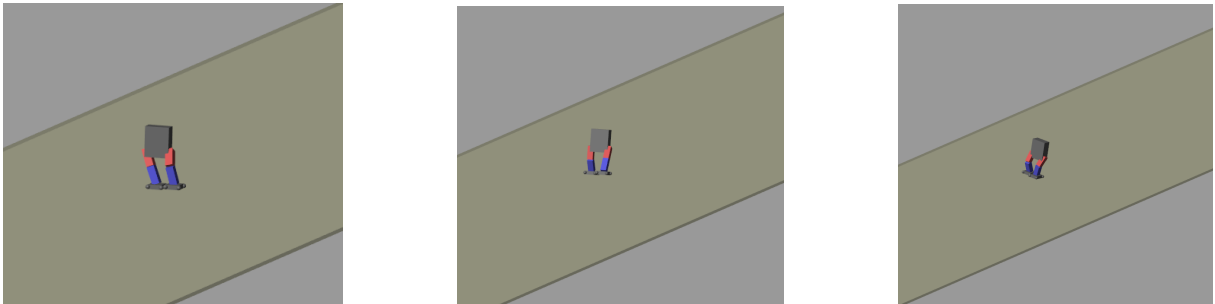


Figura 6.12 – Caminhada do terceiro teste - parte A

Fonte: O autor

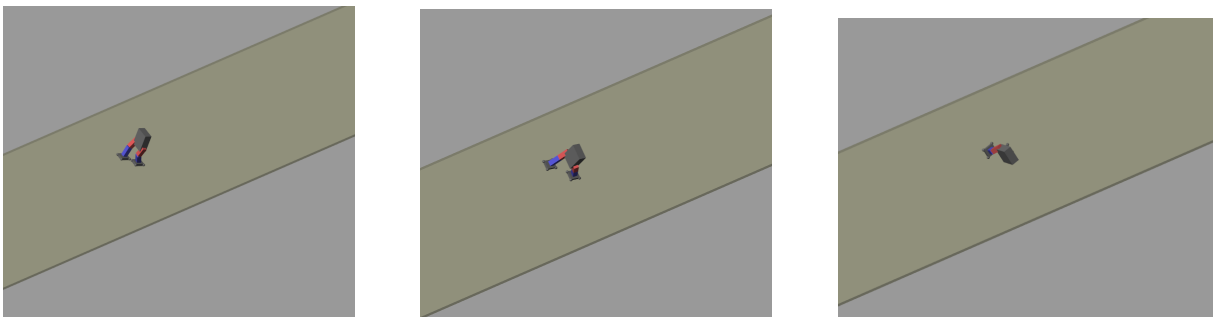


Figura 6.13 – Caminhada do terceiro teste - parte B

Fonte: O autor

O quarto teste é o próximo apresentado, demonstrando uma caminhada estável.

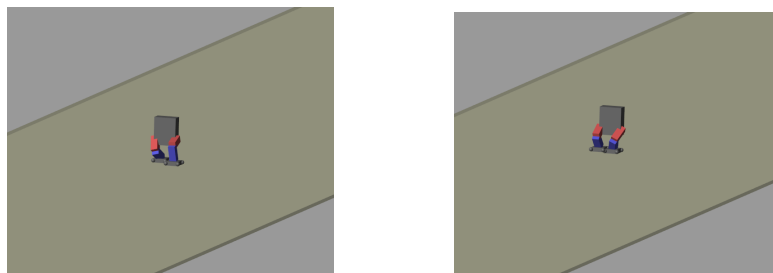


Figura 6.14 – Caminhada do quarto teste - parte A

Fonte: O autor

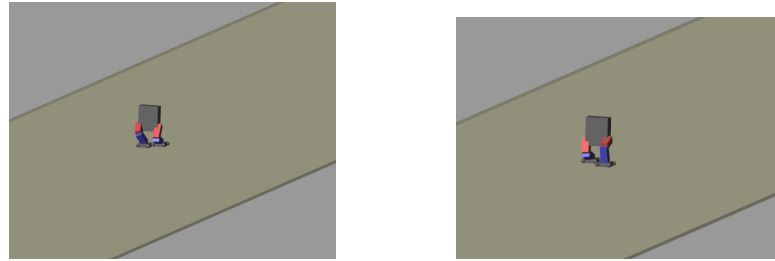


Figura 6.15 – Caminhada do quarto teste - parte B

Fonte: O autor

Esse teste teve uma modificação na variável relativa ao parâmetro de altura de caminhada, como é visto a seguir:

`zModel = 0.15;`

6.2 Experimento de Caminhada Estável - Protótipo

O experimento foi conduzido utilizando ambas as pernas do exoesqueleto e a atuação de seis servomotores responsáveis pelo movimento do protótipo. Para garantir a execução adequada dos movimentos, foi implementado o modelo cinemático do ciclo de marcha, complementado por uma sustentação manual do protótipo durante os testes. Contudo, essa configuração apresenta algumas limitações, especialmente em relação à fonte de alimentação do exoesqueleto, que fornece uma potência de 6V e 2A. Embora essa capacidade energética tenha se mostrado insuficiente para acionar todos os servomotores de maneira simultânea e eficiente, a escolha da fonte foi baseada na necessidade de portabilidade do dispositivo, que foi a prioridade no desenvolvimento inicial do protótipo.

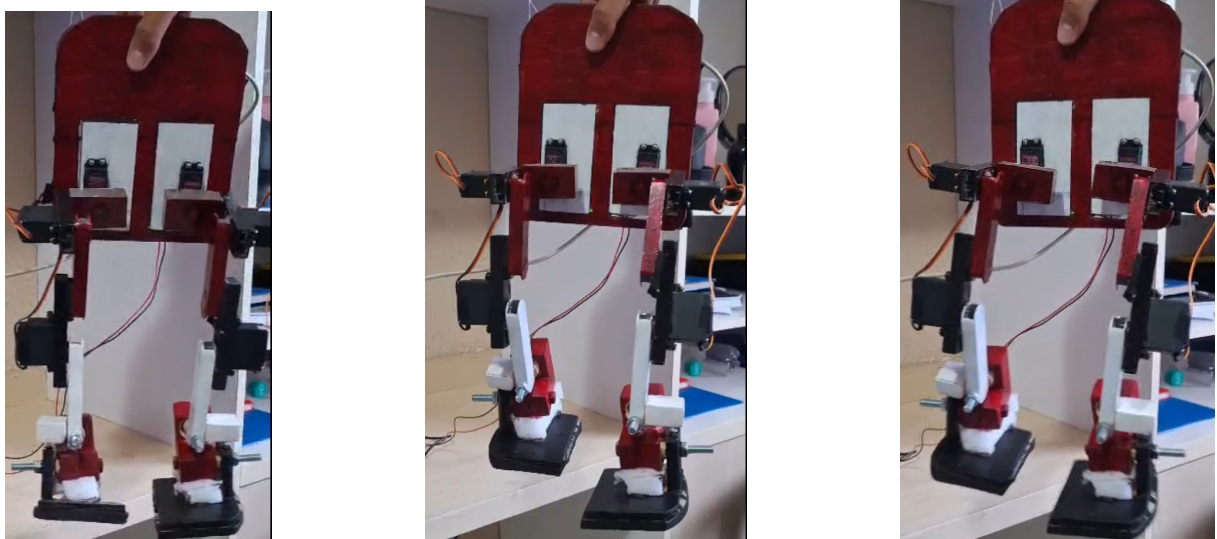


Figura 6.16 – Ciclo de marcha do protótipo - parte A

Fonte: O autor

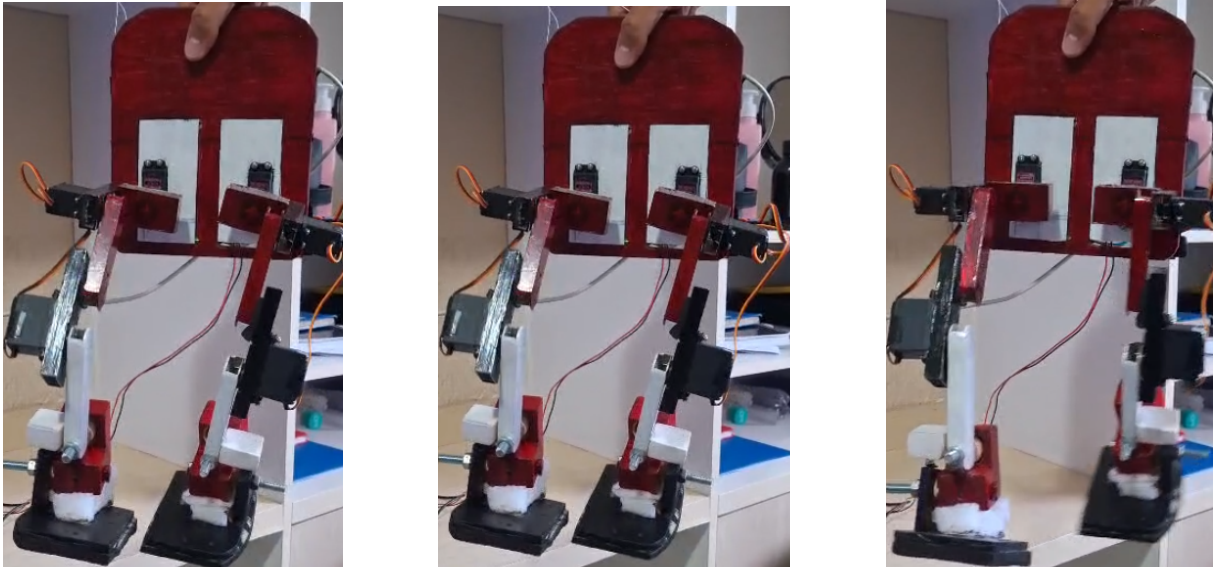


Figura 6.17 – Ciclo de marcha - parte B

Fonte: O autor

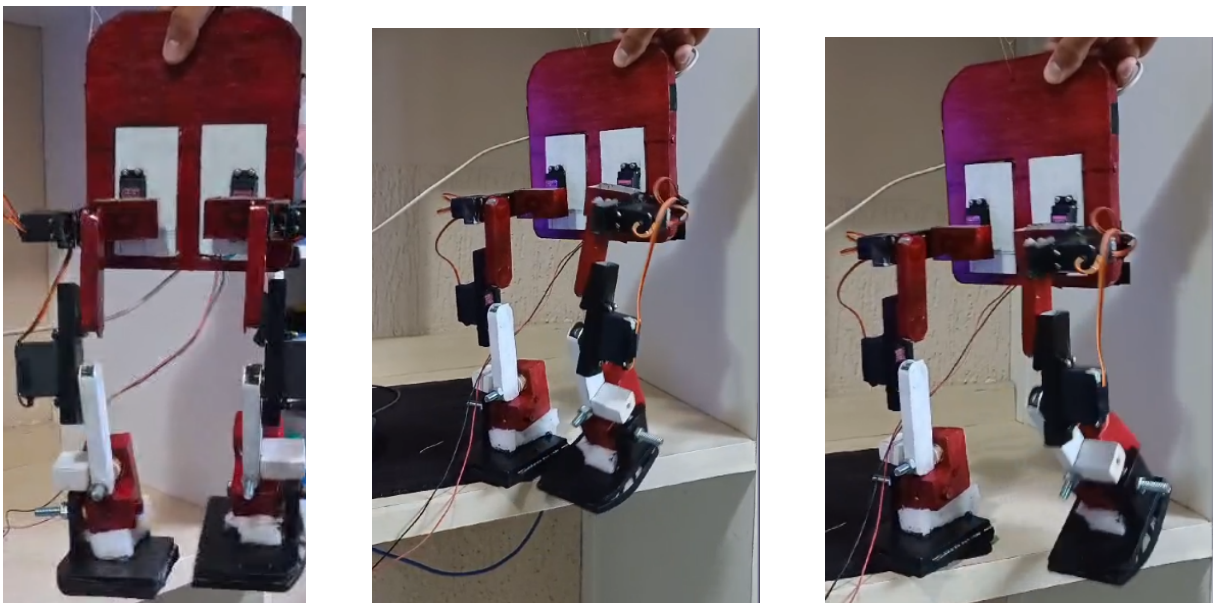


Figura 6.18 – Ciclo de marcha - parte C

Fonte: O autor

Os ângulos necessários para os movimentos foram obtidos a partir de um programa desenvolvido em Matlab e posteriormente transferidos para o código do Arduino, o qual está detalhado no Apêndice D. Devido às limitações de memória da placa microcontroladora, foi necessário realizar ajustes no tamanho dos vetores utilizados para o armazenamento dos dados de movimento. Essa redução foi cuidadosamente planejada, de forma a preservar as principais características do ciclo de marcha projetado, garantindo que os principais da caminhada fossem mantidos.

7 Análise e Resultados

Neste capítulo, serão apresentados e analisados os resultados obtidos a partir da pesquisa e experimentos realizados. Inicialmente, serão expostos os principais dados relacionados aos testes realizados, seguidos da interpretação e discussão dos achados à luz do referencial teórico. O objetivo é compreender os padrões, tendências e implicações das informações obtidas, estabelecendo relações com a problemática e os objetivos do estudo. Dessa forma, busca-se fornecer uma visão clara e fundamentada sobre os resultados, destacando as contribuições relativas ao desenvolvimento desse trabalho, assim como suas possíveis limitações.

7.1 Projeto de caminhada padrão

Os primeiros resultados a serem apresentados se referem às juntas que possuem grau de liberdade no projeto de exosqueleto desse trabalho. Neles são apresentados os ângulos das juntas de cada perna durante um ciclo de marcha que foi definido pela parametrização do projeto. Os gráficos foram gerado pelo programa Matlab, após a simulação do projeto padrão implementado.

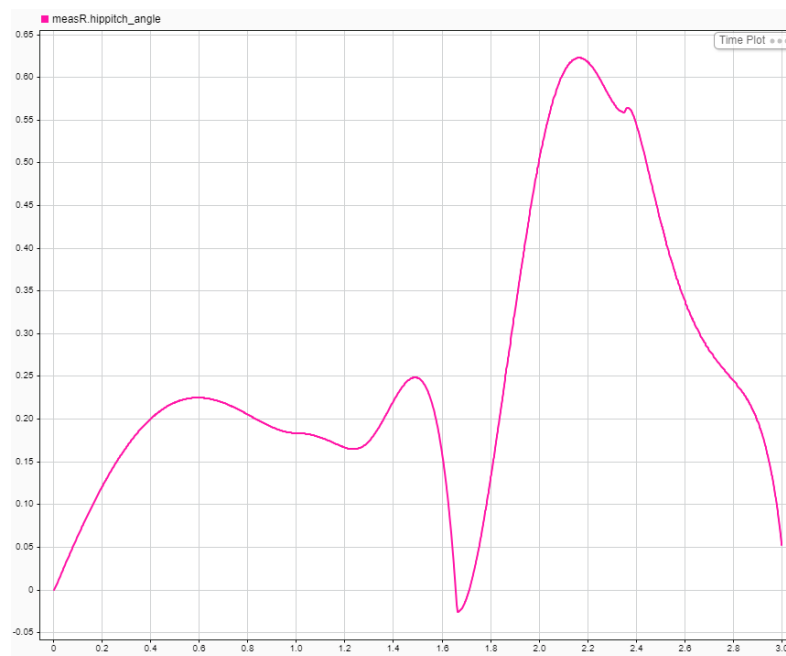


Figura 7.1 – Gráfico - Quadril da perna direita
Ângulo de *Pitch* (rad) x Tempo(s)

Fonte: O autor

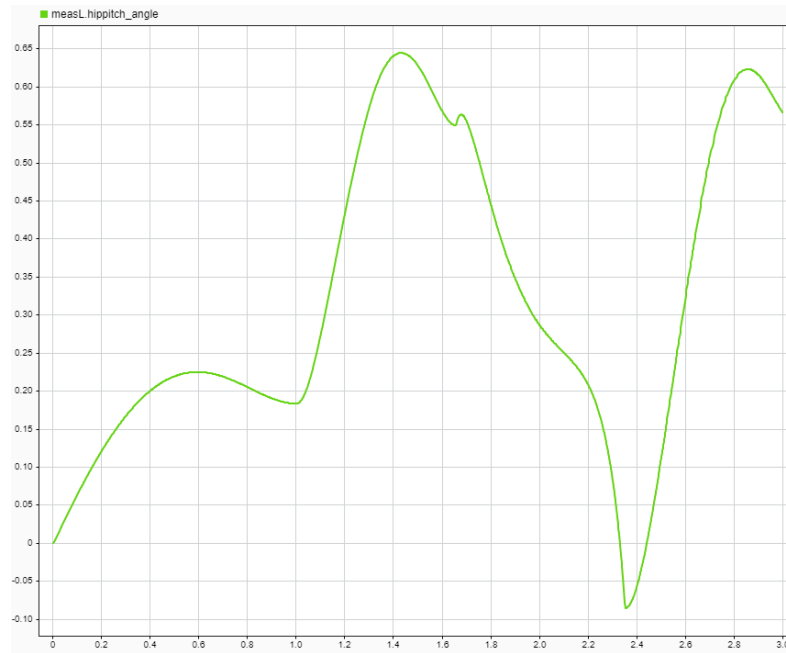


Figura 7.2 – Gráfico - Quadril da perna esquerda
Ângulo de *Pitch* (rad) x Tempo (s)

Fonte: O autor

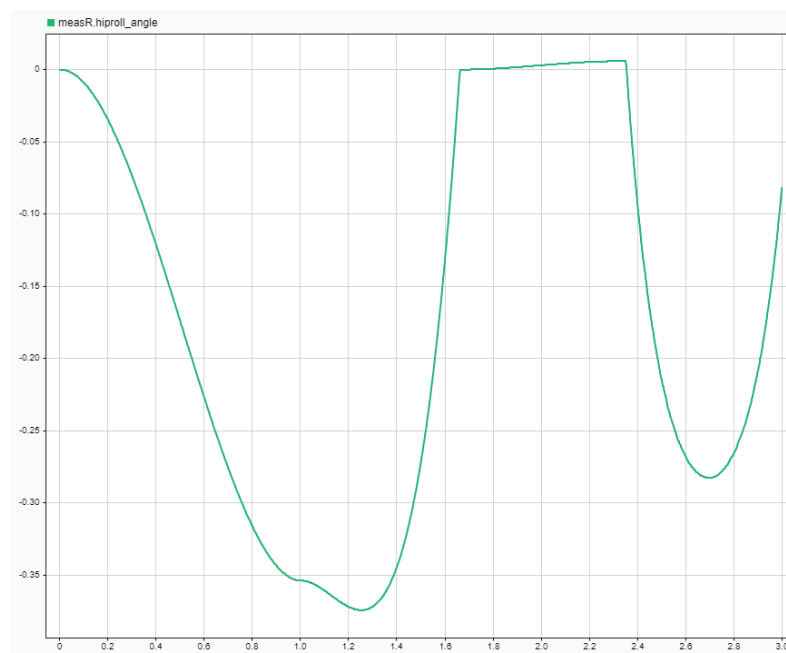


Figura 7.3 – Gráfico - Quadril da perna direita
Ângulo de *Roll* (rad) x Tempo (s)

Fonte: O autor

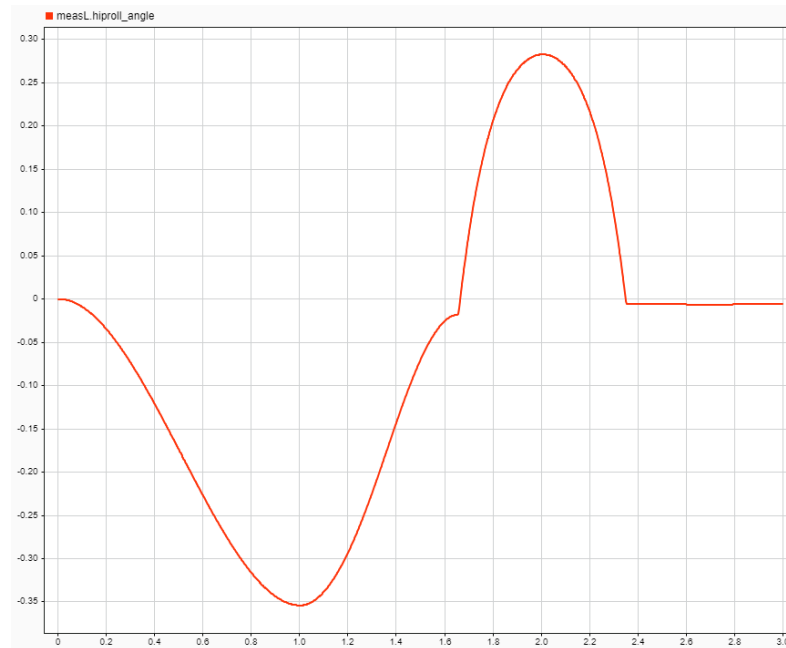


Figura 7.4 – Gráfico - Quadril da perna esquerda
Ângulo de *Roll* (rad) x Tempo (s)
Fonte: O autor

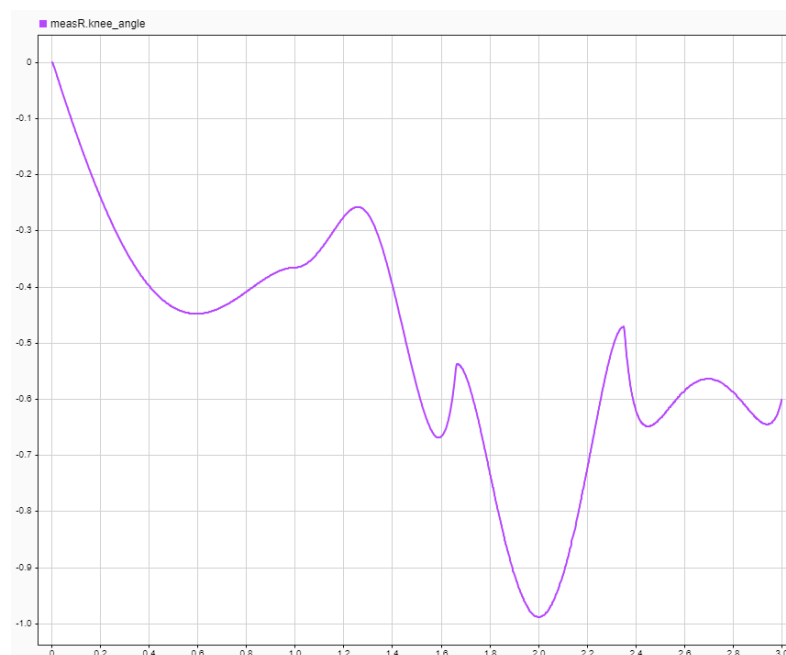


Figura 7.5 – Gráfico - Joelho da perna direita
Ângulo de *Pitch* (rad) x Tempo (s)
Fonte: O autor

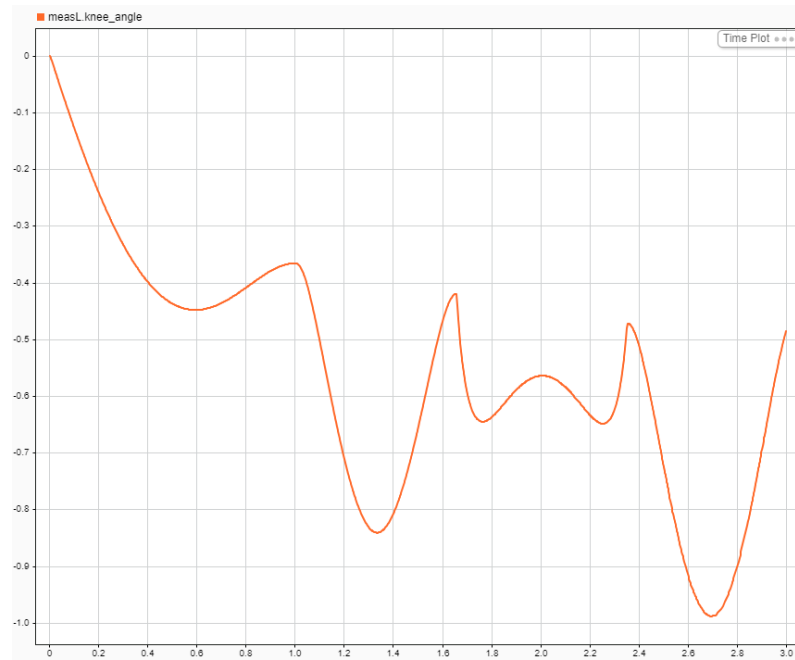


Figura 7.6 – Gráfico - Joelho da perna esquerda
Ângulo de *Pitch* (rad) x Tempo (s)

Fonte: O autor

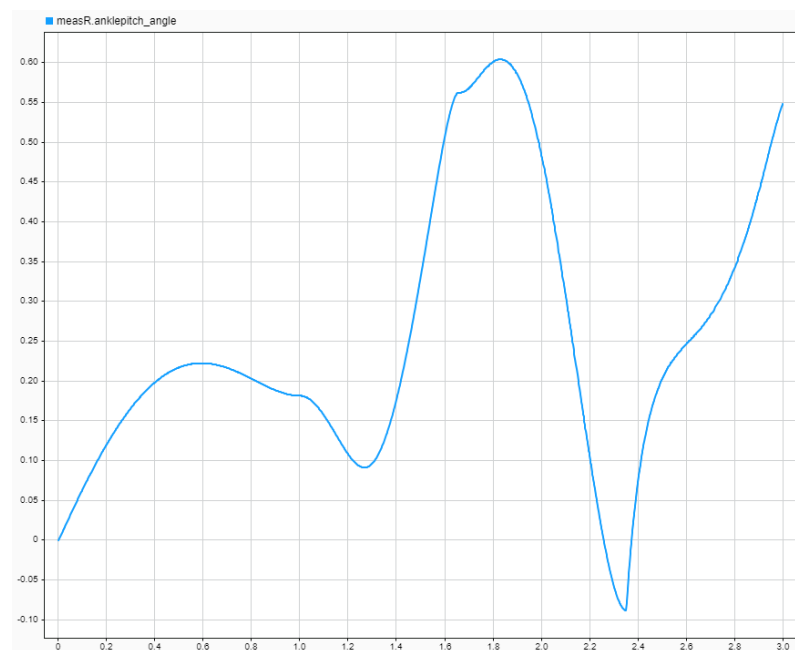


Figura 7.7 – Gráfico - Tornozelo da perna direita
Ângulo de *Pitch* (rad) x Tempo (s)

Fonte: O autor

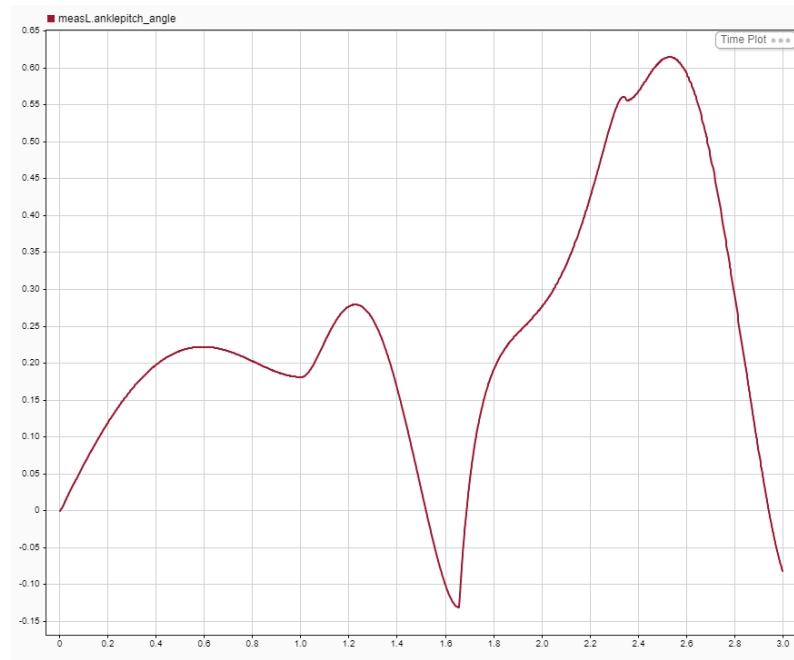


Figura 7.8 – Gráfico - Tornozelo da perna esquerda
Ângulo de *Pitch* (rad) x Tempo (s)

Fonte: O autor

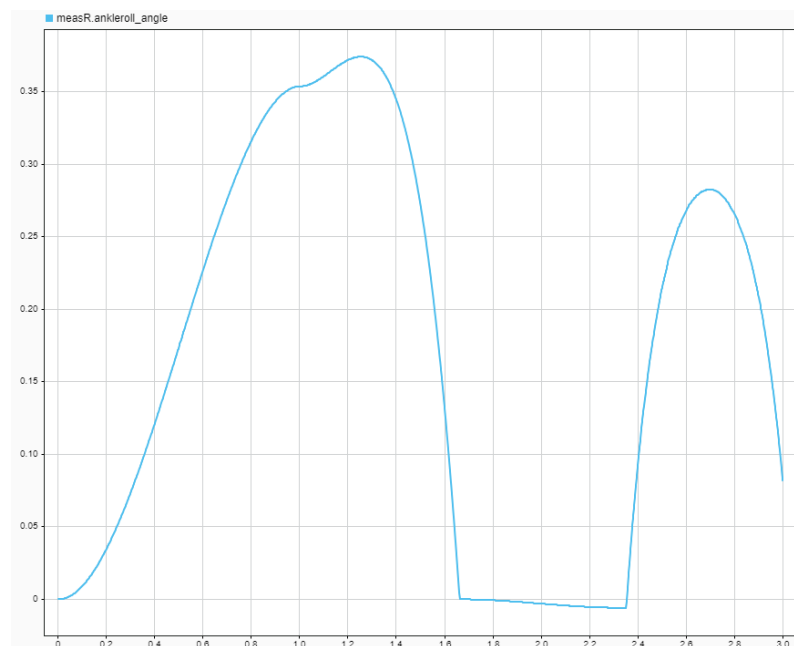


Figura 7.9 – Gráfico - Tornozelo da perna direita
Ângulo de *Roll* (rad) x Tempo (s)

Fonte: O autor

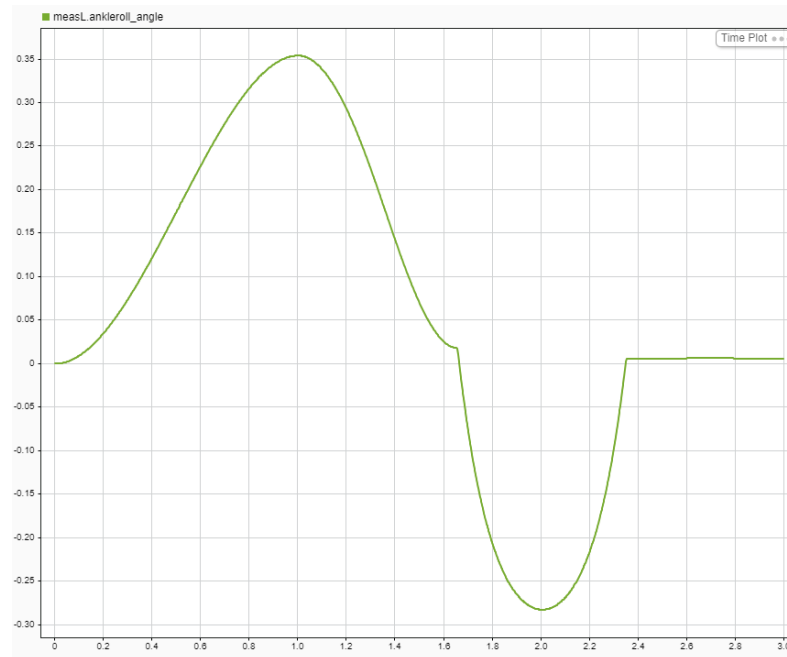


Figura 7.10 – Gráfico - Tornozelo da perna esquerda
Ângulo de *Roll* (rad) x Tempo (s)

Fonte: O autor

Os resultados obtidos apresentam uma forte correlação com o ciclo de marcha descrito na tabela mostrada na figura 3.12. Isso evidencia que o projeto favorece uma marcha humana com suporte de um exoesqueleto, respeitando com precisão tanto a anatomia humana quanto os princípios da cinesiologia. Tal alinhamento é crucial, pois esse tipo de desenvolvimento visa não somente atender indivíduos em processo de reabilitação com maior amplitude de movimento, mas também aqueles que enfrentam limitações severas na mobilidade.

No caso de usuários com deficiência motora, muitas vezes há a fragilidade de músculos e outras partes do corpo, o que demanda uma atenção especial na movimentação proporcionada pelo exoesqueleto. Assim, não é suficiente que a otimização seja apenas do ponto de vista robótico, é necessário garantir que as abordagens de biomecânica e saúde do usuário sejam igualmente priorizadas. Isso reforça a necessidade de um design que favoreça não apenas a funcionalidade mecânica, mas também o bem-estar físico e a segurança dos usuários.

Além disso, destaca-se a relevância da ferramenta de simulação utilizada, que vai além das fronteiras da robótica humanoide e se estende à área de assistência à locomoção por meio de exoesqueletos. Essa ferramenta não só otimiza a eficiência do projeto, como também amplia seu impacto potencial, oferecendo soluções para um público diversificado, incluindo aqueles com deficiências motoras severas.

A metodologia adotada no desenvolvimento deste projeto mostra um avanço no desempenho da tecnologia de exoesqueletos. Ela possibilita a criação de uma variedade de

novos modelos, cada um com suas respectivas adaptações e otimizações, propiciando um avanço no campo e contribuindo para inovação e aplicabilidade, tendo ainda perspectivas de melhorias contínuas.

7.2 Variação de parâmetros do projeto de caminhada padrão

Ao analisar os resultados das simulações realizadas no Simulink, conforme apresentado no capítulo 6, observa-se que a variação de parâmetros como o tempo de passo e a largura de passo, quando mal projetados, podem comprometer significativamente a estabilidade do sistema. O tempo de passo influencia diretamente a velocidade do centro de massa e a movimentação das pernas, desempenhando um papel essencial na suavidade do movimento. Um ajuste inadequado desse parâmetro pode resultar em uma marcha irregular e menos eficiente.

A largura de passo, por sua vez, impacta diretamente a localização do ZMP, que deve estar precisamente posicionado durante a transição do apoio único para o apoio duplo. Um erro nesse parâmetro pode levar a um desequilíbrio estrutural do sistema, comprometendo a segurança do usuário.

Por outro lado, a alteração da altura do centro de gravidade ao longo da caminhada não resultou em uma instabilidade imediata, mas evidenciou uma locomoção que ultrapassa os padrões de uma marcha natural e saudável. Movimentos excessivamente alterados podem gerar desconforto e dificultar a adaptação do usuário ao exoesqueleto.

Dessa forma, uma parametrização incorreta não apenas compromete a estabilidade do sistema, aumentando o risco de quedas, mas também pode prejudicar a experiência do usuário, impondo padrões de marcha não ergonômicos e potencialmente agressivos. Isso reforça a importância de um ajuste criterioso dos parâmetros para garantir uma marcha eficiente, segura e alinhada às necessidades biomecânicas do usuário.

7.3 Implementação do projetos através do protótipo

Durante os testes realizados do modelo cinemático, observou-se que a movimentação do protótipo correspondeu às expectativas do projeto. O sistema demonstrou a capacidade de posicionar os pés corretamente em pontos específicos, correspondente a uma movimentação tanto no plano sagital, quanto no coronal.

Uma inovação importante em relação aos projetos analisados foi a adição de servomotores para controlar a variação dos ângulos de *roll* do quadril. Essa implementação trouxe melhorias significativas ao equilíbrio do sistema, permitindo a possibilidade de rastreamento mais eficiente do ZMP pelo pé, atuando como efector final.

No entanto, durante a preparação para os testes, identificou-se uma limitação na implementação completa do sistema de controle. O uso de um mecanismo passivo para restringir os ângulos de *roll* dos tornozelos não foi suficiente, pois o sistema requer variações controladas dos movimentos de eversão e inversão para garantir uma transição adequada entre apoio duplo e apoio simples. Essa limitação compromete a alocação preventiva do ZMP, impedindo que ele permaneça dentro da área projetada do polígono de suporte. Como consequência, o padrão de marcha humana não pôde ser plenamente respeitado, afetando tanto a estabilidade quanto o conforto e segurança do usuário.

Essa restrição impossibilitou a realização de testes adicionais dentro deste estudo, como a validação de uma caminhada autônoma com controle de equilíbrio, ou a validação do modelo dinâmico. Assim, nem todas as soluções concebidas, como o projeto de controle para reequilíbrio, foram implementadas de maneira eficiente no protótipo atual.

Os resultados gráficos e as simulações apresentadas reforçam a necessidade de incluir mais atuadores no tornozelo em movimento de *roll* para viabilizar um controle mais preciso da locomoção. Ainda não sendo uma solução ideal para garantir uma caminhada otimizada e natural, o movimento de *pitch* dos tornozelos poderia ser implementado por meio de um mecanismo passivo com os ajustes adequados.

8 Conclusões

Este trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de um exoesqueleto para membros inferiores com controle ativo de equilíbrio, abordando tanto a parte prática quanto um conjunto sólido de ferramentas teóricas, analíticas e computacionais essenciais para impulsionar novos estudos na área. Embora a implementação prática do protótipo não tenha sido finalizada conforme as expectativas, as análises teóricas e as simulações realizadas foram cruciais para o avanço do projeto, oferecendo uma base sólida para investigações futuras. Os resultados obtidos a partir das simulações, análises teóricas e testes preliminares evidenciam a importância do contínuo aprimoramento das ferramentas utilizadas, essenciais para a evolução dos sistemas de exoesqueletos, particularmente no campo da reabilitação e assistência a pessoas com deficiência motora.

A base teórica foi fundamental para compreender e aplicar conceitos de biomecânica, cinesiologia e controle de equilíbrio. A revisão bibliográfica e a análise de tecnologias existentes contribuíram para o desenvolvimento das ferramentas utilizadas. Dessa forma, ficou evidente que o campo dos exoesqueletos é vasto e dinâmico, com muitos avanços técnicos a serem feitos, tanto no que se refere à mecânica quanto ao controle do sistema.

Áreas de melhoria foram descobertas decorrentes das limitações no desenvolvimento do protótipo, como a implementação incompleta do controle de equilíbrio devido à falta de atuadores adequados nos tornozelos e a utilização de um mecanismo passivo para restrição dos ângulos de movimento. Em especial, a inclusão de atuadores nos tornozelos para o controle de movimentos é essencial para alcançar estabilidade completa, em conjunto com uma marcha mais natural e ergonômica.

Ao longo do trabalho, os objetivos específicos foram parcialmente alcançados, com destaque para a pesquisa sobre tecnologias de controle de equilíbrio, modelagem do sistema dinâmico e definição de parâmetros mecânicos e eletrônicos. A implementação de um protótipo em escala reduzida possibilitou a realização dos primeiros testes de posicionamento dos pés e do controle de equilíbrio, ainda que limitados. As simulações no software Simulink forneceram suporte valioso para o entendimento do comportamento do modelo e os impactos dos parâmetros na estabilidade do sistema, permitindo a elaboração de procedimentos de parametrização e de projetos que inovam em relação aos padrões tradicionais de exoesqueletos, que muitas vezes não proporcionam uma marcha estável.

Em resumo, este trabalho representa um avanço no desenvolvimento de exoesqueletos para membros inferiores com controle de equilíbrio. Embora a implementação prática tenha enfrentado desafios, a pesquisa teórica e os experimentos realizados forneceram uma base sólida para um progresso da tecnologia, oferecendo direções claras para futuras melhorias no projeto. O desenvolvimento contínuo de sistemas de controle e a adaptação de novas

tecnologias de sensores serão fundamentais para criar dispositivos mais eficientes e acessíveis, proporcionando maior autonomia e qualidade de vida aos usuários.

8.1 Trabalhos Futuros

As perspectivas para futuros estudos na área de exoesqueletos com controle ativo de equilíbrio são promissoras. A implementação de um algoritmo robusto de controle para uma caminhada mais suave é um dos principais focos. Isso envolveria o desenvolvimento de um sistema capaz de realizar ajustes finos nos servomotores para garantir uma marcha fluida e contínua. O uso de técnicas avançadas de controle adaptativo e de otimização pode contribuir para uma maior estabilidade do sistema, especialmente em situações dinâmicas, como ao atravessar terrenos irregulares ou durante movimentos bruscos. Além disso, a sincronização precisa entre os componentes do exoesqueleto e os movimentos do usuário é essencial, já que a harmonia entre as ações do sistema e as respostas musculares humanas pode garantir um controle mais intuitivo e eficiente, proporcionando uma experiência de caminhada mais natural.

Outro aprimoramento importante seria a adição de atuadores nos tornozelos para controle dos movimentos em *roll* e *pitch*, conforme mencionado. A introdução de atuadores para o controle do *roll* ajudaria a estabilizar a rotação do tornozelo durante a marcha, promovendo uma adaptação mais eficiente ao terreno e evitando quedas devido a desequilíbrios laterais. A inclusão de atuadores em *pitch* (movimento de flexão e extensão do tornozelo) tornaria o movimento mais natural, simulando de maneira mais precisa a locomoção humana, além de prevenir distúrbios no sistema causados por mudanças repentinas de carga.

A integração de sensores IMU com a implementação de um filtro de Kalman em tempo real pode melhorar significativamente o projeto. Esse filtro é fundamental para combinar medições de acelerômetros e giroscópios, oferecendo estimativas mais precisas das variáveis do sistema. Ao integrar as informações local e globalmente, o sistema ganhará uma visão mais completa e coesa do movimento do usuário. Esse nível de integração permitirá que o sistema de controle reaja de forma mais eficiente às variações no movimento, proporcionando um controle dinâmico e preciso. Como resultado, o exoesqueleto se tornará mais responsivo, seguro e capaz de se ajustar de maneira inteligente às necessidades do usuário, aumentando sua eficácia e segurança no uso diário.

Referências

- ALI, M. A.; PARK, H. A.; LEE, C. S. G. Closed-form inverse kinematic joint solution for humanoid robots. *In: 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 704–709. DOI [10.1109/IROS.2010.5649842](https://doi.org/10.1109/IROS.2010.5649842). Citado na p. 53.
- BATISTA, R. F. **Proposta de arquitetura de controle para exoesqueleto robótico de reabilitação da marcha antropomórfica**. 2013. 94 p. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Campinas, SP. Disponível em: <https://hdl.handle.net/20.500.12733/1621894>. DOI <https://doi.org/10.47749/T/UNICAMP.2013.920007>. Acesso em: 14 jun. 2024. Citado na p. 21.
- CRAIG, J. J. **Robótica**. 3. ed. [S.l.]: São Paulo: Pearson, 2012. Citado nas pp. 38, 39, 41, 44 e 46.
- ENGLSBERGER, J.; OTT, C.; ROA, M. A.; ALBU-SCHÄFFER, A.; HIRZINGER, G. Bipedal walking control based on capture point dynamics. *In: 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 4420–4427. DOI [10.1109/IROS.2011.6094435](https://doi.org/10.1109/IROS.2011.6094435). Citado na p. 53.
- FREIRE, J.; MARAFA, N.; SAMPAIO, R.; SUMIHARA, Y.; BARROS, J. de; FILHO, W. V.; LLANOS, C. Mechanical design of an active hip and knee orthosis for rehabilitation applications. **XXVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, v. 1, n. 1, p. 1048–1053, 2020. DOI https://doi.org/10.1007/978-3-030-70601-2_7. Citado na p. 18.
- FREIRE, J. P. C. D. **Projeto mecânico de um exoesqueleto com atuação no quadril**. 2019. 197 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Mecânica) – Universidade de Brasília, Brasília, 2019. Citado nas pp. 18, 57, 58 e 59.
- GOMES, C. B. **Projeto de um sistema embarcado para controle de exoesqueleto**. 2022. 65 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Mecatrônica) – Universidade de Brasília, Brasília, 2022. Citado na p. 18.
- GONÇALVES, H. M. **Instrumentação eletrônica de uma bengala para auxiliar no monitoramento de marcha de usuários de exoesqueleto inferior**. 2017. 93 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) – Universidade de Brasília, Brasília, 2017. Citado na p. 19.
- GOSLING, J. A. **Anatomia Humana**. [S.l.]: Grupo GEN, 2019. E-book. ISBN 9788595150652. Acesso em: 14 jul. 2024. Citado na p. 26.

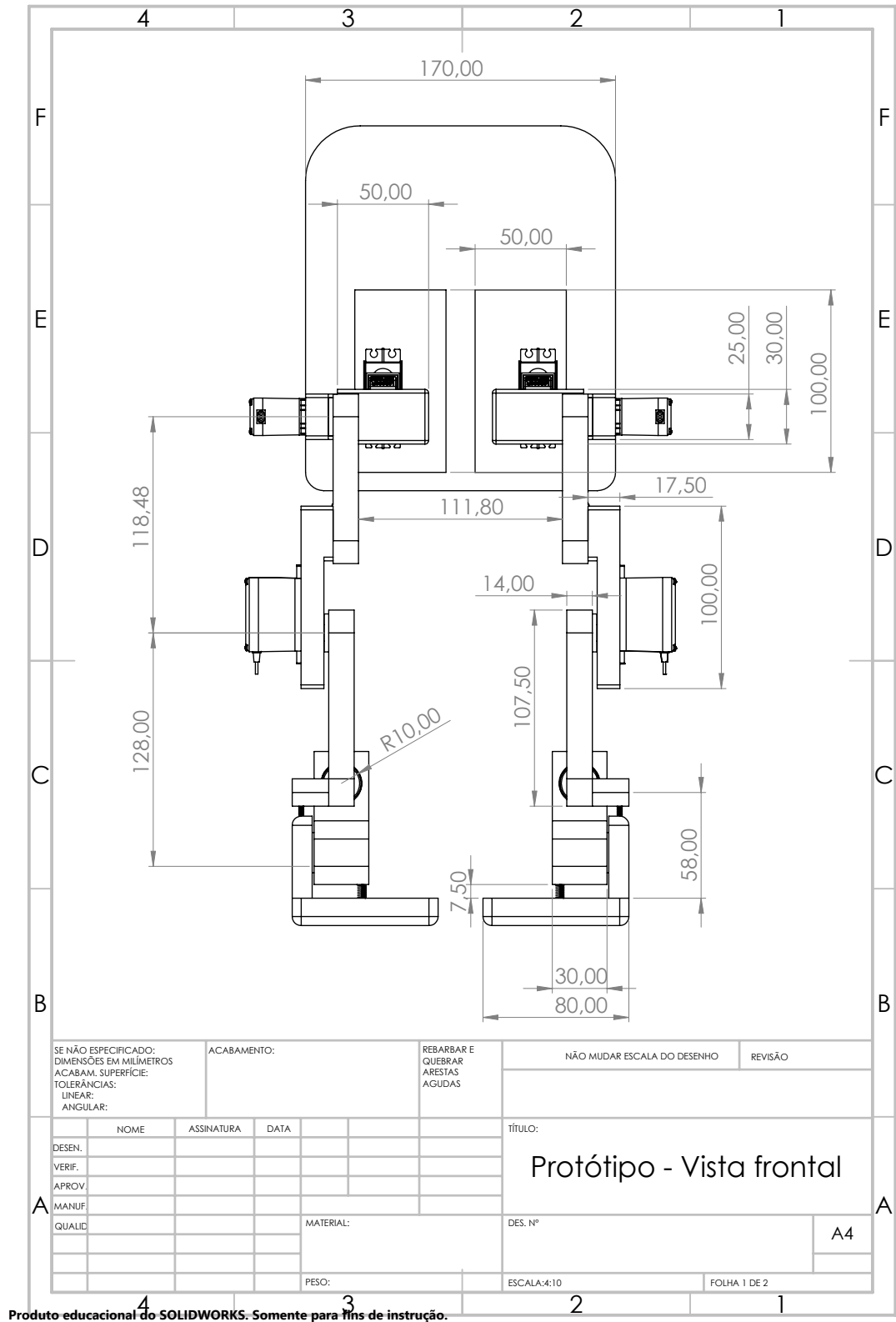
- GOSWAMI, A.; VADAKKEPAT, P. **Humanoid Robotics: A Reference**. Springer Nature B.V., 2019. E-book. ISBN 978-94-007-6046-2. DOI [10.1007/978-94-007-6046-2](https://doi.org/10.1007/978-94-007-6046-2). Disponível em: <https://doi.org/10.1007/978-94-007-6046-2>. Acesso em: 17 set. 2024. Citado nas pp. 37, 38 e 44.
- GRABCAD. **Simple Human Body**. 2024. Disponível em: <https://grabcad.com/library/simple-human-body-1>. Citado na p. 65.
- GURRIET, T.; TUCKER, M.; KANN, C.; BOERIS, G.; AMES, A. D. **Stabilization of Exoskeletons through Active Ankle Compensation**. 2019. Citado nas pp. 22 e 25.
- HOUGLUM, P.A.; BERTOTI, D. B. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. [S.l.]: Barueri: Editora Manole, 2014. E-book. ISBN 9788520449776. Acesso em: 14 jul. 2024. Citado nas pp. 29, 30, 31 e 57.
- IBGE. **Pessoas com deficiência têm menor acesso à educação, ao trabalho e à renda**. 2023. Disponível em: <https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-noticias/2012-agencia-de-noticias/noticias/37317-pessoas-com-deficiencia-tem-menor-acesso-a-educacao-ao-trabalho-e-a-renda>. Acesso em: 20 ago. 2024. Citado na p. 15.
- IZQUIERDO C., L. M. **Estratégia de controle híbrido bioinspirado para um exoesqueleto robótico de membro inferior**. 2022. 277 p. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Campinas, SP. Disponível em: <https://hdl.handle.net/20.500.12733/5278>. Acesso em: 8 mai. 2024. Citado na p. 19.
- JARDIM, B. **Atuadores elásticos em série aplicados no desenvolvimento de um exoesqueleto para membros inferiores**. 2009. Dissertação (Mestrado em Dinâmica das Máquinas e Sistemas) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2009. DOI <https://doi.org/10.11606/D.18.2009.tde-13012011-144030>. Acesso em: 8 mai. 2024. Citado na p. 19.
- JÚNIOR, S. L. S.; SILVA, R. A. **Automação e Instrumentação Industrial com Arduino - Teoria e Projetos**. [S.l.]: Rio de Janeiro: Grupo GEN, 2015. E-book. ISBN 9788536518152. Acesso em: 17 set. 2024. Citado nas pp. 34, 35 e 36.
- KAJITA, S.; KANEHIRO, F.; KANEKO, K.; YOKOI, K.; HIRUKAWA, H. The 3d linear inverted pendulum mode: A simple modeling for a biped walking pattern generation. *In: Proceedings of the 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. Maui, Hawaii, USA: [s.n.], 2001. p. 239–246. ISSN 2153-0858. DOI [10.1109/IROS.2001.977141](https://doi.org/10.1109/IROS.2001.977141). Citado nas pp. 48, 49, 50 e 53.
- KAJITA, S.; KANEHIRO, F.; KANEKO, K.; FUJIWARA, K.; HARADA, K.; YOKOI, K.; HIRUKAWA, H. Biped walking pattern generation by using preview control of zero-moment point. *In: 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation*

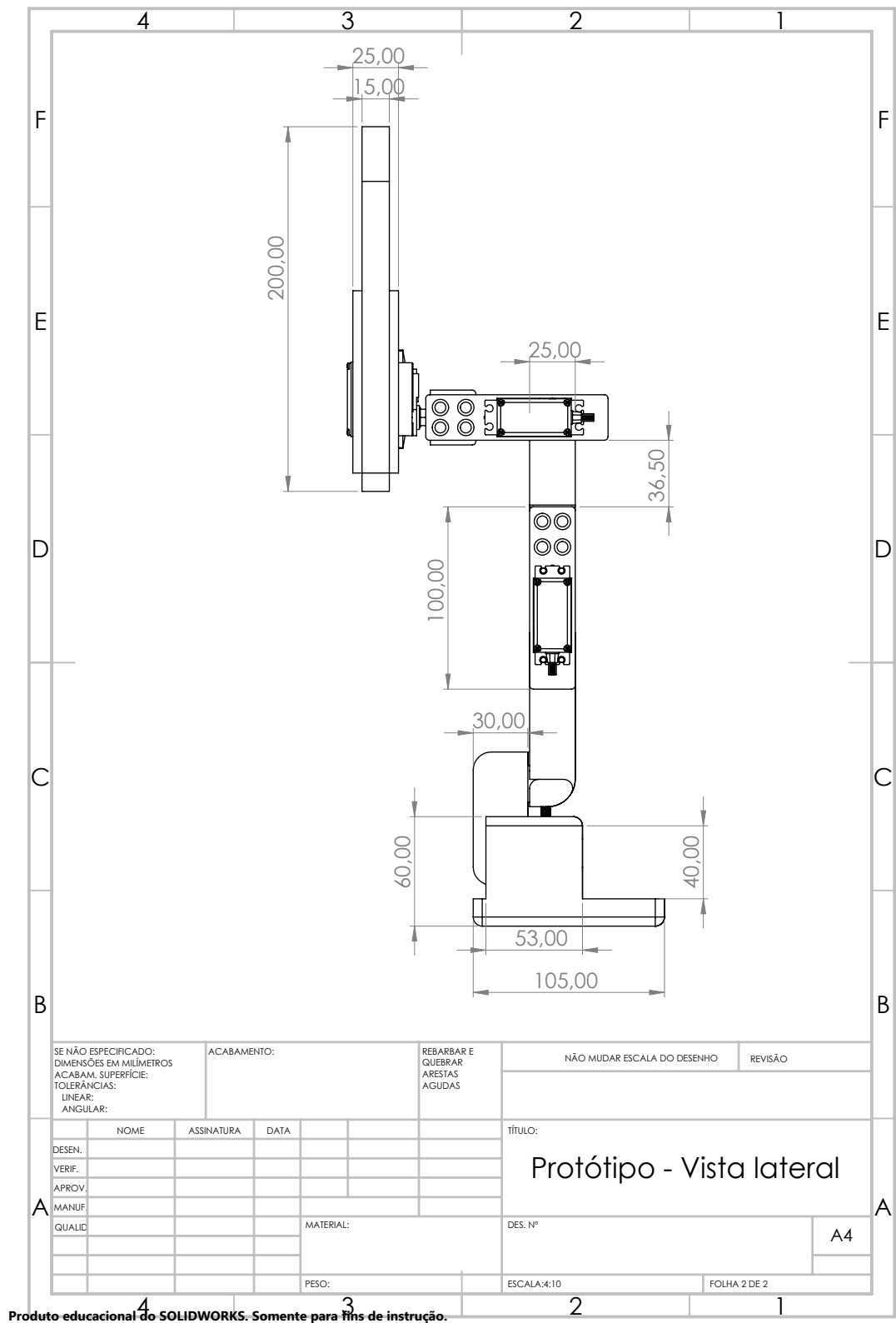
- (Cat. No.03CH37422). [S.l.: s.n.], 2003. v. 2, p. 1620–1626 vol.2. DOI [10.1109/ROBOT.2003.1241826](https://doi.org/10.1109/ROBOT.2003.1241826). Citado nas pp. 49 e 53.
- LAROSA, P. R. R. **Anatomia Humana - Texto e Atlas**. [S.l.]: Grupo GEN, 2016. E-book. ISBN 9788595150652. Acesso em: 14 jul. 2024. Citado nas pp. 27, 28 e 29.
- MARAFÁ, N.; SAMPAIO, R.; LLANOS, C. Biomechatronic analysis of lower limb exoskeletons for augmentation and rehabilitation applications. **XXVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, v. 1, n. 1, p. 1442–1448, 2020. DOI <https://doi.org/10.11606/D.18.2009.tde-13012011-144030>. Citado na p. 18.
- MATHWORKS Student Competitions Team. **MATLAB and Simulink Robotics Arena: Walking Robot**. 2024. GitHub. Disponível em: <https://github.com/mathworks-robotics/msra-walking-robot>. Acesso em: 19 set. 2024. Citado na p. 53.
- MathWorks Student Lounge. **Walking Robot Control**. 2019. Disponível em: <https://blogs.mathworks.com/student-lounge/2019/04/24/walking-robot-control/>. Citado na p. 50.
- PASSOS, J. C. P.; SANTOS, C. E. S.; SAMPAIO, R. C.; COELHO, L. S.; QUINTERO, C. H. L. Sizing optimization of a exoskeleton structure utilizing finite element analysis and multi-objective search. **XXII Congresso Brasileiro de Automática**, v. 1, n. 1, p. 1–8, 2018. DOI <https://doi.org/10.20906/CBA2022/887>. Citado na p. 19.
- PETROSKI, E. L.; PIRES NETO, C. S. Validação de equações antropométricas para a estimativa da densidade corporal em homens. **Revista Brasileira de Atividade Física Saúde**, v. 1, n. 3, p. 5–14, 2012. DOI [10.12820/rbafs.v.1n3p5-14](https://doi.org/10.12820/rbafs.v.1n3p5-14). Disponível em: <https://rbafs.org.br/RBAFS/article/view/496>. Citado na p. 59.
- PROJECT MARCH. **Project March**. 2024. Disponível em: <https://www.projectmarch.nl/>. Acesso em: 16 jul. 2024. Citado na p. 24.
- QIN, L.; JI, H.; CHEN, M.; WANG, K. A self-coordinating controller with balance-guiding ability for lower-limb rehabilitation exoskeleton robot. **Sensors**, v. 23, n. 11, 2023. ISSN 1424-8220. DOI [10.3390/s23115311](https://doi.org/10.3390/s23115311). Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/23/11/5311>. Citado na p. 22.
- REX BIONICS. **REX**. 2024. Disponível em: <https://www.rexbionics.com/>. Acesso em: 16 jul. 2024. Citado na p. 25.
- ROBBI, D. B. **Análise dinâmica de um exoesqueleto de membros inferiores utilizado no contexto de reabilitação de indivíduos com lesão medular**. 2018. 73 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Mecânica) – Universidade de Brasília, Brasília, 2018. Citado na p. 18.
- RODRIGUES, A. P. C. **Desenvolvimento de uma interface para acionamento de atuadores e leitura de encoders para um exoesqueleto de membro inferior com a**

- plataforma SoC-FPGA Zybo**. 2017. 69 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) – Universidade de Brasília, Brasília, 2017. Citado na p. 18.
- SANTOS, W. E.; JÚNIOR, J. H. C. G. **Robótica Industrial - Fundamentos, Tecnologias, Programação e Simulação**. 1ª edição. ed. [S.L.]: Rio de Janeiro: Grupo GEN, 2015. E-book. ISBN 9788536530789. Acesso em: 17 set. 2024. Citado nas pp. 32, 34 e 36.
- SOUZA, R. S. **Design and prototyping of a development platform for exoskeleton research**. 2017. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Controle e Automação Mecânica) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017. DOI <https://doi.org/10.11606/D.3.2018.tde-26022018-141504>. Acesso em: 8 mai. 2024. Citado na p. 20.
- THOMAZ, P. M. D.; SILVA, E. F.; COSTA, T. H. M. Validade de peso, altura e índice de massa corporal autorreferidos na população adulta de Brasília. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, v. 16, n. 1, p. 157–169, 2013. DOI [10.1590/S1415-790X2013000100015](https://doi.org/10.1590/S1415-790X2013000100015). Disponível em: <https://www.scielo.org/article/rbepid/2013.v16n1/157-169/pt/>. Citado na p. 57.
- TIAN, D.; LI, W.; LI, J.; LI, F.; CHEN, Z.; HE, Y.; SUN, J.; WU, X. Self-balancing exoskeleton robots designed to facilitate multiple rehabilitation training movements. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 32, p. 293–303, 2024. DOI [10.1109/TNSRE.2023.3348985](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2023.3348985). Citado nas pp. 21 e 25.
- WANDERCRAFT. **Atalante X**. 2024. Disponível em: <https://en.wandercraft.eu/>. Acesso em: 16 jul. 2024. Citado na p. 24.
- YIN, K.; JIN, Y.; DU, H.; XUE, Y.; LI, P.; MA, Z. Virtual neuromuscular control for robotic ankle exoskeleton standing balance. **Machines**, v. 10, n. 7, 2022. ISSN 2075-1702. DOI [10.3390/machines10070572](https://doi.org/10.3390/machines10070572). Disponível em: <https://www.mdpi.com/2075-1702/10/7/572>. Citado na p. 23.

Apêndices

Apêndice A – Desenho do protótipo





Apêndice B – Vista explodida do projeto

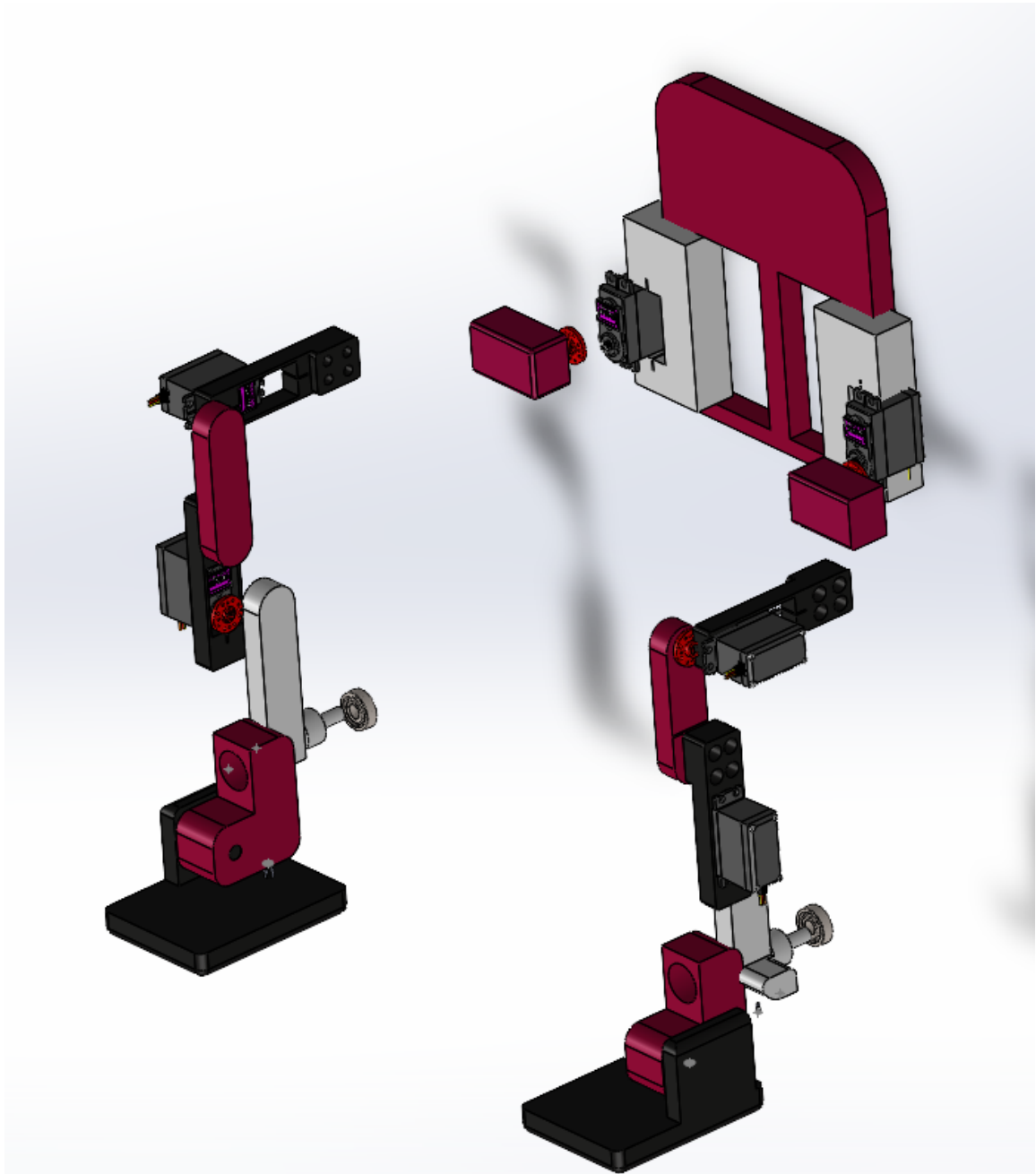


Figura B.1 – Dispositivo completo

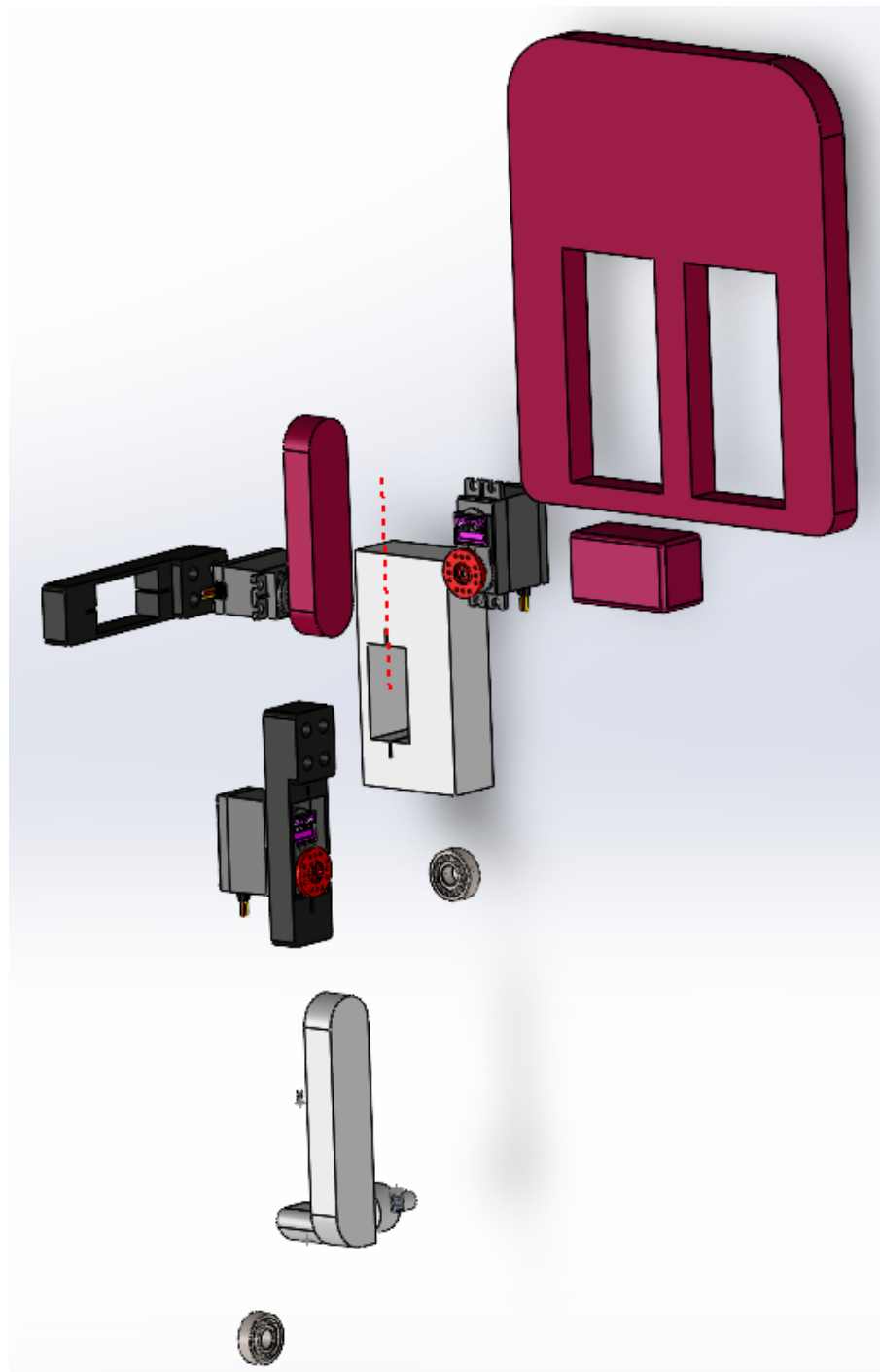


Figura B.2 – Base com peças que constituem a perna direita

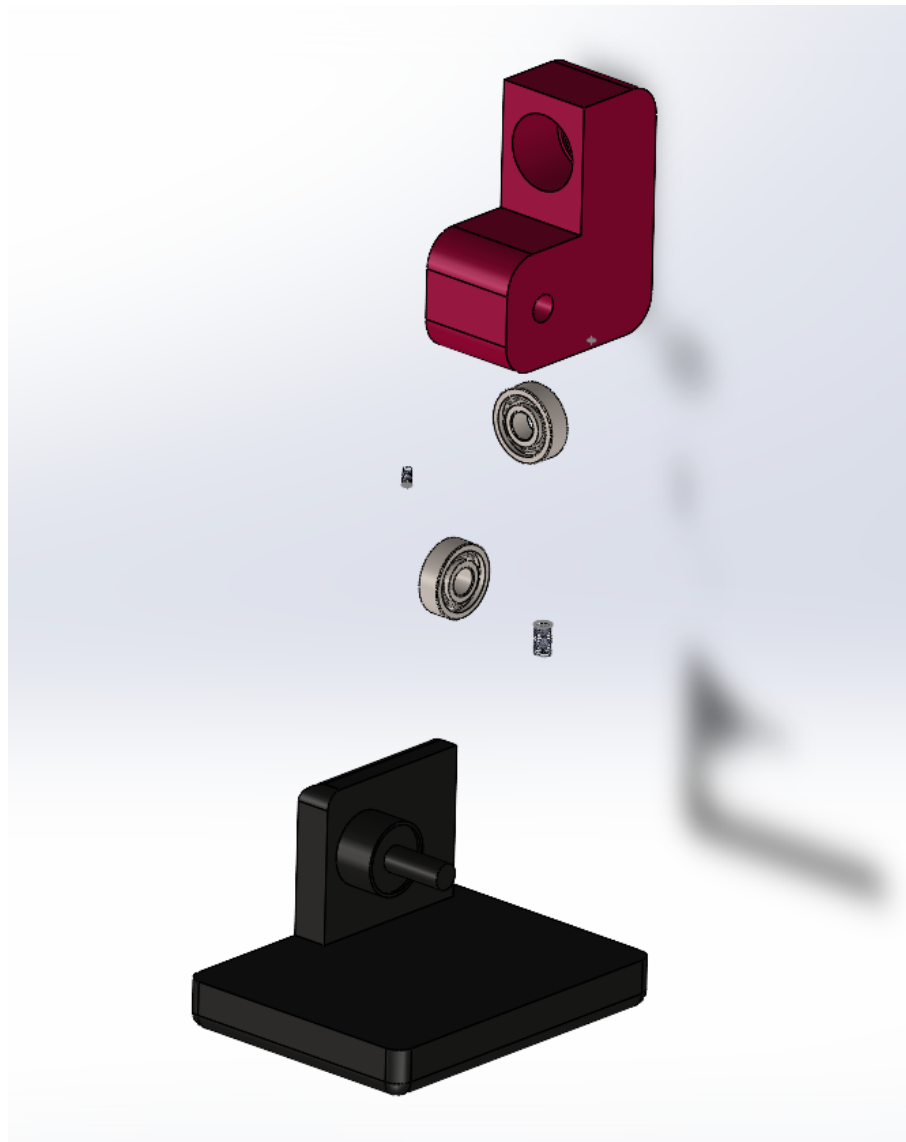


Figura B.3 – Suporte e base que formam o pé

Apêndice C – Mecanismos de movimentação

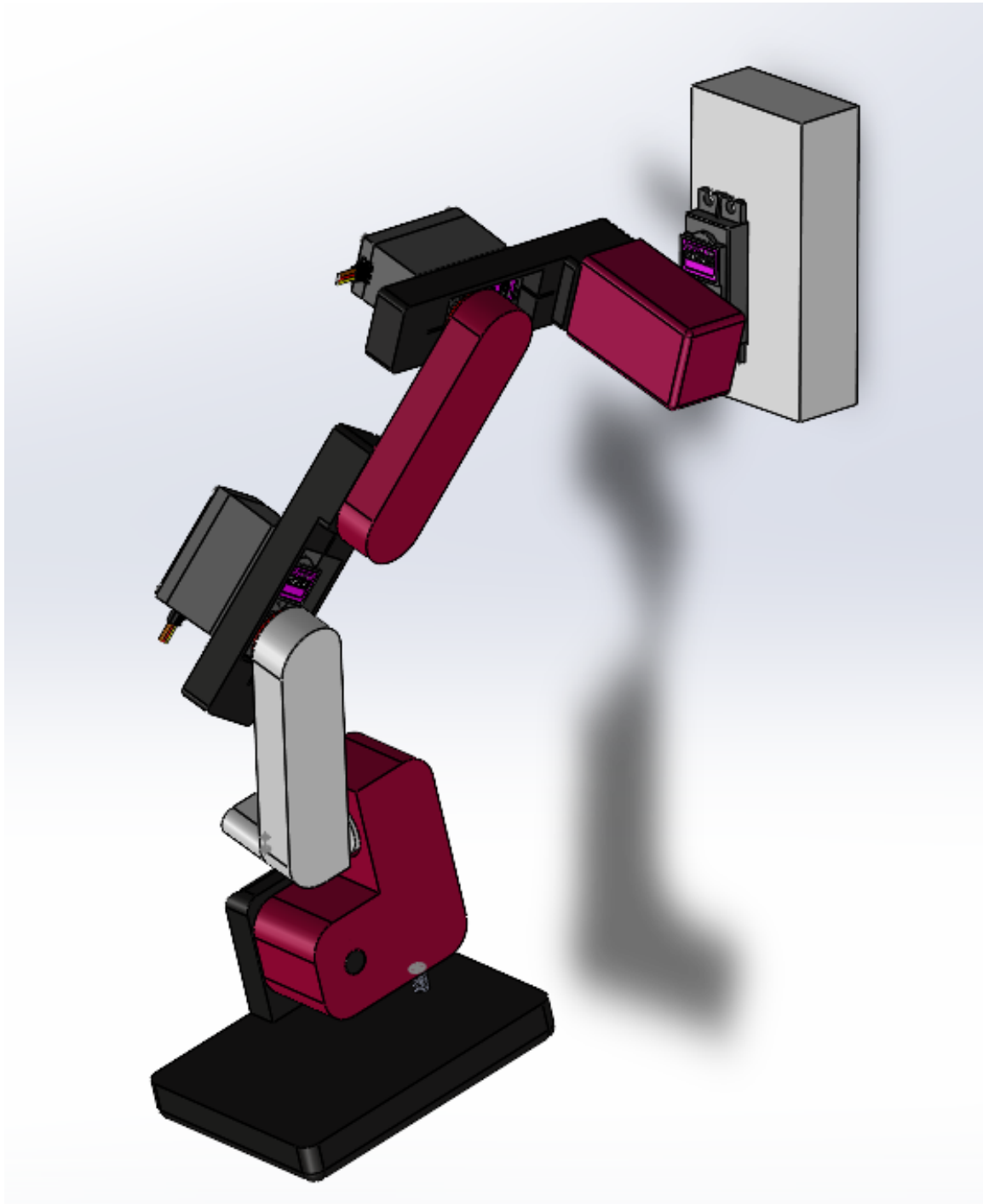


Figura C.1 – Exemplo de movimentação de uma perna com três graus de liberdade ativos

Apêndice D – Programa ciclo de marcha

Código D.1 – Código da Caminhada de Exoesqueleto

```

1  #include <Servo.h>
2
3  // Definição dos servos
4  Servo servoRightHip, servoRightKnee, servoRightHipX; // Perna direita
5  Servo servoLeftHip, servoLeftKnee, servoLeftHipX;    // Perna esquerda
6
7  // Calibração de ponto zero
8  const float calibRightKnee = 88;
9  const float calibRightHip  = 85;
10 const float calibRightHipX = 85;
11
12 const float calibLeftKnee = 83;
13 const float calibLeftHip  = 100;
14 const float calibLeftHipX = 85;
15
16 float L_hiproll_angle[46] = {
17     0.00, -0.02, -0.16, -0.65, -1.58, -3.00, -4.89, -7.40, -11.27,
18     -13.45,
19     -15.03, -16.35, -17.49, -18.43, -19.11, -19.64, -20.02, -20.23,
20     -20.28,
21     -20.12, -19.69, -18.96, -17.81, -16.02, -14.04, -12.09, -10.32,
22     -8.61,
23     -6.99, -5.53, -4.29, -3.23, -2.36, -1.66, -1.21, -1.04, 5.46,
24     11.02,
25     15.75, 15.46, 8.78, 0.26, -0.34, -0.35, -0.35, -0.34
26 };
27
28 float L_hippitch_angle[46] = {
29     0.00, 0.68, 2.06, 4.10, 6.25, 8.33, 10.17, 11.71, 12.81, 12.89,
30     12.71,
31     12.41, 12.03, 11.62, 11.27, 10.95, 10.70, 10.55, 10.54, 11.59,
32     14.09,
33     17.53, 21.78, 26.79, 30.88, 33.78, 35.55, 36.55, 36.93, 36.76,
34     36.17,
35     35.28, 34.18, 32.97, 31.96, 31.52, 31.28, 26.51, 18.47, 14.41,
36     8.55,
37     -3.70, 0.29, 21.42, 35.67, 32.66
38 };
39
40 float L_knee_angle[46] = {
41     0.00, -1.36, -4.10, -8.14, -12.43, -16.55, -20.21, -23.27, -25.46,
42     -25.61, -25.26, -24.66, -23.90, -23.10, -22.39, -21.76, -21.26,
43     -20.98, -20.93, -22.63, -26.50, -31.49, -37.11, -42.80, -46.43,
44     -48.01, -47.94, -46.69, -44.50, -41.61, -38.38, -34.90, -31.36,
45     -27.88, -25.21, -24.08, -35.16, -36.75, -32.94, -33.38, -37.08,

```



```

39         -28.31, -34.07, -54.29, -46.95, -28.42
40     };
41
42     float R_hiproll_angle[46] = {
43         0.00, -0.02, -0.16, -0.65, -1.58, -3.00, -4.89, -7.40, -11.27,
44         -13.45,
45         -15.03, -16.35, -17.49, -18.43, -19.11, -19.64, -20.02, -20.23,
46         -20.28,
47         -20.12, -19.69, -18.96, -17.81, -16.02, -14.04, -12.09, -10.32,
48         -8.61,
49         -6.99, -5.53, -4.29, -3.23, -2.36, -1.66, -1.21, -1.04, 5.46,
50         11.02,
51         15.75, 15.46, 8.78, 0.26, -0.34, -0.35, -0.35, -0.34
52     };
53
54     float R_hippitch_angle[46] = {
55         0.00, 0.68, 2.06, 4.10, 6.25, 8.33, 10.17, 11.71, 12.81, 12.89,
56         12.71,
57         12.41, 12.03, 11.62, 11.27, 10.95, 10.70, 10.55, 10.52, 10.47,
58         10.33,
59         10.09, 9.77, 9.46, 9.61, 10.33, 11.32, 12.41, 13.39, 14.06, 14.25,
60         13.86, 12.69, 10.37, 6.56, 1.84, -0.02, 5.98, 22.59, 34.60, 33.89,
61         32.03,
62         28.51, 18.40, 13.11, 4.13
63     };
64
65     float R_knee_angle[46] = {
66         0.00, -1.36, -4.10, -8.14, -12.43, -16.55, -20.21, -23.27, -25.46,
67         -25.61, -25.26, -24.66, -23.90, -23.10, -22.39, -21.76, -21.26,
68         -20.98, -20.90, -20.58, -19.75, -18.50, -16.84, -15.16, -14.84,
69         -16.22, -18.69, -21.87, -25.47, -29.11, -32.40, -35.23, -37.33,
70         -38.29, -37.24, -33.91, -32.72, -40.21, -54.65, -52.50, -33.42,
71         -26.99, -37.11, -32.96, -34.86, -35.17
72     };
73
74     // Função de configuração inicial
75     void setup() {
76
77         // Vincula os servos aos pinos correspondentes
78         servoRightKnee.attach(9);
79         servoRightHip.attach(10);
80         servoRightHipX.attach(11);
81
82         servoLeftKnee.attach(3);
83         servoLeftHip.attach(5);
84         servoLeftHipX.attach(6);
85
86         // Define a posição inicial de calibração para cada servo
87         servoRightHipX.write(calibRightHipX);
88         servoRightHip.write(calibRightHip);

```

```
85     servoRightKnee.write(calibRightKnee);
86
87     servoLeftHipX.write(calibLeftHipX);
88     servoLeftHip.write(calibLeftHip);
89     servoLeftKnee.write(calibLeftKnee);
90
91     delay(3000);
92     // Inicia o primeiro passo para entrar no ciclo de marcha
93     for (int i = 0; i < 10; i++) {
94         servoRightHipX.write(calibRightHipX - R_hiproll_angle[i]);
95         delay(20);
96         servoRightHip.write(calibRightHip - R_hippitch_angle[i]);
97         delay(20);
98         servoRightKnee.write(calibRightKnee - R_knee_angle[i]);
99         delay(20);
100        servoLeftHipX.write(calibLeftHipX - L_hiproll_angle[i]);
101        delay(25);
102        servoLeftHip.write(calibLeftHip + L_hippitch_angle[i]);
103        delay(25);
104        servoLeftKnee.write(calibLeftKnee + L_knee_angle[i]);
105        delay(25);
106    }
107
108 }
109
110 void loop() {
111     // Inicia o ciclo de marcha
112     for (int i = 10; i < 46; i++){
113         servoRightHipX.write(calibRightHipX - R_hiproll_angle[i]);
114         delay(20);
115         servoRightHip.write(calibRightHip - R_hippitch_angle[i]);
116         delay(20);
117         servoRightKnee.write(calibRightKnee - R_knee_angle[i]);
118         delay(20);
119         servoLeftHipX.write(calibLeftHipX - L_hiproll_angle[i]);
120         delay(25);
121         servoLeftHip.write(calibLeftHip + L_hippitch_angle[i]);
122         delay(25);
123         servoLeftKnee.write(calibLeftKnee + L_knee_angle[i]);
124         delay(25);
125     }
126 }
```