



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Engenharia Mecânica

GERMAN DARIO BUITRAGO SALAZAR

**Concepção de Diferentes Estruturas para
Exoesqueletos de Membro Inferior baseado
no Estudo Dinâmico e Utilização de
Biomateriais**

CAMPINAS
2018

GERMAN DARIO BUITRAGO SALAZAR

**Concepção de Diferentes Estruturas para
Exoesqueletos de Membro Inferior baseado
no Estudo Dinâmico e Utilização de
Biomateriais**

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica, na Área de Mecatrônica.

Orientador: Prof. Dr. João Maurício Rosário

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELO ALUNO GERMAN DARIO BUITRAGO SALAZAR, E ORIENTADA PELO PROF. DR. JOÃO MAURÍCIO ROSÁRIO

ASSINATURA DO ORIENTADOR

**CAMPINAS
2018**

Agência(s) de fomento e nº(s) de processo(s): CNPq, 134632/2016-8

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Área de Engenharia e Arquitetura
Rose Meire da Silva - CRB 8/5974

B868c Buitrago Salazar, Germán Darío, 1991-
Concepção de diferentes estruturas para exoesqueletos de membro inferior baseado no estudo dinâmico e utilização de biomateriais / Germán Darío Buitrago Salazar. – Campinas, SP : [s.n.], 2018.

Orientador: João Maurício Rosário.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Bioengenharia. 2. Mecanismo - Projeto. 3. Sistemas de Controle. I. Rosário, João Maurício, 1959-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Design of different structures for lower limb exoskeletons based on the dynamic study and use of biomaterials

Palavras-chave em inglês:

Bioengineering

Mechanism -Design

Control system

Área de concentração: Mecatrônica

Titulação: Mestre em Engenharia Mecânica

Banca examinadora:

João Maurício Rosário [Orientador]

Marcos Antônio Porta Saramago

Jocarly Patrocínio de Souza

Data de defesa: 27-02-2018

Programa de Pós-Graduação: Engenharia Mecânica

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA**

DEPARTAMENTO DE SISTEMAS INTEGRADOS

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADÊMICO

**Concepção de Diferentes Estruturas para
Exoesqueletos de Membro Inferior baseado
no Estudo Dinâmico e Utilização de
Biomateriais**

Autor: German Dario Buitrago Salazar

Orientador: João Maurício Rosário

A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou esta Dissertação:

Prof. Dr. João Maurício Rosário, Presidente
Universidade Estadual de Campinas, DSI-FEM

Prof. Dr. Marcos Antônio Porta Saramago
Universidade Estadual de Campinas

Prof. Dr. Jocarly Patrocínio de Souza
Universidade de Passo Fundo

A Ata da defesa com as respectivas assinaturas dos membros encontra-se no processo de vida acadêmica do aluno.

Campinas, 27 de fevereiro de 2018.

Dedicatória

Dedico este trabalho a minha família que foram fonte de inspiração e me motivaram todos os dias a demonstrar sempre o melhor de mim, sem importar quão difícil fosse a situação.

Agradecimentos

Este trabalho é o fruto dos esforços de muitas pessoas que acreditaram em mim e que sempre estiveram em todos os momentos para me brindar seus conhecimento e conselhos para termina-lo.

Agradeço a Deus por me acompanhar em todos os momentos que precisei ter um guia e a fortaleza que me brindou para começar e terminar essa etapa em minha vida.

Aos meus pais Germán e Ismenia e aos meus irmãos Jorge e Juan David que sempre me apoiaram e acreditaram em mim. Eles são o motor da minha vida e espero que seja um grande motivo de orgulho nas suas vidas, e que com vontade tudo é possível.

À Fernanda por me ensinar os significados da perseverança e da constância e por me mostrar que deve se valorizar todos os momentos da vida, porque são únicos e insubstituíveis. Das melhores coisas que o Brasil me deu na minha vida.

Ao Prof. Dr. Darío Amaya Hurtado e à Profa. Dra. Olga Lucía Ramos Sandoval pela motivação que me deram para começar uma nova etapa na minha vida profissional e acadêmica.

Ao Prof. Dr. João Maurício Rosário pela sua orientação durante o desenvolvimento do trabalho, dando contribuições valiosas e mostrando o caminho a não ser percorrido.

Aos colegas e amigos que conheci durante o mestrado, quem se tornaram em uma família e partilhamos momentos que deixaram marcas nas minhas memórias.

A todos os professores da Faculdade de Engenharia Mecânica pelos conhecimentos ensinados.

À equipe da CPG da FEM pela apoio e compromisso nesses anos.

A CNPq pelo apoio financeiro através da bolsa de Mestrado.

A todos aqueles que ajudaram de modo direto ou indireto no desenvolvimento desta dissertação.

*“Começa a aprender que não se deve comparar com os outros, mas com o melhor que pode ser.
Descobre que se leva muito tempo para se tornar a pessoa que quer ser, e que o tempo é curto.
Aprende que não importa onde já chegou, mas para onde está indo... Mas, se você não sabe para
onde está indo, qualquer caminho serve”*

William Shakespeare

“Não obtemos o que desejamos... Obtemos o que trabalhamos”

Anônimo

Resumo

Os sistemas exoesqueléticos têm sido um dos principais focos de pesquisa na área da bioengenharia, unindo conhecimentos de robótica, mecânica, mecatrônica e medicina, para construir dispositivos que assistam e aumentem as qualidades físicas dos usuários.

Neste trabalho foi proposta a análise dinâmica de mecanismos e biomateriais, visando projetar e analisar diferentes estruturas que possam ser utilizadas como exoesqueletos de membro inferior, com o objetivo de escolher os motores para mover a estrutura e sua arquitetura de controle.

Neste sentido, foi descrito o modelo de um mecanismo serial, um mecanismo com paralelogramo e sua variação com molas inseridas, chamado de híbrido, desde as perspectivas cinemática e dinâmica, para simular seu comportamento dinâmico quando estes acompanham a trajetória do ciclo de marcha de um usuário. Para cada simulação, foram trocados os materiais da estrutura, utilizando tanto materiais convencionais na manufatura desses dispositivos exoesqueléticos, quanto biomateriais, estabelecendo-se parâmetros dinâmicos para serem utilizados como base para a escolha do sistema de acionamento. Após o procedimento de seleção, implementou-se uma arquitetura de controle considerando 3 GL, considerando uma malha de controle cinemático a nível de junta e a nível cartesiano, com informações de posição obtidas através do cálculo da matriz jacobiana (2 GL). Foi utilizado o modelo dinâmico do dispositivo em estudo para o projeto do sistema de acionamento e cálculo dos parâmetros dos três controladores PID associado a cada junta, utilizando ainda a forma RST discreta.

Os resultados das simulações dos parâmetros dinâmicos permitiram escolher o PLA como matéria-prima na fabricação das estruturas e observar que os menores torques foram gerados nas estruturas com paralelogramo e híbrido. Com estes valores, foram considerados três motores idênticos para cada grau de liberdade, permitindo assim, a simulação da arquitetura completa de controle.

A simulação dos sistemas de controle mostrou que estes acompanham o sinal de referência no quadril, no joelho e no tornozelo e a redução dos efeitos de amortecimento da saída, principalmente com a implementação dos controladores na forma RST. Estes resultados confirmam a versatilidade desta metodologia ao projetar mecanismos, e a possibilidade de obter resultados positivos com esses controladores, em relação com os controladores clássicos em aplicações mecatrônicas como os dispositivos exoesqueléticos.

Palavras chave: Exoesqueletos, Arquitetura de Controle, Modelagem Dinâmica, Controladores PID-RST, Biomateriais.

Abstract

Exoskeleton systems have been one of the major focus in bioengineering researches, combining robotics, mechanics, mechatronics and medicine concepts to make devices that assist and enhance the physical capacities and abilities of users

In this work, we proposed the dynamic analyze of mechanisms and biomaterials, aiming to design and analyze different structures that can be used as lower limbs exoskeletons, in order to choose the motors to move the structure and its control architecture.

In this regard, we described the models of a serial mechanism, a mechanism with parallelogram and a hybrid mechanism, from the kinematic and dynamic perspectives, to simulate their dynamic comportment when they follow the gait cycle path of a user. For each simulation, the material of structure was switched, using conventional materials in the manufacture of these devices and biomaterials and establishing dynamic parameters to be used as the basis for choosing the motor system. After the selection procedure, a control architecture considering 3 DOF was implemented, considering a kinematic control loop at the joint and cartesian levels and using position information obtained calculating the Jacobian matrix (2 DOF). Dynamic model of the structure studied was used for the design of the drive system and the computing of the parameters of the three PID controllers associated to each joint using the discrete RST form.

The results of the simulations of the dynamic parameters allowed to choose PLA as raw material in the fabrication of the structures and to observe that the smallest torques were generated in the structures with parallelogram and hybrid. With these values, three identic motors were considered for each degree of freedom, allowing in this way, to simulate the complete control architecture.

The simulation of the control systems showed that they follow the reference signal in the hip, knee and ankle articulations and the reduction of the damping effects of the response of the system, mainly with the implementation of RST controllers. These results confirm the versatility of this methodology for designing mechanisms and the possibility of obtaining positives results with those controllers, in relation to the classical controllers in mechatronic applications such as the exoskeletal devices.

Keywords: Exoskeleton, Control Architecture, Dynamic Modeling, PID-RST
Controllers, Biomaterials.

Lista de Ilustrações

Figura 1.1. Tópicos considerados no desenvolvimento do trabalho.....	26
Figura 2.1. Modelo de uma prótese ativa com sistema de aproveitamento de energias (MARTINEZ-VILLALPANDO et al., 2011).....	29
Figura 2.2. Órtese para reabilitação de membro inferior (SHARMA; MUSHAHWAR; STEIN, 2014).....	30
Figura 2.3. Formas de estrutura de exoesqueletos de membro inferior (HERR, 2009).	33
Figura 2.4. Exoesqueletos desenvolvidos sob o programa EHPA. a) Modelo simplificado do exoesqueleto BLEEX (ZOSS; KAZEROONI; CHU, 2006). b) Exoesqueleto Sarcos (GUIZZO; GOLDSTEIN, 2005).	37
Figura 2.5. Dispositivos exoesqueléticos utilizados na reabilitação de marcha de pacientes com problemas de paralisia total ou parcial do sistema locomotor. a) Sistema de treino com HAL (NILSSON et al., 2014). b) ReWalk usado na reabilitação de pacientes (ZEILIG et al., 2012).	38
Figura 2.6. Estrutura do Lokomat para a reabilitação de marcha em pacientes com desordens de mobilidade no deslocamento (RIENER et al., 2005).	40
Figura 2.7. Estrutura de ALEX para o treino assistido de marcha em uma perna.	41
Figura 2.8. Exoesqueletos fabricados com diferentes atuadores. a) Exoesqueleto SARCO - motor hidráulico (HUO et al., 2016). b) Exoesqueleto HAL - motores elétricos (SANKAI, 2010). c) Mecanismo que tem atuadores SAE (BEIL; PERNER; ASFOUR, 2015). d) Órtese - atuadores musculares pneumáticos (SAWICKI; GORDON; FERRIS, 2005).	44
Figura 2.9. Esquema do sistema de interação entre o esqueleto e o usuário (CHEN et al., 2016).	46
Figura 2.10. Diagrama de blocos do esquema de controle por forças do dispositivo HAL-5 (SANKAI, 2010).	47
Figura 2.11. Esquema de controle do exoesqueleto Lokomat, utilizando um bloco de controle adaptativo para ajustar os ganhos do controlador (RIENER et al., 2005).....	48
Figura 2.12. Esquema geral de um sistema de controle baseado na hierarquia para exoesqueletos, próteses e órteses de membro inferior (TUCKER et al., 2015).	49
Figura 2.13. Representação esquemática de biocompatibilidade (PARK; LAKES, 2007).....	53

Figura 3.1. Sistema de coordenadas de referência e planos referenciais na biomecânica (WINTER, 2009).....	57
Figura 3.2. Fases e períodos de um ciclo de marcha.	58
Figura 3.3. Eventos e períodos de ciclo de marcha (WHITTLE, 2007).....	58
Figura 3.4. Diagrama da perna na posição inicial de movimento, indicando a direção positiva das articulações.....	59
Figura 3.5. Modelagem geométrica da perna humana, vista desde o plano sagital.....	60
Figura 3.6. Modelo cinemático da perna para ambas as fases. a) Representação para a fase de apoio. b) Representação para a fase de balanço.	61
Figura 3.7. Esquema da estimação da cinemática inversa baseado na matriz jacobiana (ROSÁRIO, 2005).	63
Figura 3.8. Mecanismos a serem estudados neste trabalho. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo. c) Mecanismo híbrido.....	65
Figura 3.9. Arquitetura do mecanismo serial.	66
Figura 3.10. Arquitetura do mecanismo com paralelogramo.	69
Figura 3.11. Arquitetura do mecanismo híbrido.....	73
Figura 3.12. Perfis de trajetória das juntas em um ciclo de marcha para uma velocidade lineal de 1 m/s.....	76
Figura 3.13. Posição do tornozelo para três velocidades diferentes.....	78
Figura 4.1. Mecanismos genéricos modelados em SolidWorks®. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.....	81
Figura 4.2. Torque estimados nas juntas para o mecanismo serial. a) Torque no quadril τ_q . b) Torque no joelho τ_j	83
Figura 4.3. Torque estimados nas juntas para o mecanismo com paralelogramo. a) Torque no quadril τ_q . b) Torque no joelho τ_j	83
Figura 4.4. Torque estimados nas juntas para o mecanismo híbrido. a) Torque no quadril τ_q . b) Torque no joelho τ_j	84
Figura 4.5. Torque estimados nas juntas para o modelo com Liga de Aço 1020. a) Torque no quadril τ_q . b) Torque no joelho τ_j	84
Figura 4.6. Torque estimados nas juntas para o mecanismo serial para modelos projetados com biomateriais. a) Torque no quadril τ_q . b) Torque no joelho τ_j	86
Figura 4.7. Torque estimados nas juntas para o mecanismo com paralelogramo para modelos projetados com biomateriais. a) Torque no quadril τ_q . b) Torque no joelho τ_j	87

Figura 4.8. Torque estimados nas juntas para o mecanismo híbrido para modelos projetados com biomateriais. a) Torque no quadril τ_q . b) Torque no joelho τ_j	88
Figura 4.9. Inercia efetiva no motor do quadril. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.	89
Figura 4.10 Inercia efetiva no motor do joelho. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.	90
Figura 4.11. Torque de acoplamento entre os elos na junta do quadril. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.....	91
Figura 4.12. Torque de acoplamento entre os elos na junta do joelho. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.....	92
Figura 4.13. Força centrípeta desenvolvida nos mecanismos. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.....	93
Figura 4.14. Força de Coriolis no quadril. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.	94
Figura 4.15. Componente gravitacional no quadril. a) Mecanismo com paralelogramo. b) Mecanismo híbrido.	95
Figura 4.16. Componente gravitacional no joelho. a) Mecanismo com paralelogramo. b) Mecanismo híbrido.	96
Figura 4.17. Comportamento dos parâmetros dinâmicos do PLA com os perfis de posição, velocidade e aceleração angular para os mecanismos serial e com paralelogramo.....	97
Figura 4.18. Faixas de operação dos motores. a) Motor do quadril (MAXON-MOTOR, 2017a). b) Motor do joelho (MAXON-MOTOR, 2017b).	100
Figura 5.1. Arquitetura de controle implementado.....	102
Figura 5.2. Diagrama de um motor CC (SCHEINMAN; MCCARTHY; SONG, 2016).	103
Figura 5.3. Diagrama de blocos do motor CC.....	103
Figura 5.4. Resposta da função de transferência do motor do quadril em malha aberta. a) Resposta para uma entrada degrau para os dois mecanismos. b) Zoom da resposta do motor.	105
Figura 5.5. Resposta da função de transferência do motor do joelho em malha aberta. a) Resposta para uma entrada degrau para os dois mecanismos. b) Zoom da resposta do motor.	106
Figura 5.6. Resposta da função de transferência do motor do tornozelo em malha aberta. a) Resposta para uma entrada degrau para os dois mecanismos. b) Zoom da resposta do motor.	106

Figura 5.7. Estrutura do controlador RST no tempo contínuo e sua implementação.....	107
Figura 5.8. Resposta do motor do quadril. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.	109
Figura 5.9. Resposta do motor do joelho. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.	109
Figura 5.10. Resposta do motor do tornozelo.....	109
Figura 5.11. Sistema completo com as malhas cinemática e dinâmica inseridas.....	111
Figura 5.12. Posição do sistema de coordenadas final do mecanismo serial. a) Eixo X. b) Eixo Y.	112
Figura 5.13. Zoom do gráfico de comportamento do sistema de coordenadas do mecanismo serial. a) Eixo X. b) Eixo Y.	112
Figura 5.14. Resposta dos motores no mecanismo serial. a) Quadril. b) Joelho.....	113
Figura 5.15. Zoom das respostas dos motores no mecanismo serial. a) Quadril. b) Joelho...	114
Figura 5.16. Posição do sistema de coordenadas final do mecanismo com paralelogramo. a) Eixo X. b) Eixo Y.....	114
Figura 5.17. Zoom do gráfico de comportamento do sistema de coordenadas do mecanismo com paralelogramo. a) Eixo X. b) Eixo Y.....	115
Figura 5.18. Resposta dos motores no mecanismo com paralelogramo. a) Quadril. b) Joelho.	115
Figura 5.19. Zoom das respostas dos motores no mecanismo com paralelogramo. a) Quadril. b) Joelho.....	116
Figura 5.20. Posição angular do motor do Tornozelo. a) Trajetória utilizando os três controladores. b) Zoom das respostas.....	117

Lista de Tabelas

Tabela 2.1. Síntese da classificação dos exoesqueletos.....	35
Tabela 2.2. Visão geral dos exoesqueletos de membro inferior projetados.	42
Tabela 2.3. Classes de materiais sintéticos utilizados na biomecânica (PARK; LAKES, 2007).	55
Tabela 3.1. Parâmetros obtidos da modelagem dinâmicos para o mecanismo serial de um exoesqueleto de membro inferior.	68
Tabela 3.2. Parâmetros obtidos da modelagem dinâmicos para o mecanismo com paralelogramo de um exoesqueleto de membro inferior.	72
Tabela 3.3. Parâmetros obtidos da modelagem dinâmicos para o mecanismo híbrido de um exoesqueleto de membro inferior.	75
Tabela 4.1. Dados normalizados para análise do mecanismo.	81
Tabela 4.2. Propriedades físicas dos materiais convencionais usados na simulação de torques.	82
Tabela 4.3. Propriedades físicas dos biomateriais usados na estimação de torques.....	85
Tabela 4.4. Parâmetros de projeto para escolha do motor.....	98
Tabela 4.5. Motores escolhidos.	99
Tabela 4.6. Constantes elétricas e mecânicas dos motores.....	100
Tabela 5.1. Constantes das funções de transferência dos motores.	104
Tabela 5.2. Parâmetros do controlador PID dos motores.	107

Lista de Abreviaturas e Siglas

Siglas

ACF	Aumento das Capacidades Físicas
AL	Assistência Locomotiva
BLEEX	Berkeley Lower Extremity Exoskeleton
CM	Centro de Massa
EHPA	Exoskeletons for human performance augmentation
GL	Grau de liberdade
HAL	Hybrid Assistive Limb
IHMC	Institute for Human and Machine Cognition
IMC	Interface Homem-Máquina
RM	Reabilitação de Marcha
SEA	Series Elastic Actuator

Letras Gregas

α_n, β_n	Fatores da Distância do CM com Comprimento do Elo n
Δ	Diferença
θ_n	Ângulo de Rotação da Junta n
θ_i	Ângulo de Rotação Atual
$\dot{\theta}_n$	Velocidade Angular da Junta n
$\ddot{\theta}_n$	Aceleração Angular da Junta n
τ_n	Torque exercido sobre a Junta n

Letras Latinas

B	Atrito Viscoso
d_n	Ponto de Fixação com relação ao Elo n
g	Força gravitacional
h	Altura do centro de massa com respeito ao ponto de fixação da mola 1
I_n	Tensor Inercial do Elo n
J(A)	Jacobiano da Matriz A
J	Inercia Efetiva

K	Energia Cinética
k_n	Módulo de Rigidez da Mola n
L	Lagrangeano
L_1	Comprimento da barra 1 (Coxa)
L_2	Comprimento da barra 2 (Perna)
L_3	Comprimento da barra 3 (Pé)
L_{nCM}	Distância do Centro de Massa do Elo n com a Articulação n
L_{anCM}	Distância do Centro de Massa da Barra Auxiliar n com a Articulação n
M_n	Massa Concentrada do Elo n
M_{an}	Massa Concentrada das Barra Auxiliar n
M_{pn}	Massa Concentrada da Seção n da Perna
r_n	Vetor de Direção do Elo n
r_{an}	Vetor de Direção da Barra Auxiliar n
r_{pn}	Vetor de Direção da Seção n da Perna
S_0	Sistema de Coordenadas Inicial
S_i	Sistema de Coordenadas Inercial
S_n	Sistema de Coordenadas da Junta n
T	Torque do motor
T_{ext}	Soma das Forças e Torques Externos relacionados com o Sistema
T_{p1}	Torque gerado pela Força Centrípeta
T_{p2}	Torque de Acoplamento entre os elos
T_{p3}	Torque gerado pela Força de Coriolis
T_{p4}	Componentes Gravitacionais
V	Energia Potencial
X_m	Comprimento da Mola n
X_n, Y_n	Posição cartesiana da Junta n
X_p, Y_p	Posição cartesiana da Ponta do pé

Sumário

1	INTRODUÇÃO	22
1.1	Justificativa	23
1.2	Objetivos	24
1.3	Metodologia	25
1.4	Estrutura do Trabalho	27
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	28
2.1	Dispositivos de Reabilitação de Membro Inferior: Próteses, Órteses e Exoesqueletos	28
2.2	Exoesqueletos	31
2.2.1	Classificação para Membros Inferiores.....	32
2.2.2	Revisão Bibliográfica sobre Exoesqueletos	36
2.3	Requisitos Necessários para o Projeto de Exoesqueletos	43
2.3.1	Atuadores	43
2.3.2	Sensores.....	45
2.3.3	Sistemas de Energia	45
2.3.4	Arquiteturas de Controle	46
2.3.5	Materiais Utilizados	50
2.3.6	Requerimentos do Usuário	51
2.3.7	Biomecânica da Marcha	52
2.4	Biomateriais	52
2.5	Considerações Finais	54
3	MODELAGEM DO SISTEMA.....	56
3.1	Fundamentação na Análise Biomecânica da Marcha	56
3.2	Modelagem Geométrica da Marcha.....	59
3.3	Modelagem Cinemática	60

3.3.1	Cinemática Direta.....	61
3.3.2	Cinemática Inversa através do Jacobiano.....	62
3.4	Modelagem Dinâmica com Ênfase em Diferentes Mecanismos	64
3.4.1	Mecanismo Serial.....	66
3.4.2	Mecanismo com Paralelogramo	68
3.4.3	Mecanismo Híbrido.....	72
3.5	Trajectoria do sistema.....	76
3.6	Considerações Finais	78
4	ESCOLHA DO SISTEMA DE ACIONAMENTO BASEADO NA ANÁLISE DINÂMICA.....	80
4.1	Concepção Mecânica do Exoesqueleto.....	80
4.2	Cálculo de Torques Utilizando Materiais Convencionais	82
4.3	Cálculo de Torques Utilizando Biomateriais.....	85
4.4	Análise Dinâmica dos Parâmetros	89
4.5	Escolha do Sistema de Acionamento.....	98
4.6	Considerações Finais	100
5	ARQUITETURA DE CONTROLE BASEADO NA DINÂMICA.....	102
5.1	Modelagem do Motor e Função de Transferência	103
5.2	Controlador Proposto	106
5.3	Implementação da Malha de Controle Considerando os Modelos Cinemático e Dinâmico	110
5.4	Resultados.....	111
5.5	Considerações Finais	117
6	CONCLUSÕES FINAIS E PERSPECTIVAS FUTURAS	118
6.1	Conclusões obtidas.....	118
6.1.1	Modelagem do sistema.....	118
6.1.2	Análise dinâmica dos parâmetros baseados em biomateriais.....	119
6.1.3	Arquitetura de controle.....	120

6.2	Perspectivas futuras	121
7	REFERÊNCIAS	123
	ANEXO A – Coeficientes das equações de torque dos mecanismos para cada material.....	128

1 INTRODUÇÃO

O corpo humano é composto por um sistema central que gerencia vários conjuntos de órgãos, os quais são considerados como sistemas integrados que realizam atividades vitais. Estes sistemas apresentam elevada complexidade, e funcionam de forma interdependente e harmoniosa, para que o corpo consiga estar sempre em estado de equilíbrio dinâmico. Na área de movimentação, podemos considerar o sistema locomotor composto por duas pernas, que operam graças à junção e cooperação dos sistemas muscular, nervoso e esquelético. Quando um destes sistemas possui alterações que limitam seu ótimo funcionamento, aparecem problemas de locomoção que fazem com que o corpo não consiga se movimentar de forma correta.

Uma das soluções utilizadas é o uso de exoesqueletos, que são projetados a partir do trabalho sinérgico entre a mecatrônica e a biomedicina, e que levam em consideração conceitos de robótica, mecânica de materiais, sistemas de controle, antropometria, mecânica de corpos rígidos e biomecânicos do corpo humano. Dentre outras aplicações dos dispositivos exoesqueléticos, destaca-se sua utilização como ferramentas de trabalho para operários que precisem aprimorar suas capacidades físicas (aumento de força e redução do esforço) ou para outorgar segurança e proteção e, conseqüentemente, diminuir o nível de risco e de lesões do operário ao trabalhar em ambientes perigosos e que exigem a utilização de sua capacidade física.

Sob a concepção de criar mecanismos que cumprissem com esses intuitos, foram propostos e desenvolvidos muitos mecanismos, cujas estruturas podiam ser divididas em diferentes grupos, dependendo das características de operação, morfologia, elementos mecânicos e elétricos que o compõem, entre outros. Atualmente, as pesquisas se focam em otimizar os dispositivos utilizando materiais que consigam suportar e distribuir os esforços de trabalho e em utilizar outros sistemas de acionamento que melhorem sua performance. Assim, uma temática interessante de pesquisa concerne a implementação de biomateriais nessa abordagem, considerando que muitos deles possuem propriedades e características que cumprem, de maneira satisfatória, essas condições de operação.

Considerando esta linha de trabalho, esta dissertação de mestrado propõe o projeto e a avaliação de diferentes protótipos de exoesqueletos de membro inferior, utilizando biomateriais

como matéria-prima, para estimar os parâmetros dinâmicos que serão utilizados como base na escolha de seus sistemas de acionamento.

Este trabalho considera em uma primeira etapa, os estudos biomecânicos da marcha humana numa perspectiva bidimensional e a geometria das pernas, para a concepção dos mecanismos que integram estes dispositivos. A seguir, em uma segunda etapa foram realizadas a análise cinemática e dinâmica para obter modelos que estimem os parâmetros dinâmicos, para que sejam conferidos com as propriedades dos biomateriais e o ciclo de marcha. Finalmente, na última etapa, será realizada a seleção do sistema de acionamento para cada uma das juntas, e a implementação da arquitetura de controle, utilizando diferentes controladores PID para observar as respostas do sistema ao acompanharem uma trajetória de marcha.

1.1 Justificativa

Os avanços tecnológicos na medicina evoluíram de forma considerável nas últimas décadas, usando novas tecnologias que envolvem a ciência e a engenharia. Estas inovações tenderam no desenvolvimento de técnicas, metodologias e aparelhos para ajudarem e melhorarem a saúde humana. Mesmo que essas soluções melhorem a qualidade de vida dos pacientes de uma forma geral, ainda existe um amplo número de áreas específicas na medicina e na biomedicina que devem ser pesquisadas. A implementação de tecnologias para a reabilitação de pacientes que apresentem problemas que limitam a mobilidade dos seus membros inferiores ou que tenham lesões ou amputações de alguma parte das extremidades inferiores é uma dessas áreas. Portanto, as futuras pesquisas devem focar-se à integração de novos conhecimentos de forma sinérgica, utilizando fundamentos da biomecânica, da robótica e do controle de sistemas mecânicos. As pesquisas feitas devem ter o intuito de criar um produto que cumpra com os requerimentos dos pacientes, enquanto são mitigados os efeitos negativos pós-traumáticos.

Desse modo, o estudo da robótica, desde o ponto de vista antropomórfico, evoluiu para desenvolver mecanismos que ajudem aqueles pacientes com problemas em membros inferiores, criando próteses, sistemas robóticos e outras derivações, para que o paciente consiga se movimentar e caminhar com estes dispositivos de forma natural quanto uma pessoa.

Segundo JIMÉNEZ-FABIÁN; VERLINDEN (2012), a maioria dos modelos encontrados comercialmente foi concebida para serem usados principalmente em caminhadas de baixas

velocidades, nos quais a energia necessária é mínima. Em sistemas mais complexos, o usuário tem de fazer atividades aeróbicas de maior intensidade física, precisando que o sistema mecânico seja o suficientemente robusto para suportar as forças exercidas sobre o mesmo.

Dos mecanismos utilizados na reabilitação de pacientes de membro inferior, destacam-se os exoesqueletos cujas estruturas e arquiteturas de controle têm sido cada vez mais aprimoradas, no entanto, podemos constatar que os resultados obtidos podem ainda ser aperfeiçoados. Na área de exoesqueletos, também podemos destacar os trabalhos realizados na área de processamento de sinais bioelétricos para controle de protótipos, de modo semelhante ao utilizado nos sistemas de atuação para a movimentação das estruturas.

Apesar de existir diferentes pesquisas orientadas na reabilitação de pacientes usando exoesqueletos, é necessário propor novos protótipos com estruturas baseadas na utilização de biomateriais. A ideia é realizar a análise dinâmica e estrutural de diferentes modelos de exoesqueletos, substituindo materiais convencionais por biomateriais com propriedades mecânicas que suportem as forças e torques tanto externos quanto internos nas articulações e outras partes dos protótipos. Os mecanismos seriam modelados e simulados, para finalmente, serem utilizados os parâmetros dinâmicos estimados para a escolha do sistema de acionamento e controle associado a cada estrutura.

1.2 Objetivos

O objetivo principal desta dissertação de mestrado é analisar diferentes estruturas utilizadas em exoesqueletos de membro inferior, com base no estudo dinâmico e a implementação de biomateriais, para a escolha de seu sistema de acionamento e sua arquitetura de controle.

Para o desenvolvimento deste objetivo, os objetivos específicos são propostos a seguir:

- Realizar uma revisão bibliográfica e de conceitos, que compile informação relacionada com os dispositivos exoesqueléticos, os biomateriais e os procedimentos necessários no projeto dos mesmos.
- Apresentar o estudo biomecânico das extremidades de membro inferior que descreva o funcionamento cinemático das pernas.

- Realizar o estudo do modelo cinemático direto e inverso, e estabelecer um modelo dinâmico parametrizado que possibilite a realização de um estudo comparativo dos modelos de mecanismos propostos e diferentes materiais utilizados.
- Selecionar e conferir os biomateriais que podem ser utilizados na manufatura dos exoesqueletos, com os modelos de parâmetros dinâmicos formulados.
- Estimar o sistema de acionamento, baseado em catálogos de motores industriais, para cada estrutura estudada, em função dos resultados obtidos na validação dos modelos com biomateriais.
- Projetar e desenvolver a arquitetura de controle do sistema de acionamento (motor, redutor e controle) associado, considerando as malhas de controle baseadas na cinemática e dinâmica das estruturas apresentadas.
- Simular e validar o sistema de controle proposto, baseado na utilização de diferentes perfis de trajetória da marcha.

1.3 Metodologia

Para o desenvolvimento da presente dissertação de mestrado, são considerados quatro tópicos importantes que envolvem a modelagem das estruturas, simulação dos modelos referidos aos parâmetros dinâmicos, escolha do sistema de acionamento e a arquitetura de controle como resume a figura 1.1.

O desenvolvimento deste trabalho inicia-se com a modelagem biomecânica da marcha humana, considerando os ciclos de marcha e os conceitos necessários que são levados em consideração para o desenvolvimento deste trabalho, permitindo assim, determinarmos os perfis de trajetória associados a marcha. A partir destes conceitos, a seguir serão propostas as estruturas de exoesqueletos de membro inferior a estudar e estimado o modelo cinemático que descreve satisfatoriamente o movimento da estrutura, realizando-se o estudo cinemático direto e inverso, sendo este último baseado na inversão da matriz jacobiana.

Posteriormente, é realizada a modelagem dinâmica da estrutura proposta, permitindo assim, determinarmos o comportamento energético das mesmas; e obtermos as equações dinâmicas associadas a cada grau de liberdade. Este equacionamento é normalizado em função de seus parâmetros dinâmicos, possibilitando assim, quantificar os torques realizados nas juntas

ao seguir uma referência. Com base neste equacionamento, os parâmetros dinâmicos são simulados com um conjunto de materiais convencionais usados na manufatura de dispositivos mecânicos e com biomateriais que tenham as propriedades mecânicas de suportar o trabalho realizado. Convém destacar que as constantes de design dos mecanismos são calculadas usando programas de projeto como SolidworksTM e numéricos como Matlab/SimulinkTM. A partir dos resultados obtidos nas simulações, será escolhido o material mais adequado a ser utilizado no projeto e especificação do sistema de acionamento das articulações.

Finalmente, é implementado uma arquitetura de controle dos motores baseado na utilização de controladores PID, na qual envolva uma malha de controle cinemático e uma dinâmica. O sistema de controle dos atuadores, que está inserido dentro da malha dinâmica e considera o efeito da carga sobre o sistema de acionamento, é projetado usando diferentes controladores PID. Seus resultados de simulação, ao serem programados em SimulinkTM, são relacionados entre si ao serem validados com o ciclo de marcha humana, observando as características de funcionamento, sua similaridade com a entrada de referência e suas velocidades de resposta.

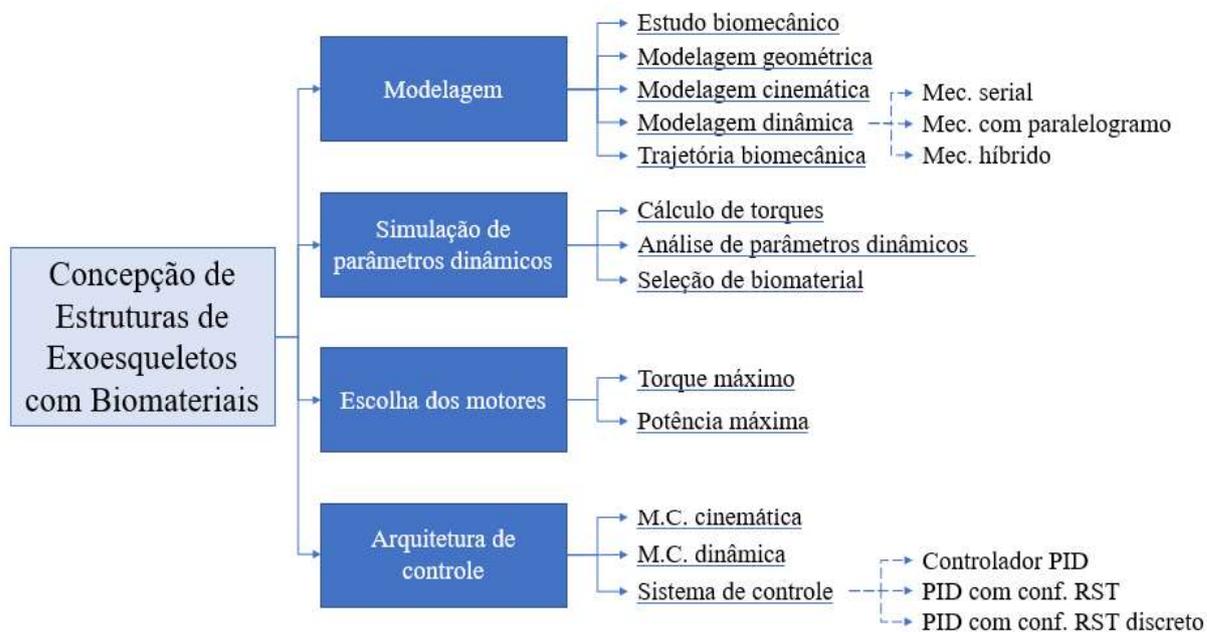


Figura 1.1. Tópicos considerados no desenvolvimento do trabalho.

1.4 Estrutura do Trabalho

Para o desenvolvimento do trabalho, a metodologia proposta é apresentada nos seguintes capítulos: O *Capítulo 2* apresenta a revisão da literatura relacionada com os dispositivos de reabilitação de membro inferior, especialmente dos exoesqueletos, aprofundando em suas classificações e nos dispositivos desenvolvidos. Também apresenta os quesitos necessários para o projeto destes, assim como os conceitos relacionados aos biomateriais, determinantes no momento de projetar tais dispositivos.

O *Capítulo 3*, alusivo à modelagem do sistema, descreve a fundamentação biomecânica que deve ser considerada ao pesquisar nestas áreas. Além disso, expõe a modelagem geométrica, cinemática e dinâmica focada em vários mecanismos, que são descritos com o decorrer do trabalho. No capítulo também é encontrada a descrição dos perfis de trajetória de referência dos três graus de liberdade do mecanismo.

O *Capítulo 4* é validado os modelos com os materiais considerados, para calcular o comportamento dinâmico nas juntas dos mecanismos, obtendo-se os parâmetros dinâmicos que são utilizados como base na escolha do sistema de acionamento.

O *Capítulo 5* especifica a integração e implementação da arquitetura de controle com os motores escolhidos, utilizando diferentes controladores, que mostram as respostas dos motores ao seguirem uma trajetória biomecânica. Tal arquitetura relaciona os modelos cinemático e dinâmico como malhas que influem no sistema a controlar.

Finalmente, o *Capítulo 6* sintetiza as conclusões obtidas durante o desenvolvimento do trabalho e sugestões de perspectivas futuras a serem desenvolvidas a partir deste trabalho.

2 REVISÃO DA LITERATURA

O desenvolvimento de dispositivos mecatrônicos para serem integrados ao corpo humano é justificado pela necessidade de criar novos dispositivos que diminuam os tempos de reabilitação de pacientes, ajudem os usuários com seus movimentos e/ou aumentem as capacidades de carga e transporte das pessoas. O estudo desses mecanismos sinergicamente mistura os conhecimentos de diferentes áreas como as do campo da robótica, dos sistemas de controle e de automação, da biomedicina e da ciência dos materiais com fundamentações na biomecânica associado ao estudo da anatomia do ser humano. Muitos resultados decorrentes de trabalhos de pesquisa foram obtidos nos últimos 50 anos através de laboratórios de desenvolvimento, especialmente em centros de pesquisa acadêmicos e militares, onde foram fabricadas as primeiras órteses e exoesqueletos.

Desde aquela época até nossos dias, a quantidade de dispositivos desenvolvidos aumentou e se diversificou em termos de aplicações e confiabilidade, até conseguir diferentes arquiteturas que utilizam tecnologias inovadoras e sistemas de interação entre os humanos e os robôs. Especificamente para os sistemas de locomoção orientada na reabilitação de pacientes que tivessem problemáticas de movimentação, essas pesquisas transformaram estudos preliminares em dispositivos robóticos que trabalhassem conjuntamente com o movimento das extremidades inferiores. Para compreender e contextualizar ao leitor sobre as temáticas que serão tratadas no presente trabalho, este capítulo de revisão bibliográfica apresenta definições e conceitos básicos relacionados aos dispositivos de reabilitação de membro inferior.

2.1 Dispositivos de Reabilitação de Membro Inferior: Próteses, Órteses e Exoesqueletos

A reabilitação de diferentes pacientes que apresentam dificuldades na sua locomoção é uma temática importante na fabricação de aparelhos assistentes na medicina. Existem vários dispositivos mecânicos que, dependendo do nível de complexidade da lesão, podem ser divididos em três grupos principais: Próteses, órteses e exoesqueletos.

Em termos gerais, as próteses são definidas como um dispositivo que supre parte ou completamente um membro perdido e age serialmente com a parte restante dele (TUCKER et

al., 2015). De uma forma mais particular, uma prótese de membro inferior é um mecanismo que substitui uma parte do sistema locomotor amputada, melhorando o suporte da pessoa quando fica de pé ou caminha, ou seja, este mecanismo possui a capacidade de ser um sistema que compensa a função do membro inferior para caminhar novamente, sendo seus movimentos os mais naturais possíveis (SONG et al., 2012).

Cada prótese usada nestes fins tem diferentes efeitos que, dependendo da sua estrutura, a simetria na marcha, a energia inserida e dissipada no mecanismo e do balanço que tem o paciente ao caminhar, acopla-se melhor a certas necessidades. Nos últimos anos, as próteses evoluíram, transformando os modelos passivos em ativos.

Assim, os modelos, como o desenvolvido por INOUE, et al. (2016), que apesar de possuir mecanismos simples para a movimentação das pernas, vai requerer que o usuário exerça uma maior força nos músculos, para manter a estabilidade na marcha. Por outro lado, os sistemas ativos possuem modelos mais robustos, com sistemas de controle de movimento e atuadores feitos especialmente para esse tipo de tarefas, que conseguem aproveitar uma quantidade moderada da energia dissipada (MARTINEZ-VILLALPANDO et al., 2011), como ilustra a figura 2.1.

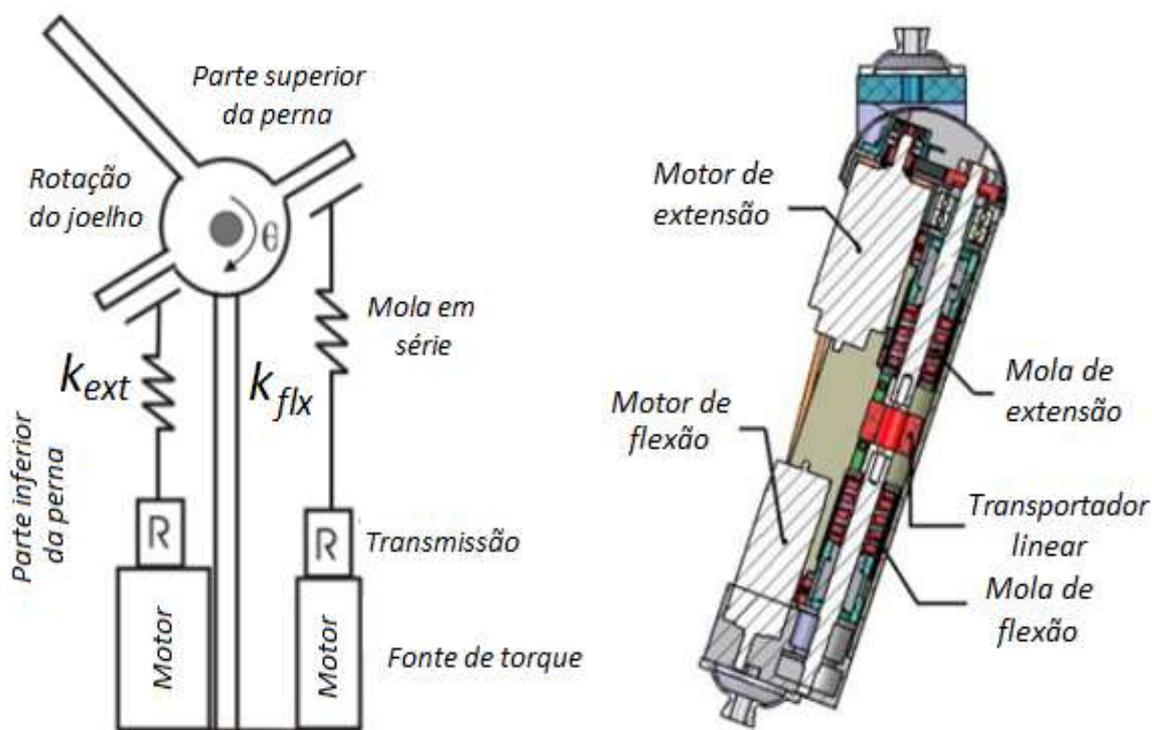


Figura 2.1. Modelo de uma prótese ativa com sistema de aproveitamento de energias (MARTINEZ-VILLALPANDO et al., 2011).

As órteses são mecanismos usados principalmente para a assistência de pessoas com limitações, acrescentado a capacidade ambulatoria das extremidades e, ao contrário das próteses, atuam tipicamente em paralelo com o membro afetado.

As órteses são definidas como um apoio ou outro dispositivo externo colocado no corpo para modificar os aspectos funcionais e estruturais do sistema nervoso, musculoso e/ou esquelético. As mesmas são utilizadas para compensar movimentos indesejados, apoiar em movimentos deficientes, deter a progressão de deformidades ou manter segmentos do corpo desviados em uma posição certa. Além disso, as órteses são usadas na distribuição de forças e diminuição de carga suportada, e em casos de disfunção, estes dispositivos não permitirão uma otimização de seu controle (LEVY BENASULY, 2003). Segundo TUCKER, et al (2015),

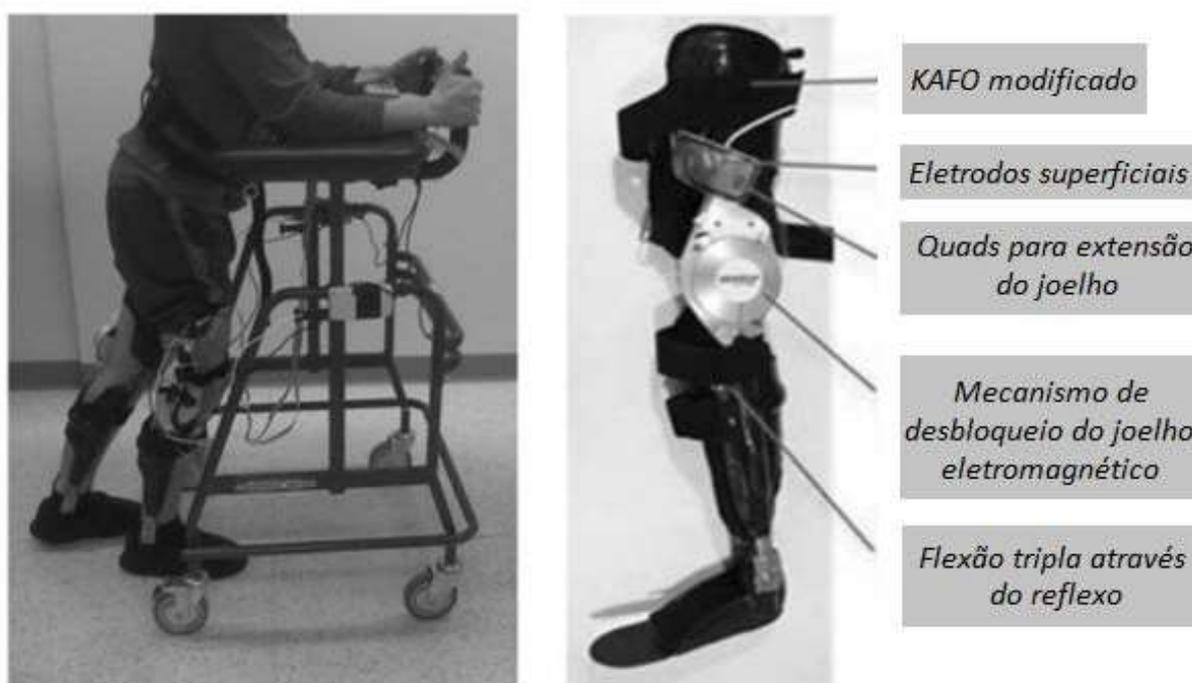


Figura 2.2. Órtese para reabilitação de membro inferior (SHARMA; MUSHAHWAR; STEIN, 2014).

Um exemplo de órteses para reabilitação de pacientes foi desenvolvido por SHARMA; MUSHAHWAR; STEIN (2014), que construíram um mecanismo simples colocado na região afetada e um andarilho como sistema de apoio. O diferencial deste mecanismo é que foi adaptado um sistema de estimulação elétrica funcional e otimizado dinamicamente, para controlar a velocidade de avanço e o comprimento dos passos, usando parâmetros dinâmicos invés de perfis de trajetória estabelecidos de marcha. A figura 2.2 ilustra a estrutura mecânica

desta órtese, detalhando o sistema de sensores ligados a ela. Também podemos destacar, a órtese realizada para fornecer movimento àqueles que tenham lesões na medula espinhal e sejam incapazes de mover as pernas. O dispositivo pode ser usado por pessoas que cumpram certos atributos de peso e altura e possui uma interface homem-máquina (IHM, pelo seu acrônimo em inglês, *Human-Machine Interface - HMI*), que permite o acionamento de diferentes movimentos predefinidos (DE ARAUJO et al., 2015).

De acordo com o trabalho e a funcionalidade que constitui os exoesqueletos, os mesmos podem ser definidos de diferentes formas pelos autores. HERR (2009) define um exoesqueleto como um dispositivo mecânico, cuja estrutura física é baseada nos modelos antropomórficos, sendo gerenciada pelos movimentos de um usuário para que, de modo igual que as órteses, trabalhem paralelamente com os membros do corpo. Outros autores definem os exoesqueletos como estruturas eletromecânicas, que incluem conceitos eletrônicos, mecânicos e computacionais, para aumentar a habilidade dos membros do corpo humano e/ou tratar músculos, articulações ou partes esqueléticas que sejam fracos, lesionados ou não eficazes, a causa de doenças degenerativas, acidentes ou condições neurológicas (ANAM; AL-JUMAILY, 2012).

CHEN et al. (2016) define um exoesqueleto como um dispositivo biônico colocado sobre o usuário, que usa atuadores para o movimento das articulações, dependendo das intenções do usuário, e integra a inteligência humana com sistemas de sensores múltiplos e a potência da robótica, para aumentar suas capacidades de mobilidade. Finalmente, o termo “exoesqueleto” também pode ser tomado para incluir estruturas mecânicas, componentes visco-elásticos, sensores e elementos de controle (HERR, 2009).

2.2 Exoesqueletos

Um exoesqueleto pode ser definido como um sistema mecatrônico, composto por uma estrutura mecânica e um conjunto de atuadores que movimenta cada grau de liberdade (GL), e um sistema de controle que atua sobre tais atuadores. O objetivo principal deles é ampliar as funções motoras, tanto para ser utilizados na área de reabilitação de paciente, quanto para maximizar as capacidades físicas de força e de movimentação. Muitos dos modelos foram desenvolvidos para ter um range de atuação de todo o corpo, no entanto, existem modelos que

somente são utilizados para uma parte específica. Neste trabalho de pesquisa, utilizaremos somente os exoesqueletos de membro inferior.

Os exoesqueletos podem ser classificados de diferentes formas, dependendo de seu funcionamento, sua aplicação e componentes eletrônicos, entre outros. A seguir, apresenta-se uma explicação da classificação de tais mecanismos, e alguns dos modelos que foram desenvolvidos para esta finalidade.

2.2.1 Classificação para Membros Inferiores

Na primeira categoria, os exoesqueletos de membro inferior, dependendo do seu funcionamento, podem ser divididos em dois grupos: seriais e paralelos.

Os exoesqueletos seriais são elementos que funcionam como mais uma extensão do membro, e são desenvolvidos para reduzirem as perdas substanciais de energia quando os pés entram em contato com o solo. Por motivo da redução das perdas de energia, é possível acrescentar a propulsão de passo nas fases terminais ao caminhar, correr e pular. Muitos dos modelos realizados são baseados em sapatos, os quais melhoram a sola deles com materiais elásticos. Também, destacam-se estruturas mecânicas que reduzem a superfície de contato com o solo, concentrando uma maior força de arranque em cada passo. Alguns exemplos deste tipo de exoesqueletos são apresentados na figura 2.3, sendo o *Springbuck shoe* (Imagem superior da figura 2.3a), usado para melhorar a ergonomia metabólica de atletas, enquanto o *PowerSkip* (Imagem inferior da figura 2.3a), aumenta a capacidade de salto (HERR, 2009).

Os exoesqueletos paralelos trabalham simultaneamente com os movimentos das pernas. Estes mecanismos são estruturas utilizadas para realizar atividades tais como aumentar as capacidades físicas, dar soluções a problemas patológicos que envelopem a locomoção e assistir em trabalhos de reabilitação principalmente. Desde o começo das pesquisas desses dispositivos (por volta dos anos 60), a maioria dos mecanismos desenvolvidos utiliza esse tipo de configuração, devido a que podem ter um controle a maior escala dos acessórios que tem, usando elementos mecânicos e sistemas eletrônicos. A figura 2.3b mostra dois exemplos deste tipo de exoesqueletos, utilizados em aplicações militares para melhorar as capacidades físicas e de transporte de materiais dos soldados em atividades de marcha.



a) Estrutura serial

b) Estrutura em paralelo

Figura 2.3. Formas de estrutura de exoesqueletos de membro inferior (HERR, 2009).

Os exoesqueletos podem ser classificados também em três tipos, a partir da sua aplicação (YOUNG; FERRIS, 2017). A primeira aplicação está orientada na reabilitação de marcha, como ferramenta de ajuda aos pacientes com distúrbios de locomoção, especialmente no fortalecimento do sistema musculoesquelético. Nessa condição médica, os pacientes não têm a capacidade para caminhar como antes e podem perder a estabilidade enquanto realizam um deslocamento com suas pernas. O funcionamento deste tipo de exoesqueletos consta de um treinamento repetitivo dos ciclos de marcha, enquanto um grupo de sensores medem as forças e torques que interagem e realimentam o sistema, com o intuito de melhorar o desempenho e o nível de movimento recuperado.

A segunda aplicação está focada na assistência de locomoção humana, ajudando os pacientes com perda completa da mobilidade dos membros inferiores. Os exoesqueletos fornecem para os usuários, torques externos nas posições das juntas para que estes sejam utilizados ao invés das funções motoras deficientes. Paralelamente à movimentação, sua estrutura é usada para compensar parte da perda da sua locomoção (ESQUENAZI et al., 2012).

Finalmente, a última aplicação está relacionada com o incremento do desempenho das pessoas. Durante a etapa de movimentação, o corpo utiliza centenas de músculos para exercer forças e mexer cada parte dele, entretanto, durante a realização dessas atividades, só uma porção

fica com fadiga. A ideia de utilizar um exoesqueleto é redistribuir aquelas forças cíclicas e dessa maneira, maximizando o tempo de trabalho e aumentando o tempo para entrar em um estado de cansaço. Nessa estratégia, os elementos mecânicos da estrutura trabalham como uma camada de músculos que envolve as extremidades, amortecendo a maior parte dos esforços sobre corpo e implantando energia ao sistema para assistir esses músculos, enquanto melhora sua resistência (CHEN et al., 2016).

Outra categorização dos exoesqueletos é aquela dependente dos componentes mecânicos que possuem (MOONEY; ROUSE; HERR, 2014). Os primeiros são os exoesqueletos passivos, compostos somente por uma carcaça e componentes mecânicos. Frequentemente, estes dispositivos são leves e seu controle é limitado, devido a que carecem de uma fonte de potência e um sistema eletrônico (COLLINS; WIGGIN; SAWICKI, 2015).

Os outros são os exoesqueletos ativos, que contrariamente aos anteriores, eles implementam sistema de controle eletrônico, que modulam o comportamento do exoesqueleto em função da trajetória e do estado do trabalho (ELLIOTT; MARECKI; HERR, 2014).

Segundo (MOONEY; HERR, 2016), uma última categorização dos exoesqueletos está relacionada com o grau de autonomia. Os primeiros exoesqueletos são aqueles associados a conexões de energia, linhas de fornecimento de potência, por exemplo, linhas de ar e hidráulico, sendo uma consideração essencial, no momento de projetar um dispositivo desse tipo. Os segundos são os dispositivos totalmente autônomos, onde não existe nenhuma conexão de fornecimento de energia para seu funcionamento, sendo os mesmos considerados ideais para operar em ambientes diferentes aos laboratórios de pesquisa. A Tabela 2.1 resume a informação anteriormente exposta.

Tabela 2.1. Síntese da classificação dos exoesqueletos.

Classificação	Tipos	Descrição
Funcionamento	Série	Utilizados como uma extensão do membro, reduzindo as perdas de energia quando o corpo caminha, corre ou pula.
	Paralelo	Empregados como sistemas que trabalham paralelamente com as extremidades, distribuindo as forças e esforços na estrutura.
Aplicação	Reabilitação de Marcha	Usados como mecanismos de ajuda para os pacientes que tenham desordens de locomoção no seu sistema musculoesquelético.
	Assistência de locomoção humana	Sistemas que aplica torques externos nas posições das pernas para que supram as funções motoras deficientes, enquanto a estrutura tolera o peso e assim consigam caminhar novamente.
	Incremento do desempenho do usuário	Sistemas que distribuem as forças cíclicas na estrutura para diminuir o uso dos músculos do corpo, e assim multiplicar sua capacidade de resistência e capacidades físicas.
Componentes mecânicos	Passivos	Estruturas que utilizam somente uma carcaça e elementos mecânicos para se movimentar. Geralmente são mais leves que os outros tipos.
	Ativos	Implementam sistema de controle e eletrônicos para coordenar os movimentos de cada grau de liberdade.
Grau de autonomia	Dependentes	Ligados a conexões de energia e linhas de fornecimento de ar e/ou hidráulico, utilizadas para acionar os atuadores do mecanismo.
	Autônomos	Sistemas sem nenhum tipo de conexões externas ao mecanismo, sendo ideais para operar em ambientes diferentes aos laboratórios de pesquisa.

2.2.2 Revisão Bibliográfica sobre Exoesqueletos

As primeiras pesquisas sobre o uso de exoesqueletos para múltiplos propósitos em membros inferiores de humanos foram na década de 1960, quando cientistas nos Estados Unidos e na Iugoslávia decidiram desenvolver estes para atividades militares e médicas. Com o decorrer do tempo, os protótipos misturavam diferentes tipos de estruturas mecânicas, atuadores e sistemas de controle que diversificaram os modelos e os tornaram em dispositivos assistentes para muitas aplicações (YAN et al., 2015). Não obstante, a primeira vez que foi mencionada a palavra exoesqueleto como aparelho para facilitar atividades de marcha foi em 1890, quando Nicholas Yagn inventou um sistema de amortecedores que operavam de forma paralela com as pernas. A ideia desta invenção era transferir o peso do usuário através desse até o solo, reduzindo a força necessária em cada fase da marcha (YAGN, 1890).

Baseados nesses conceitos, e com o desenvolvimento de novas tecnologias e dos conflitos que existiam no começo do século XXI, foi iniciado um programa de projeto de exoesqueletos por parte das forças armadas dos Estados Unidos (chamado EHPA por seu acrônimo em inglês, *Exoskeletons for Human Performance Augmentation*) para eles acrescentarem as capacidades físicas e o rendimento dos soldados que cumprissem missões em terra, protegendo-os de ataques bélicos. Estes dispositivos deviam de ser autônomos e aumentar a velocidade, força e resistência do soldado em combate (GARCIA; SATER; MAIN, 2002). Essas pesquisas produziram dois modelos destacáveis dentre os demais: o BLEEX (*Berkley Lower Extremity Exoskeleton*), utilizado para transporte de cargas em trajetórias longas, revestindo os membros inferiores como se fosse uma armadura (CHU; KAZEROONI; ZOSS, 2005); e o SARCOS que foi usado para aumentar a força do usuário, sendo desenvolvido um dispositivo para os membros superiores e inferiores (GUIZZO; GOLDSTEIN, 2005). A figura 2.4a ilustra o modelo simplificado do exoesqueleto BLEEX, destacando os atuadores para cada GL, e o espaço onde o sistema de fornecimento de potência foi posto. A figura 2.4b mostra o modelo final do exoesqueleto SARCOS.

Em áreas diferentes das militares, também foram desenvolvidos exoesqueletos para melhorar a resistência muscular principalmente nos joelhos e no quadril, permitindo fazer exercícios comuns, tanto concêntricos quanto excêntricos, em ambientes com déficit de gravidade como é o espaço exterior. O exoesqueleto X1, que foi fabricado pela NASA em parceria com o IHMC (*Institute for Human and Machine Cognition*), realimenta e configura os

torques dos motores em tempo real, dependendo de prescrições e exames médicos dos usuários que interagem com o sistema (REA et al., 2013).

Outras pesquisas promoveram a fabricação de EXOSUIT, que são mecanismos exoesqueléticos para aumentarem as capacidades do corpo, baseado na utilização de sistemas leves, portáteis e que sejam confortáveis em sua adaptação com o corpo. Estes dispositivos são baseados na utilização de materiais têxteis, diminuindo assim, o peso do equipamento, e consequentemente os atuadores utilizam somente uma fração do torque biológico natural. A principal vantagem destes dispositivos, é que o mesmo não fornece um peso adicional ao sistema, evitando assim a ocorrência de torques externos que impossibilitem a forma correta de caminhar. Entretanto, a utilização destes sistemas, não implicará numa redução do custo energético comparado com mecanismos com características semelhantes (ASBECK et al., 2014).

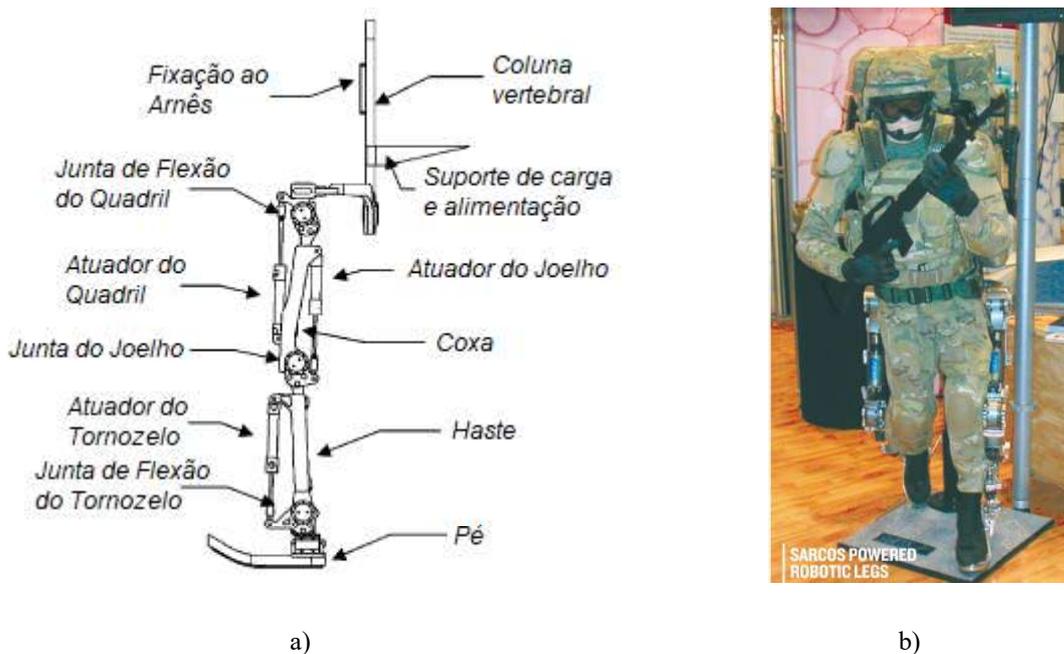


Figura 2.4. Exoesqueletos desenvolvidos sob o programa EHPA. a) Modelo simplificado do exoesqueleto BLEEX (ZOSS; KAZEROONI; CHU, 2006). b) Exoesqueleto Sarcos (GUIZZO; GOLDSTEIN, 2005).

Um estudo para reduzir o custo metabólico em exoesqueletos portáteis, realizado no *Massachusetts Institute of Technology* (MIT), originou a fabricação de um mecanismo passivo leve para joelho, perna e tornozelo. Este exoesqueleto é equipado com um amortecedor que atua com os movimentos do tornozelo, quando o pé é colocado no solo. Ele reduz a quantidade de energia consumida e o custo metabólico ao caminhar em até 7,2% aproximadamente,

comparando-o com o custo metabólico do mesmo usuário ao caminhar sem o dispositivo. Esta melhoria é conseguida pela reutilização da energia mecânica dissipada, onde este mecanismo permitirá que a mesma seja realimentada novamente como energia de operação (COLLINS; WIGGIN; SAWICKI, 2015).

O exoesqueleto *Hybrid Assistive Limb* (HAL), desenvolvido pela Universidade de Tsukuba no Japão teve diversas versões. Este dispositivo, atualmente na sua quinta versão, envolve conceitos em cibernética, mecatrônica e computação, e é utilizado tanto nas extremidades inferiores como no corpo completo. Seu princípio de funcionamento consiste na medição de sinais bioelétricos, e sua transmissão até um sistema autônomo de controle, permitindo assim, o cálculo dos torques e forças necessários para a movimentação do usuário. De forma similar, este mecanismo pode ser utilizado na assistência de pacientes com paraplegia, baseando-se nas funções da marcha para gerar sua locomoção tanto nos ângulos de cada junta quanto nos torques necessários, permitindo assim que o usuário caminhe novamente (SANKAI, 2010).

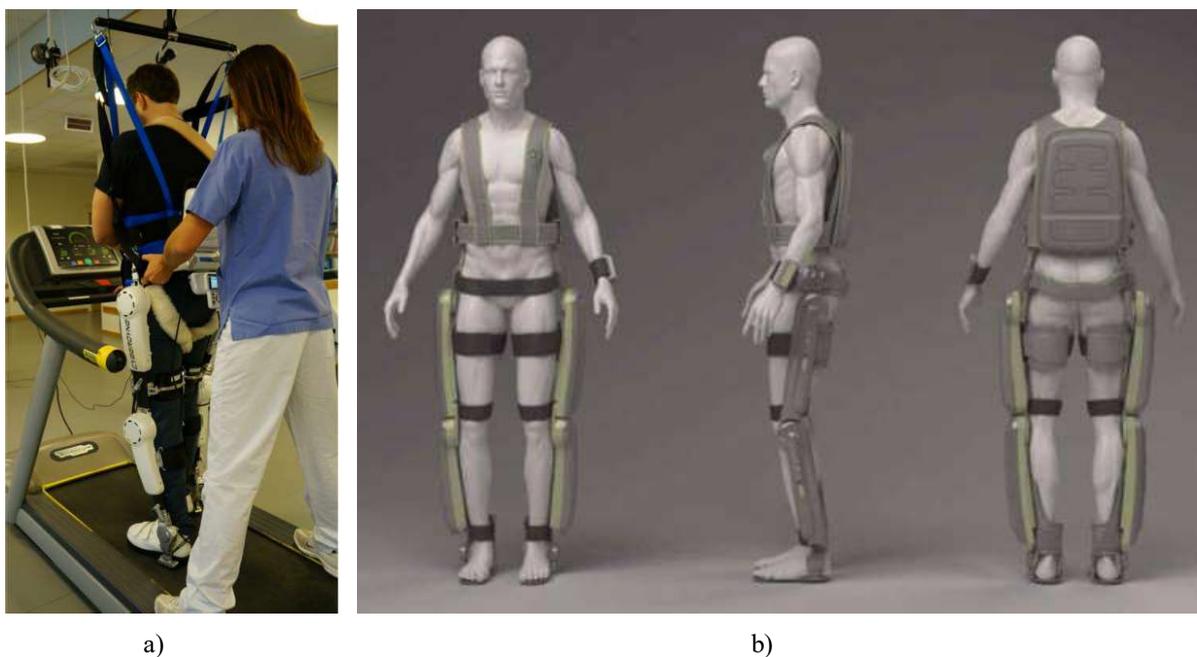


Figura 2.5. Dispositivos exoesqueléticos utilizados na reabilitação de marcha de pacientes com problemas de paralisia total ou parcial do sistema locomotor. a) Sistema de treino com HAL (NILSSON et al., 2014). b) ReWalk usado na reabilitação de pacientes (ZEILIG et al., 2012).

No Departamento de Reabilitação Médica em Estocolmo, Suécia, o HAL foi utilizado também, para pacientes hemiplégicos, como sistema de treinamento intenso em marcha,

mostrando resultados considerados excelentes, em relação a utilização de outras ferramentas. Em média, as habilidades na caminhada melhoraram, diminuindo de 115 a 40 segundos, o teste de caminhada de 10 metros (10MWT) (NILSSON et al., 2014). A figura 2.5a ilustra uma aplicação que combina a plataforma de assistência com uma esteira para o paciente se deslocar, e um conjunto de cordas e mosquetões para segurar o usuário enquanto caminha.

Similarmente, foram propostos outros modelos de exoesqueletos, que dependendo da patologia do paciente e a zona de reabilitação, conseguem ter vantagens entre si. O ReWalk é um exemplo desses dispositivos, o qual utiliza os movimentos do usuário para controlar e assistir externamente a marcha do paciente (ZEILIG et al., 2012). Os motores controlam os movimentos no quadril e nos joelhos, porém os tornozelos são articulados usando uma junta mecânica com amortecimento assistido. Além disso, a ativação de movimento está sob o controle voluntário, sendo mais seguro do que um controle inteiramente robótico. A Figura 2.5b mostra um modelo virtual do dispositivo colocado o operário, visto em três projeções diferentes.

O exoesqueleto VANDERBILT é outro mecanismo desenvolvido para melhorar a marcha assistida em paraplégicos, controlando os torques nas juntas do quadril e do joelho. A diferença deste dispositivo com o ReWal, é que sua estrutura não inclui uma base disposta na planta do pé, nem um sistema de sujeição em cima dos ombros. Este dispositivo foi otimizado para que o torque máximo seja não inferior a 40 N.m, para uma velocidade média de marcha de 0.8 Km/h. O dispositivo utiliza uma máquina de estados discretos, para controlar as transições em cada fase da caminhada. A interface de controle, que gerencia as tarefas de operação em tempo real, foi embarcada e colocada dentro do dispositivo (FARRIS; QUINTERO; GOLDFARB, 2011).

Na área de reabilitação de pacientes, há uma ampla gama de exoesqueletos desenvolvidos como o LOKOMAT, que é uma plataforma robótica cooperativa com o paciente, considerando tanto a intenção de movimento quanto os perfis de marcha estabelecida, tendo como objetivo sua estimação através de uma estratégia adaptativa de controle das juntas (RIENER et al., 2005). A figura 2.6 ilustra sua estrutura para pacientes que apresentam desordem de mobilidade.

Dentre os sistemas de controle foram também utilizados ferramentas de inteligência artificial, para calcular e otimizar os ganhos dos controladores em função da informação coletada na calibração (JEZERNIK et al., 2003).



Figura 2.6. Estrutura do Lokomat para a reabilitação de marcha em pacientes com desordens de mobilidade no deslocamento (RIENER et al., 2005).

Podemos destacar dentre os principais modelos de exoesqueletos fabricados na década passada, o eLEGS, que foi desenvolvido pela Berkeley Bionics em parceria com a Ekso Bionic. eLEGS permite aos paraplégicos e pacientes com desordens de mobilidade, ficar de pé ou caminhar. Ele é colocado no paciente, permitindo que o mesmo realize o mínimo esforço físico possível para caminhar. O grande aporte no trabalho adiantado na Berkeley Bionics foi à aplicação de algoritmos de controle para executar uma determinada ação, dependendo da informação dos sensores dispostos nesta plataforma (KOLAKOWSKY-HAYNER, 2013).

O robô para treino assistido de marcha, ALEX, foi desenvolvido para sobreviventes de acidentes cerebrovasculares (AVC). É constituído por um exoesqueleto ativo para uma perna e um controlador de torques integrado na marcha.

O sistema usa o paradigma de assistência como necessidade na reabilitação, guiando os movimentos voluntários até uma trajetória desejada, enquanto amplia ou reduz a assistência da plataforma. ALEX possui 7 GL, onde três deles são controlados por atuadores lineares. Os outros GL são realizados por um conjunto de amortecedores ligados à estrutura. Os resultados experimentais demonstraram que, após os pacientes realizarem uma série de sessões de terapia utilizando esse dispositivo, grande partes destes pacientes conseguiram caminhar de forma bem semelhante a uma pessoa normal (BANALA et al., 2009). A figura 2.7 mostra a estrutura do exoesqueleto ALEX, e esteira onde o paciente realiza o movimento de marcha.

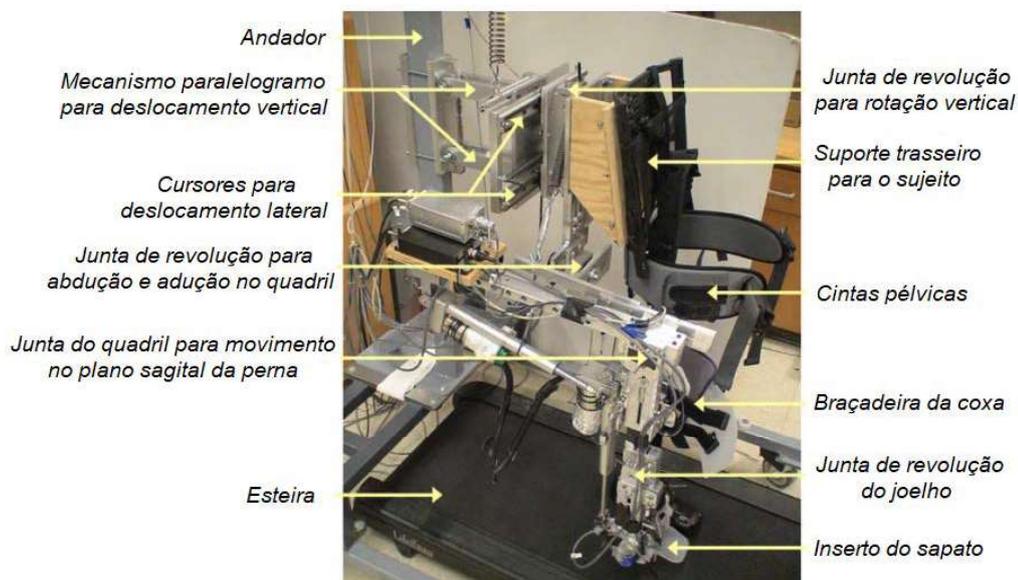


Figura 2.7. Estrutura de ALEX para o treino assistido de marcha em uma perna.

Finalmente, a empresa *Tibion Corporation*, da Califórnia projetou a órtese robótica *Tibion Bionic Leg* (TBL), onde sua extremidade inferior permite aumentar a extensão concêntrica e excêntrica do joelho. Estudos realizados utilizando este dispositivo para sessões de terapia mostraram uma melhoria significativa do desempenho funcional, da marcha e do balanço (HORST, 2009)(VOSE et al., 2013). A tabela 2.2 apresenta um quadro resumido das informações sobre exoesqueletos de membro inferior descritas anteriormente.

Tabela 2.2. Visão geral dos exoesqueletos de membro inferior projetados.

Nome do exoesqueleto	Aplicação			Atuação	Atuador	Referência
	RM	AL	ACF			
BLEEX			X	Membros inferiores	Atuador linear hidráulico	(CHU; KAZEROONI; ZOISS, 2005)
Sarcos			X	Membros inferiores e superiores	Atuador linear	(GUIZZO; GOLDSTEIN, 2005)
X1			X	Membros inferiores	Motor elétrico	(REA et al., 2013)
Exosuit			X	Membros inferiores	Motor elétrico e atuadores pneumáticos	(ASBECK et al., 2014)
Exoesqueleto passivo			X	Joelho e Tornozelo	Amortecedores e atuadores mecânicos	(COLLINS; WIGGIN; SAWICKI, 2015)
HAL		X	X	Corpo completo	Motor elétrico	(NILSSON et al., 2014; SANKAI, 2010)
ReWalk		X		Membros inferiores	Motor elétrico e sistemas mecânicos	(ZEILIG et al., 2012)
Vanderbilt		X		Membros inferiores	Motor elétrico	(FARRIS; QUINTERO; GOLDFARB, 2011)
Lokomat	X			Membros inferiores	Motor elétrico	(JEZERNIK et al., 2003; RIENER et al., 2005)
eLEGS	X			Membros inferiores	Motor elétrico	(KOLAKOWSKY-HAYNER, 2013)
ALEX	X			Uma Perna	Motor linear	(BANALA et al., 2009)
TBL	X			Uma Perna	Motor elétrico	(HORST, 2009; VOSE et al., 2013)
RM = Reabilitação de Marcha; AL = Assistência Locomotiva; ACF = Aumento das Capacidades Físicas						

2.3 Requisitos Necessários para o Projeto de Exoesqueletos

No projeto de exoesqueletos, existem alguns requisitos que deverão ser considerados para o desenvolvimento de uma estrutura que seja funcional e cumpra rigorosamente, os objetivos delineados durante a sua concepção, evitando assim a ocorrência de problemas e erros gerados durante a concepção, fabricação, validação e testes. Os aspectos a serem analisados podem ser classificados em sete grupos que são: atuadores, sensores, sistemas de energia, arquiteturas de controle, materiais utilizados, requerimentos customizados do usuário e análise da biomecânica da marcha. A descrição de cada um deles será realizada a seguir.

2.3.1 Atuadores

Segundo (YOUNG; FERRIS, 2017), a otimização dos sistemas de atuação são considerados fundamentais no desenvolvimento de exoesqueletos, e uma má escolha poderá acarretar em grandes problemas. Devem se considerar elementos associados, ao tamanho da estrutura, torque necessário, peso final, eficiência energética, e assim por diante. O avanço da tecnologia concomitantemente com o projeto de exoesqueletos fez com que os atuadores fossem mudando até conseguir dispositivos com uma alta gama de funcionalidade e portabilidade, concorde aos estados do mercado. HUO et al. (2016) descrevem quatro tipos diferentes de atuadores usados principalmente nos exoesqueletos. Os primeiros atuadores usados são os hidráulicos e os pneumáticos, que têm a capacidade para mexer grandes pesos, sendo usados principalmente para aumentar significativamente o rendimento humano. Dentro deles, são agrupados em atuadores rotativos e lineares, sendo os primeiros os mais complexos de serem utilizados, devido a uma maior ocorrência de vazamentos internos ou atritos em relação aos atuadores lineares (KAZEROONI, 2006).

Por outro lado, os motores elétricos possuem estruturas mecânicas muito parecidas aos atuadores hidráulicos, entretanto os mesmos apresentam uma eficiência energética superior (92% maior do que os atuadores hidráulicos durante o processo de marcha). Este tipo de motor apresenta algumas limitações no seu uso, considerando a exigência nos exoesqueletos de torques relativamente altos, com velocidades baixas de operação, exigindo um aumento considerável de peso e dimensão para a sua utilização.

Para compensar estas desvantagens são utilizados acionamentos com redutores por transmissão através de engrenagens, e/ou cames, colocando geralmente os motores perto do centro de gravidade do usuário para transmitir o movimento a cada uma das juntas (HUO et al., 2016).

Isto direcionou o desenvolvimento de novos motores designados SEA (*Series Elastic Actuator*), com engrenagens planetárias associadas a um motor CC e amortecedores, permitindo assim que o movimento rotativo transmita seu movimento de forma linear. Essa configuração proporciona um torque suficiente nas juntas para movimentar o dispositivo, com velocidades maiores e respostas amortecidas (BEIL; PERNER; ASFOUR, 2015).

Atualmente, começam a ser muito utilizados, os atuadores musculares pneumáticos, onde os mesmos são controlados pela quantidade de ar que enche o reservatório do atuador. As principais vantagens deste tipo de acionamento é o de apresentar um peso relativamente leve, sua ampla faixa de potência em relação ao seu peso, além de apresentar poucos problemas durante o seu funcionamento (HUO et al., 2016).

Geralmente, os atuadores musculares pneumáticos melhoram os torque de flexão e extensão nas juntas associadas na reabilitação de pacientes (SAWICKI; GORDON; FERRIS, 2005), entretanto apresentam algumas desvantagens, tais como a complexidade no sistema de controle e as características não lineares que ocorre durante a compressibilidade do ar, durante a ação dos atuadores hidráulicos. A figura 2.8 mostra exemplos de aplicações de exoesqueletos e órteses de membro inferior, utilizando diferentes tipos de atuadores.

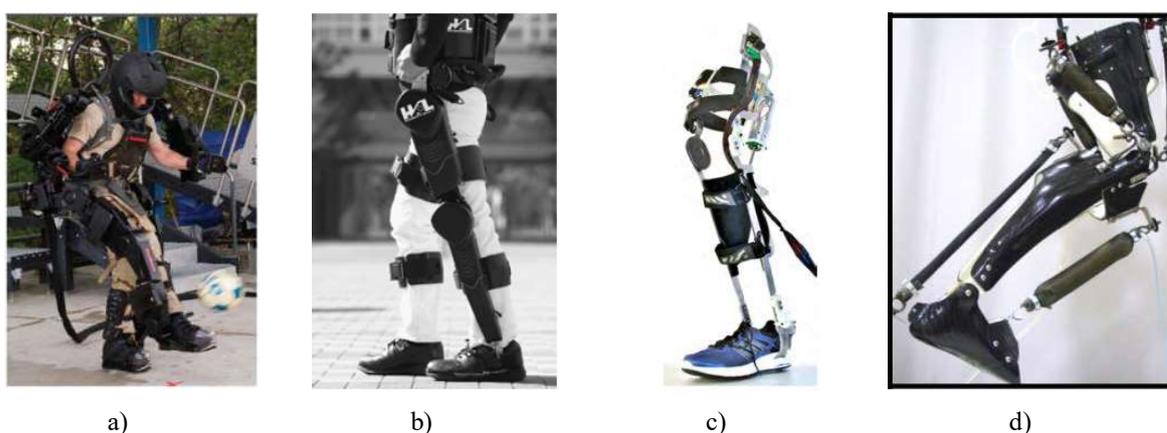


Figura 2.8. Exoesqueletos fabricados com diferentes atuadores. a) Exoesqueleto SARCO - motor hidráulico (HUO et al., 2016). b) Exoesqueleto HAL - motores elétricos (SANKAI, 2010). c) Mecanismo que tem atuadores SAE (BEIL; PERNER; ASFOUR, 2015). d) Órtese - atuadores musculares pneumáticos (SAWICKI; GORDON; FERRIS, 2005).

2.3.2 Sensores

Todo exoesqueleto possui um conjunto de sensores, que de forma mecânica, mede a posição, torque ou força nas juntas. Dentre os mais utilizados, destaca-se o sensor de posição, que fornece a informação de posicionamento do dispositivo que para efeitos de controle será comparado com a trajetória de referência de cada GL do dispositivo (junta).

Algumas aplicações utilizam sensores de força adicionais, para medirem as forças de contato e interação com o solo. Em algumas aplicações, estes sensores podiam ser trocados por sensores simples de dois estágios, quando fosse somente necessário calcular o momento exato de contato com o solo. Também essas plataformas têm sensores de efeito Hall para medição dos torques dos motores na saída e acelerômetros e giroscópios para controle de movimentação em um espaço de trabalho. Enfim, os exoesqueletos utilizam sensores para melhorar as malhas de controle dos mecanismos, melhorando sua funcionalidade(HUO et al., 2016).

As intenções de movimento das extremidades também é outro item a ser considerado nas interfaces usuário e máquina (IHM). Com essa finalidade, são desenvolvidos sistemas invasivos e não-invasivos que supervisionam as atividades musculares do corpo, algumas através dos sinais elétricos e as outras utilizando uma detecção mecânica das extremidades. As primeiras utilizam a eletromiografia e eletroencefalografia para identificar atividades neurais nas áreas supraespinhais e periféricas dos músculos, enquanto as outras utilizam processos de monitoramento mecânico, medindo vibrações com alguns dos sensores anteriormente descritos (TUCKER et al., 2015).

Outros meios utilizados no acompanhamento das intenções de movimento são as interfaces de entrada, tais como joysticks e chaves, comandos de voz e sequenciamento de movimento de olhos. Embora estes métodos sejam pouco eficazes, eles podem ser usados como alternativas viáveis e complementares, na ausência de outro método possível como os descritos anteriormente (HERR, 2009).

2.3.3 Sistemas de Energia

Outro fator a ser considerado no momento de concepção de um exoesqueleto é a alimentação de energia para o funcionamento ótimo dos sistemas eletrônicos e atuadores.

Embora pesquisadores já tenham desenvolvido baterias mais eficientes para fornecerem um fluxo constante de energia e obterem um funcionamento de movimentos durante ciclos de trabalho que duram várias horas, ainda falta implementar técnicas que otimizem o consumo de energia. Alguns dos trabalhos realizados utilizam elementos mecânicos e sistemas de transferência de energia com engrenagens e cavos, para diminuir os momentos inerciais nos elos e assim, reduzir a energia consumida e torque de saída dos motores (ELLIOTT; MARECKI; HERR, 2014; PRATT; KRUPP; MORSE, 2002).

Existem projetos, nos quais são incluídos sistemas de regeneração de energia, permitindo a recuperação de parte da energia dissipada em movimentos excêntricos nos ciclos de marcha e, desse modo, recarregarem as baterias. Como consequência, os exoesqueletos podem conseguir uma ampliação significativa de seu período de utilização, estendendo sua utilização em diferentes situações em tempos maiores (YOUNG; FERRIS, 2017).

2.3.4 Arquiteturas de Controle

O sistema de controle pode ser considerado a parte essencial no desenvolvimento de um exoesqueleto, permitindo a associação da capacidade de decisão e inteligência humana com a potência e força das plataformas robóticas, formando assim, um sistema cooperativo. Uma representação esquemática do funcionamento do sistema de controle de juntas é apresentada na figura 2.9.

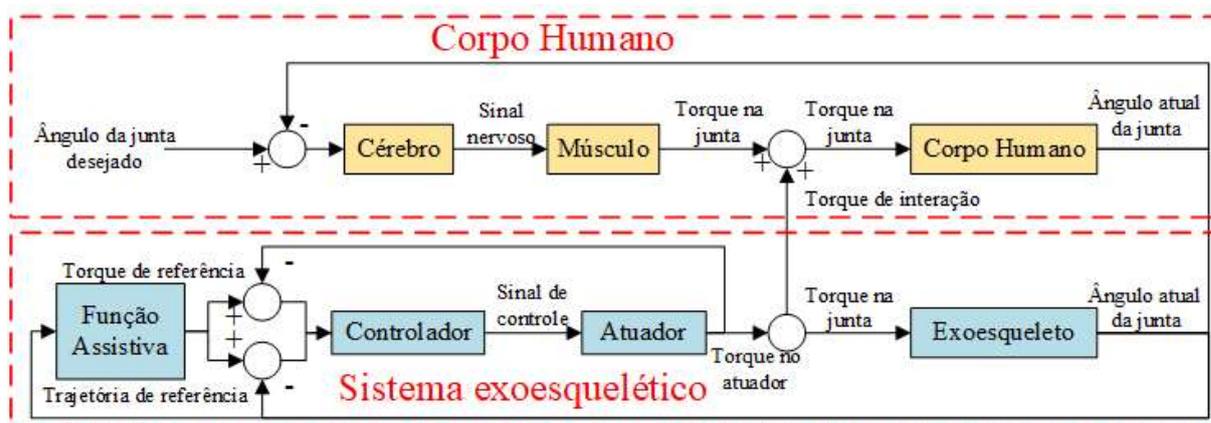


Figura 2.9. Esquema do sistema de interação entre o esqueleto e o usuário (CHEN et al., 2016).

As entradas de controle relativas ao exoesqueleto são, dependendo do domínio no qual se deseja trabalhar, as referências dos torques de saída dos motores e das trajetórias realizadas durante o ciclo de marcha, que são fornecidas geralmente por uma unidade adicional. Os sinais de controle são obtidos a partir do sinal de erro entre os valores realimentados provenientes dos sensores e sinais de referência. Este sinal é corrigido pelo controlador, que após amplificação de potência é direcionado aos atuadores. Por sua vez, os torques e/ou forças permitem a interação em termos de força/torque entre exoesqueleto e usuário (CHEN et al., 2016).

Segundo YOUNG; FERRIS (2017) , normalmente são utilizadas duas estruturas de controle para um exoesqueleto, a primeira responsável pelo controle cinemático baseado no seu controle de posicionamento e uma segunda malha de controle baseada no controle de forças e/ou torques de interação.

A malha de controle de força e/ou torque poderá ser implementada em malha aberta, onde a força e/ou torque é aplicado na junta em função da porcentagem do ciclo de marcha, e às vezes, em função da velocidade linear e do comprimento dos passos. Entretanto, esta estrutura é difícil de ser implementar quando há variações das condições de trabalho. Também poderá ser implementada a partir da aplicação de um torque baseado na informação obtida através de sensores na perna, compensando a força que falta para se mover com o exoesqueleto. Contrariamente à primeira, a mesma permite a adaptação a diferentes situações, entretanto, é muito difícil a sua implementação em tempo real.

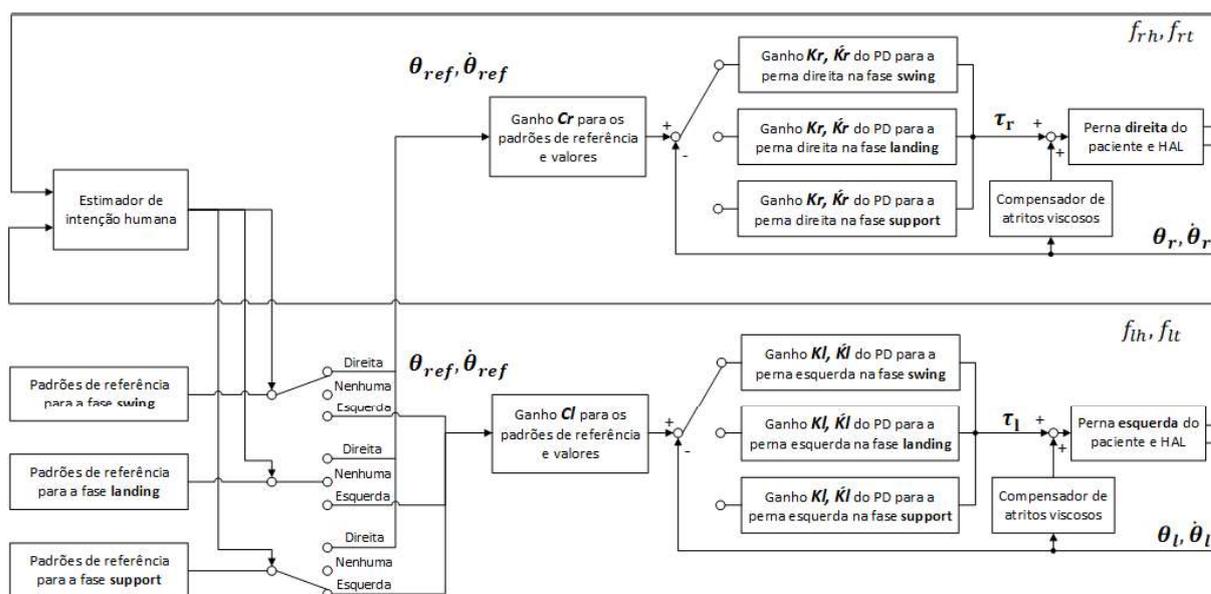


Figura 2.10. Diagrama de blocos do esquema de controle por forças do dispositivo HAL-5 (SANKAI, 2010).

DE ROSSI et al. (2011) implementou um sistema de controle de forças, baseado na medição da força de contato de interação da pessoa com o robô. O sistema foi testado através de três medições diferentes, apresentando bons resultados e perspectiva para a sua aplicação em novos modelos. O sistema de controle de HAL também utiliza a informação proveniente da medição de forças que utiliza em um algoritmo de intenção humana, permitindo assim, a geração de trajetórias do exoesqueleto, onde as entradas dos sistemas de controle são perfis de marcha estabelecidos para três etapas do ciclo de marcha (SANKAI, 2010), como pode ser observado na figura 2.10. Observe que as entradas dos sistemas de controle são perfis de marcha estabelecidos para três etapas do ciclo de marcha.

Por outro lado, o controle cinemático é usado principalmente para assistir à locomoção humana, quando é usado um conjunto de perfis de trajetória em função dos ângulos das juntas. Esta estratégia de controle é utilizada para pessoas que tenham, ao menos, um grau de capacidade para interagir com a plataforma exoesquelética. Exemplos destas estruturas de controle são expostos por JEZERNIK et al. (2003) e MAJEED et al. (2017), utilizando malhas de controle de impedância para a adaptação da trajetória e controladores PD.

O modelo de estrutura de controle de LOKOMAT, que foi baseado nos estudos de JEZERNIK et al. (2003), foi aprimorado utilizando um controlador adaptativo que, dependendo das trajetórias de referência e os valores atuais, ajusta os ganhos do controlador, adicionando mais uma malha de controle dos torques instantâneos dos atuadores, como pode ser observado através da figura 2.11 (RIENER et al., 2005).

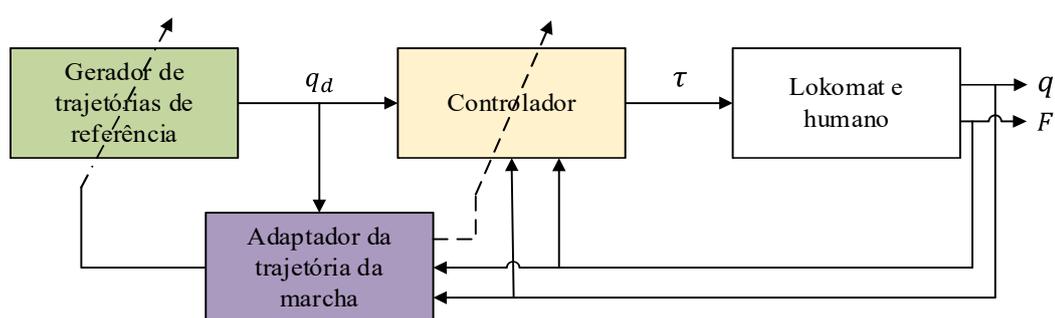


Figura 2.11. Esquema de controle do exoesqueleto Lokomat, utilizando um bloco de controle adaptativo para ajustar os ganhos do controlador (RIENER et al., 2005).

ANAM; AL-JUMAILY (2012) classifica os sistemas de controle em quatro grupos baseados: no seu modelo, na sua hierarquia, nos seus parâmetros físicos e na sua utilização. A primeira estratégia de controle utiliza modelos dinâmicos do mecanismo, achados por

conceptualização matemática, por identificação de sistemas ou por um método de inteligência artificial para estimar um conjunto de ganhos do controlador. Esta estratégia também pode ser obtida a partir do modelo de funcionamento dos músculos da perna, predizendo as forças dos músculos a cada instante do ciclo de marcha.

A segunda estratégia pode ser subdividida em três categorias, onde o nível de tarefas é o mais alto, pois o mesmo é baseado no planejamento de tarefas. O nível alto é o responsável pelo controle das forças de interação entre o indivíduo e o exoesqueleto, baseando-se na informação obtida através do controlador do nível de tarefas. O nível baixo é o responsável de controlar as forças e a posição das juntas, tendo um contato direto com o mecanismo. TUCKER et al. (2015) subdivide a estratégia de controle em níveis, nomeando o primeiro como nível alto ou camada de percepção; o segundo como nível médio ou camada de transdução, e o terceiro como nível baixo ou nível de execução, como está ilustrado na figura 2.12.

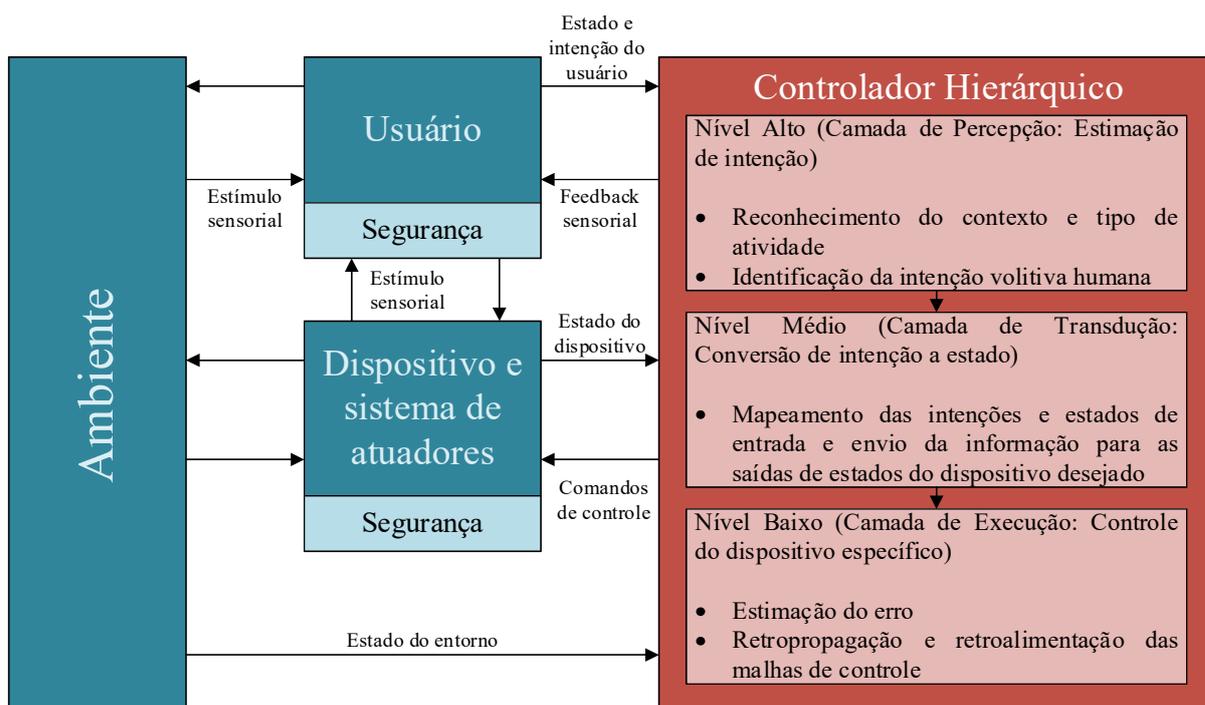


Figura 2.12. Esquema geral de um sistema de controle baseado na hierarquia para exoesqueletos, próteses e órteses de membro inferior (TUCKER et al., 2015).

A terceira estratégia classifica os sistemas de controle de acordo com o parâmetro a ser controlado, sendo geralmente a posição (angular ou cartesiana), torque ou força nas articulações do robô e forças de interação. A figura 2.10 e a figura 2.11 mostram dois exemplos deste tipo

de estratégia. Note que é possível realizar controladores multivariáveis e utilizar técnicas adaptativas e de inteligência artificial para estimar controladores mais robustos.

Finalmente, a última estratégia agrupa os dispositivos de controle, em função do tipo de aplicações nos quais serão utilizados, sendo os mais utilizados, os controladores baseados na realidade virtual, teleoperação e de trajetórias de marcha. Estes têm como objetivo guiar e ajudar a pacientes em melhorar suas capacidades de movimentação. A maioria dos modelos exoesqueléticos mencionados anteriormente são utilizados para esse fim.

2.3.5 Materiais Utilizados

Um tema importante no momento de projetar um exoesqueleto é decidir qual tipo de material deve ser utilizado no processo de fabricação de seus componentes. Quando se fala dos materiais necessários para construir estes dispositivos, associa-se palavras como propriedades mecânicas, peso, preço, usinagem, regulamentações técnicas, entre outras. Segundo YOUNG; FERRIS (2017), quase que todos os elos da estrutura mecânica do exoesqueleto são fabricados por alheações de alumínio que conseguem manter o mecanismo o mais leve possível. As ligas de titânio também se apresentam como uma boa solução para diminuir o peso estrutural, mantendo a sua rigidez. O inconveniente dele é que seu custo é muito maior do que uma liga de alumínio, não valendo a pena ser utilizada para estruturas consideradas muito simples ou de baixo custo.

Outra alternativa foi utilizar modelos que mudassem os elos rígidos por sistemas mais elásticos. Um exemplo disto, é o exoesqueleto feito especialmente para correr, segurado ao corpo na coxa e na perna. Sua estrutura consiste de tiras finas unidirecionais de fibras de vidro que dão uma constituição elástica para amortecer uma porção do torque gerado em cada passo (ELLIOTT; MARECKI; HERR, 2014). Outro exemplo é o uso de materiais têxteis estruturados que transmitem as cargas através deles, evitando que se utilize trechos de metais que aumentam os torques ao redor das juntas, modificando os centros de massa e rotação consideravelmente. A ideia de utilizar está técnica foi conseguir que os momentos no corpo fossem aplicados de uma forma sinérgica com os músculos, diminuindo as forças adicionais por carregar objetos pesados (ASBECK et al., 2014). As fibras de carbono também podem ser utilizadas, por razão de que seu peso é mais leve do que o peso dos metais, suportando grandes esforços sobre sua

estrutura reforçada. Apesar disso, até hoje são utilizadas para estruturas com um único GL, enquanto os metais são utilizados em sistemas com múltiplos graus de liberdade.

Podemos considerar que os biomateriais têm sido uma nova alternativa para a construção de peças, porque suas características e propriedades são muito próximas a dos materiais convencionais, ao se desempenharem as mesmas funcionalidades.

2.3.6 Requerimentos do Usuário

O projeto de um sistema mecatrônico visa que um grupo de exigências sejam satisfeitas no processo de concepção de um produto. No caso específico dos exoesqueletos de membro inferior, implicam a solução de necessidades fisiológicas de locomoção que podem variar para cada usuário. Na metodologia apresentada por ZHU et al. (2016), é necessário analisar, estabelecer e limitar as demandas do usuário, expressando-as como índices de qualidade e satisfação. A classificação destes índices ou requerimentos funcionais realiza-se em funções, permitindo mapeá-las de uma maneira simples. O cumprimento desses requerimentos realiza-se através de parâmetros de design, os quais permitem customizar cada modelo.

Esses requerimentos e parâmetros podem ser agrupados em três camadas diferentes, sendo o fornecimento de energia, a programação de marchas e a assistência ao caminhar os requerimentos funcionais de mais alto nível e os sistemas de acionamento, os sistemas de controle e os mecanismos para caminhar os parâmetros que satisfazem esses índices. Por sua vez, eles se subdividem em dois níveis para finalmente criar uma matriz, que mostra as funções que têm uma prioridade maior e os parâmetros que se realizam primeiro para atingirem as funções. O resultado do trabalho foi um modelo personalizado que tivesse um sistema de marcha e uma interface de controle também personalizada.

O custo metabólico também deve ser considerado dentro das necessidades previstas para o desenvolvimento de um exoesqueleto. A análise, neste caso, deve avaliar principalmente a redução no consumo de oxigênio, a produção de dióxido de carbono e a excreção de nitrogênio urinário ao os usuários realizarem atividades aeróbicas (GRIFFIN; ROBERTS; KRAM, 2003). Os trabalhos desenvolvidos sob este conceito têm dois pontos de vista que diferem entre si. Mesmo que o uso de órteses e exoesqueletos reduzem, em determinadas condições, o custo metabólico, outros estudos mostram que o custo é maior quando o usuário caminha com os dispositivos de assistência (HUO et al., 2016).

2.3.7 Biomecânica da Marcha

A análise biomecânica da marcha descreve os movimentos do corpo humano através de princípios mecânicos. Para isso, utilizam-se variáveis que conferem o desempenho e o controle das articulações, especialmente em processos de reabilitação. As variáveis classificam-se em cinemáticas; tempo-espaciais como velocidade, tamanho do passo, cadência e tempo de marcha; de custo fisiológico e finalmente, variáveis relacionadas com as funções de marcha, usados geralmente como indicadores. Desses agrupamentos, a segunda é a mais comum para avaliar os efeitos das funções dos dispositivos de reabilitação de membro inferior. Muitos estudos demonstraram que a biomecânica da marcha pode ser melhorada quando se utilizam exoesqueletos de reabilitação com pacientes, embora não possa mostrar um resultado desejável quando se utiliza exoesqueletos para aumento de seu desempenho (HUO et al., 2016). Para uma melhor compreensão, na seção 3.1 desta dissertação detalharemos a biomecânica da marcha humana.

2.4 Biomateriais

Como foi apresentado em 2.3.5, um aspecto importante no momento de projetar dispositivos é analisar os materiais que possam ser utilizados para sua fabricação. Uma alternativa nova é utilizar biomateriais, os quais podem mudar os materiais convencionais usados frequentemente. Uma primeira definição de biomaterial é descrita por PARK (2007), quem o define como qualquer material usado para fabricar dispositivos que substituam completa ou parte de um componente do corpo humano ou suportem uma função fisiológica de maneira aceitavelmente segura, econômica, confiável e psicológica. Além disso, os biomateriais são compostos por materiais naturais ou sintéticos que, segundo BOSE et al. (2017), têm a capacidade de estar em contato com fluidos e tecidos biológicos, sendo tolerados transitória ou permanentemente pelo organismo.

O sucesso de um biomaterial depende de três fatores: as condições de saúde do paciente, a competência do cirurgião que implanta o dispositivo e supervisiona seu progresso e as propriedades e biocompatibilidade do material.

Para uma melhor compreensão deste último aspecto, define-se biocompatibilidade como a habilidade de atuar satisfatoriamente, com uma resposta adequada do hospedeiro, para uma dada aplicação. Segundo a figura 2.13, a biocompatibilidade correlaciona-se com a interação com todos os tecidos e substâncias orgânicas do corpo. Para que exista biocompatibilidade deverão ser analisadas as propriedades químicas, mecânicas, farmacológicas e superficiais do material para evitar os problemas descritos.

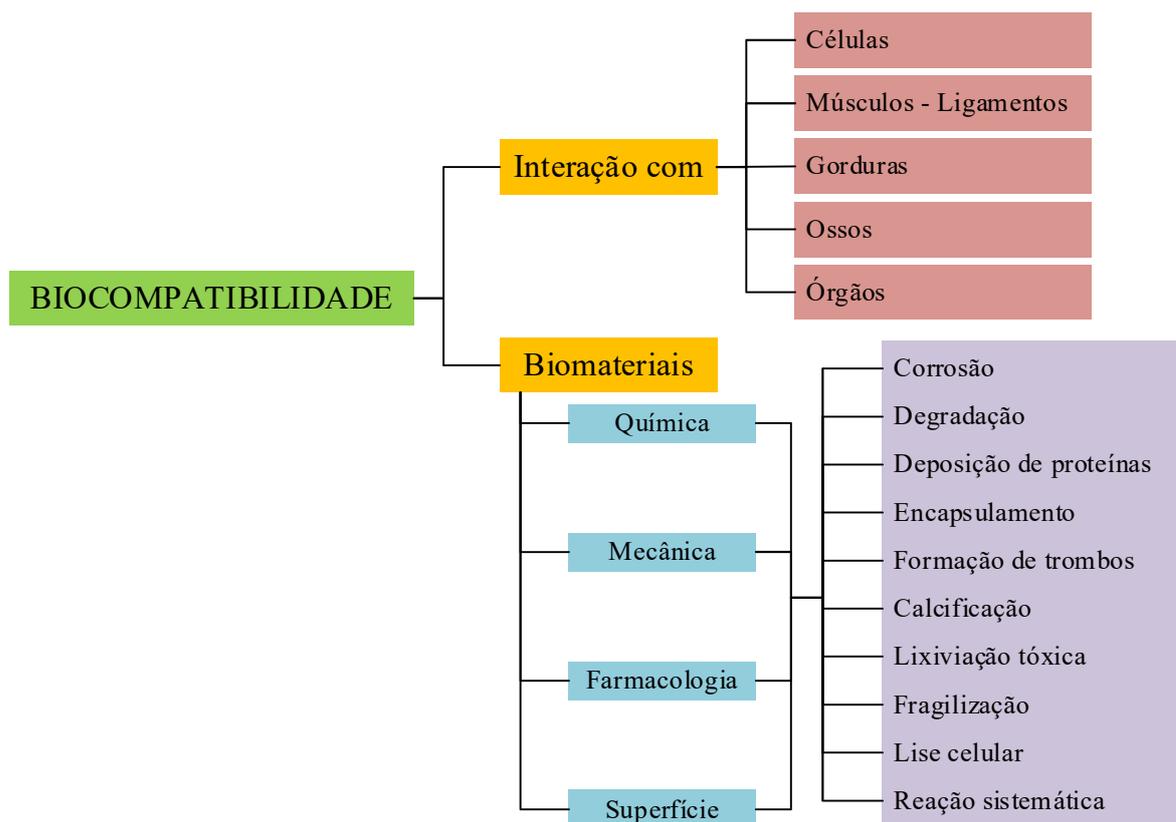


Figura 2.13. Representação esquemática de biocompatibilidade (PARK; LAKES, 2007).

Para que um material seja aceito como um biomaterial, este deve atender a alguns requisitos básicos, descritos a seguir:

- O material deve ser biocompatível.
- Os tecidos não devem alterar as propriedades mecânicas e químicas do material ao estar em contato com ele.
- O material deve ser biofuncional, ou seja, o material deve apresentar as características para realizar uma determinada função, no tempo desejado.
- O material não deve se modificar ao ser esterilizado.

Dentre os biomateriais sintéticos, eles se dividem em quatro classes: metálicos, cerâmicos, poliméricos e compósitos. Segundo os requerimentos a atingirem, estes são utilizados em diferentes aplicações para a fabricação de implantes. A tabela 2.3 realiza uma descrição das vantagens e desvantagens que têm, exemplificando seus estudos e usos na biomecânica.

2.5 Considerações Finais

Nesse capítulo foram apresentados os conceitos sobre sistemas de reabilitação de membro inferior e biomateriais. Nele, discutiu-se a definição de prótese, órtese e exoesqueleto como dispositivos utilizados na reabilitação de membro inferior. Focando-se nos exoesqueletos, percebeu-se que, além deles serem usados como dispositivos de reabilitação, também se utilizam na assistência locomotiva e no melhoramento da performance das capacidades humanas, como força e velocidade. Nessa sequência, foi discutida sua classificação, baseados no funcionamento, na aplicação, na autonomia e nos componentes estruturais e de controle que contêm.

Seguidamente, foi contemplada a área de projeção de exoesqueletos, mostrando os aspectos a considerar, sua relevância e as diferentes técnicas e modelos existentes, como atuadores, sensores, sistemas de fornecimento de energia, arquiteturas de controle, materiais utilizados, requerimentos de usuário e análise da biomecânica da marcha. Note-se que para cada aspecto mostrou-se alguns exemplos e modelos desenvolvidos, que involucram em vários casos, a aplicação dos alinhamentos descritos.

Finalmente, os biomateriais foram apresentados nesta seção, mostrando alguns conceitos básicos que descrevem sua natureza e sua classificação em biomateriais metálicos, cerâmicos, poliméricos e compósitos, sendo apresentados também as principais vantagens e desvantagens inerentes a cada categoria, em função das propriedades e suas diferentes aplicações.

Tabela 2.3. Classes de materiais sintéticos utilizados na biomecânica (PARK; LAKES, 2007).

Materiais	Vantagens	Desvantagens	Materiais	Aplicações
Metais	<ul style="list-style-type: none"> Alta resistência mecânica Alta resistência à fadiga Alta resistência ao desgaste Alta ductilidade 	<ul style="list-style-type: none"> Baixa resistência à corrosão em meio fisiológico Baixa biocompatibilidade Propriedades mecânicas maiores do que os tecidos Usinagem complexa 	Ligas de Co-Cr, Ligas de Ti, Ligas de Aço Inoxidável	Parafusos, instrumentação cirúrgica, próteses, hastes de coxa-femorais, implantes ortopédicos
Cerâmicos	<ul style="list-style-type: none"> Alta resistência à compressão Alta resistência à corrosão em meio físico Boa biocompatibilidade 	<ul style="list-style-type: none"> Muito frágil Não resiliente Baixa resistência à tração 	Alumina, Zircônia, Biovidros, Fosfatos de Calcio incluindo a Hidroxiapatita	Implantes dentários e ortopédicos
Polímeros	<ul style="list-style-type: none"> Resiliente Alta ductilidade Facilidade de fabricação 	<ul style="list-style-type: none"> Degradação com o tempo Baixa resistência mecânica 	Nylon, Borrachas de silicone, Poliéster, PMMA, PLA, etc.	Vasos sanguíneos, tecidos suaves, implantes como orelhas e narizes artificiais na reconstrução de rostos
Compósitos	<ul style="list-style-type: none"> Elaboração sob medida Alta tenacidade 	<ul style="list-style-type: none"> Usinagem complexa 	Fibras ou fios de carbono reforçadas com cimento ósseo	Cimento ósseo, resina dental

3 MODELAGEM DO SISTEMA

Este capítulo apresenta o desenvolvimento matemático da marcha humana, considerando os aspectos relacionados à biomecânica, cinemática e dinâmica, permitindo assim, a implementação dos diferentes mecanismos que podem ser utilizados no projeto de exoesqueletos de membro inferior. O capítulo inicia com a análise biomecânica da marcha, detalhando a nomenclatura utilizada para determinar os sentidos de movimento e as fases e eventos constituintes. Após isso, será desenvolvido o modelo cinemático da perna e posteriormente, será realizado o estudo dinâmico de três mecanismos que serão utilizados, através de perfis de trajetória associados a estes mecanismos.

3.1 Fundamentação na Análise Biomecânica da Marcha

A Biomecânica se entende como a ciência que analisa fisicamente os sistemas biológicos e, por consequência, analisa os movimentos do corpo humano, em especial do sistema locomotor. Estes movimentos são estudados através de leis físicas, princípios matemáticos, e conceitos da anatomia e da fisiologia, que delimitam as características estruturais e funcionais do aparelho locomotor (AMADIO; SERRÃO, 2011). Os trabalhos que abordam a biomecânica, especialmente a cinemática da marcha humana, utilizam um sistema de coordenadas de referência, cujas direções são descritas a seguir. A direção vertical vem sendo o eixo Y, a direção de progressão, ou seja, a direção de avanço na marcha é o eixo X e a direção lateral, que começa desde o ponto médio do corpo para um lado, é o eixo Z (WINTER, 2009). A figura 3.1 descreve a convenção anteriormente dita.

Os planos anatômicos dividem em várias partes o corpo, fazendo cortes através do sistema de referência como se observa na figura 3.1. O plano sagital é o plano dominante na análise de locomoção das pernas, em razão de que nele se aprecia o maior range de deslocamento das extremidades, em outras palavras, possui o maior subespaço de dados. Geralmente nos estudos de movimento das pernas, considera-se a perna como um dispositivo composto por 7 GL, distribuídos no quadril, no joelho e no tornozelo. O quadril e o tornozelo dispõem de 3 GL cada um, enquanto o joelho somente possui apenas 1 GL. No plano sagital, somente são considerados

três destes sete graus de liberdade, modelando-o com 1 GL para cada articulação da perna (DOLLAR; HERR, 2008).

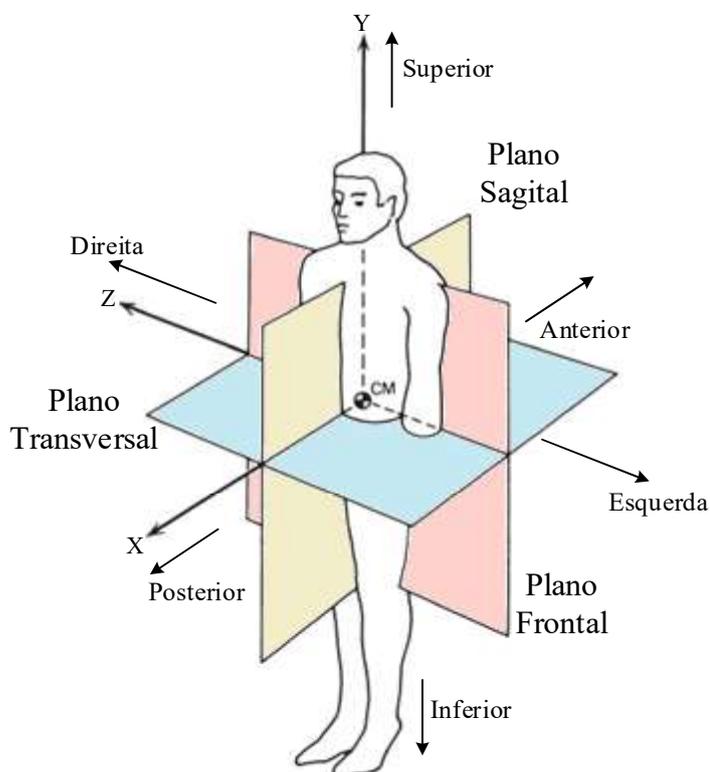


Figura 3.1. Sistema de coordenadas de referência e planos referenciais na biomecânica (WINTER, 2009).

A marcha humana é esquematizada como um padrão periódico que é repetido em cada passo. A descrição é normalmente confinada a um único ciclo, assumindo que os ciclos sucessivos são quase iguais. O ciclo de marcha consiste de duas fases principais. A primeira, chamada de fase de apoio (*stance phase*), começa quando o pé está no solo e termina no instante que deixa de estar em contato com ele. A segunda fase, chamada de fase de balanço (*swing phase*), começa no final da fase de apoio, movendo o pé para adiante no ar e, aprontando-o para dar o próximo passo. Devido à simetria na marcha entre os lados esquerdo e direito, a fase de apoio para uma pessoa normal, ou seja, que não tenha doença alguma nas suas extremidades inferiores, tem uma duração aproximada de 62% do ciclo de marcha total, enquanto a fase de balanço tem uma duração de 38% (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999). Convém ressaltar que estes valores são dependentes das variáveis tempo-espaciais. Se a velocidade da marcha aumentar, a fase de balanço também aumenta e, por consequência, a fase de apoio e de suporte duplo diminuem.

A figura 3.2 exemplifica as fases de balanço e apoio para um ciclo de marcha, mostrando as porcentagens de cada uma durante o ciclo. Note que o deslocamento entre a perna direita e a perna esquerda é aproximadamente de meio ciclo. Do mesmo modo, é possível evidenciar que a fase de apoio está dividida em três períodos, tendo duas etapas onde existe um suporte duplo das pernas e uma fase intermediária, quando uma das pernas fica no ar e a outra está em contato com o solo.

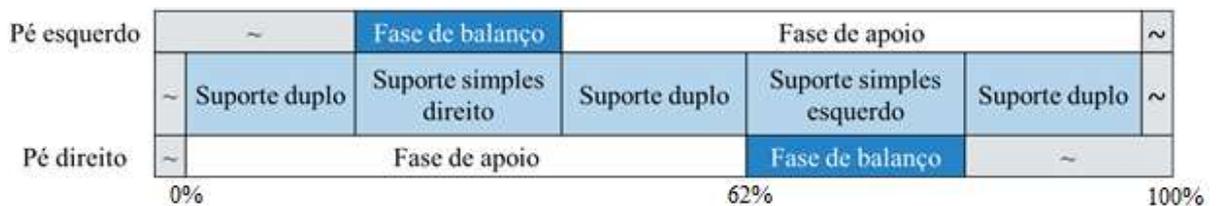


Figura 3.2. Fases e períodos de um ciclo de marcha.

Segundo (WHITTLE, 2007), durante o ciclo de marcha identifica-se sete eventos que acontecem entre o primeiro contato do calcanhar do pé com o solo e a próxima vez que o calcanhar do mesmo pé toca de novo o solo. Por sua vez, os eventos dividem a marcha em sete períodos repartidos em quatro na fase de apoio e três na fase de balanço, como se observa na figura 3.3. Cada evento demora uma porcentagem diferente do ciclo de marcha, sendo valores dinâmicos em função das variáveis tempo-espaciais, cinemáticas e cinéticas.

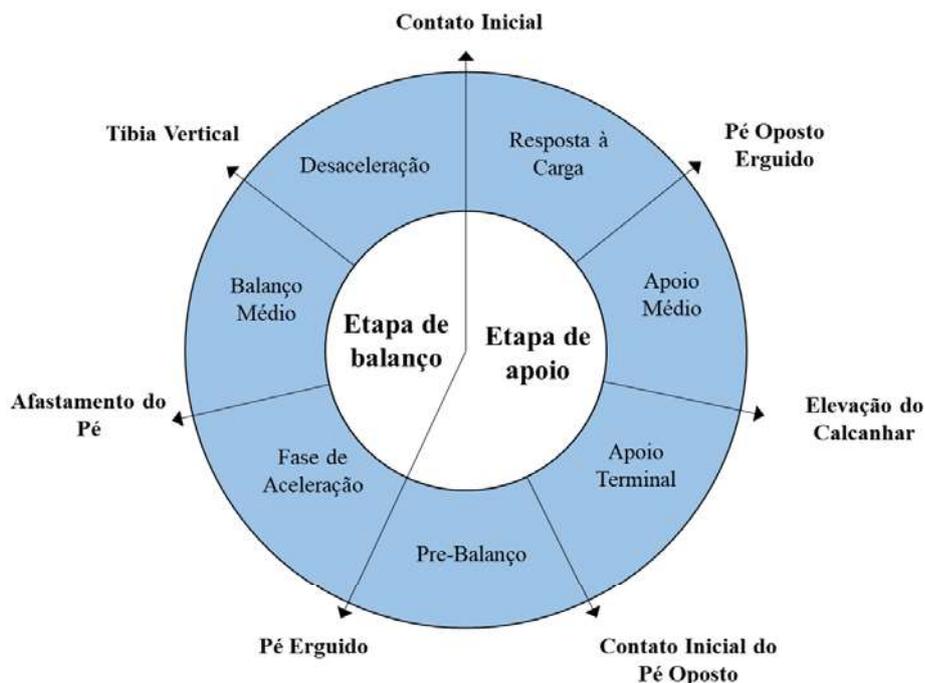


Figura 3.3. Eventos e períodos de ciclo de marcha (WHITTLE, 2007).

3.2 Modelagem Geométrica da Marcha

A nomenclatura utilizada nos estudos de biomecânica geralmente considera a perna direita como referência nas suas pesquisas, adotando o mesmo formalismo para a perna esquerda. Assim, as rotações do quadril e do tornozelo, no sentido contrário do movimento dos ponteiros do relógio, são consideradas como positivas, enquanto as rotações do joelho, no sentido horário, são os valores positivos. Estes movimentos são nomeados extensão e os movimentos negativos são nomeados flexão. A figura 3.4 mostra o diagrama da perna na posição de descanso (quando todos os ângulos são 0), indicando a direção positiva de cada junta. Por convenção, o ciclo de marcha começa quando um dos pés fica em contato com o solo.

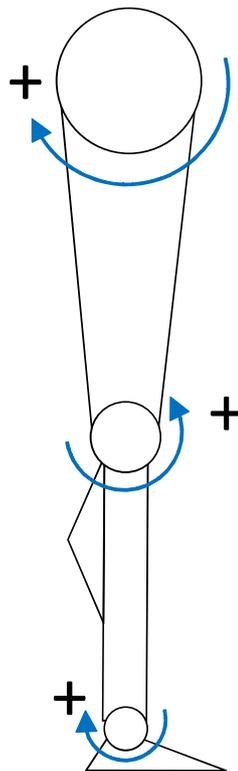


Figura 3.4. Diagrama da perna na posição inicial de movimento, indicando a direção positiva das articulações.

Note também que o modelo geométrico da perna humana em relação ao plano sagital pode ser representado como uma cadeia cinemática serial de 3 GL, composta por juntas e elos, como se observa na figura 3.5, os sistemas de coordenadas estão referenciados com os sistemas de coordenadas precedentes. Para o quadril, o ângulo θ_q é medido em referência ao eixo vertical

negativo. Para o joelho, o ângulo de rotação θ_j é medido relativamente à rotação e posição do elo da coxa L_1 . Para o tornozelo, o ângulo de rotação θ_t mede-se em relação ao vetor perpendicular formado no extremo do elo da perna L_2 . Considerando que o deslocamento do mecanismo é realizado principalmente pelos movimentos efetuados no quadril e no joelho, enquanto a junta do tornozelo é utilizada para melhorar o apoio do corpo sobre a superfície, o modelo utilizado poderá ser simplificado em um sistema de 2 GL, estimando-se a posição do tornozelo como a posição final da cadeia cinemática.

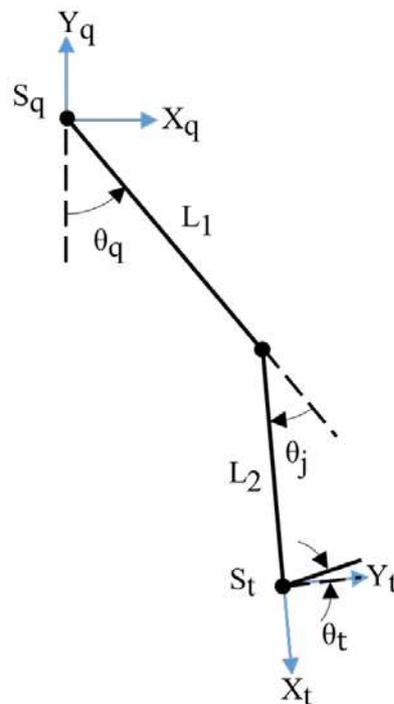


Figura 3.5. Modelagem geométrica da perna humana, vista desde o plano sagital.

3.3 Modelagem Cinemática

O modelo cinemático visa estimar a posição, velocidade e aceleração de cada parte do mecanismo, em função das variáveis articulares. Uma forma de analisar seu movimento, em relação ao plano sagital, é concebendo-o como um pêndulo duplo, por ser o modelo com o menor número de GL que representa uma cadeia cinemática deste tipo e pela simplicidade que possui na descrição de seu movimento. No entanto, o comportamento que ele apresenta é não linear, possibilitando a existência de fases caóticas e, conseqüentemente, de difícil controle.

Dessa maneira, é possível traçar e localizar os percursos e posições de cada junta, em função de perfis de trajetória de marcha que estejam no domínio dos ângulos. Da mesma forma, é possível determinar o deslocamento angular baseado na posição das juntas, utilizando o modelo cinemático inverso, neste caso, o modelo baseado no cálculo da matriz jacobiana, conforme a descrição apresentada a seguir.

3.3.1 Cinemática Direta

As contribuições de avanço na marcha são feitas de uma forma diferente para cada fase do ciclo de marcha e, portanto, deve se realizar duas abordagens diferentes. Para a fase de apoio, o sistema de coordenadas inicial S_0 fica no tornozelo, tornando o sistema em um pêndulo duplo invertido, com o objetivo de estimar o comportamento do quadril e do joelho. Por outro lado, quando a extremidade passa à fase de balanço, o mecanismo suspende-se no quadril, mudando S_0 para o ponto de pendura. Neste caso, o sistema calcula o comportamento cinemático tanto do joelho quanto do tornozelo. A representação dos anteriores sistemas se ilustra na figura 3.6. Note que devido a que este mecanismo está se deslocando no plano, existe um sistema de coordenadas inercial S_i , onde são medidas as posições das juntas.

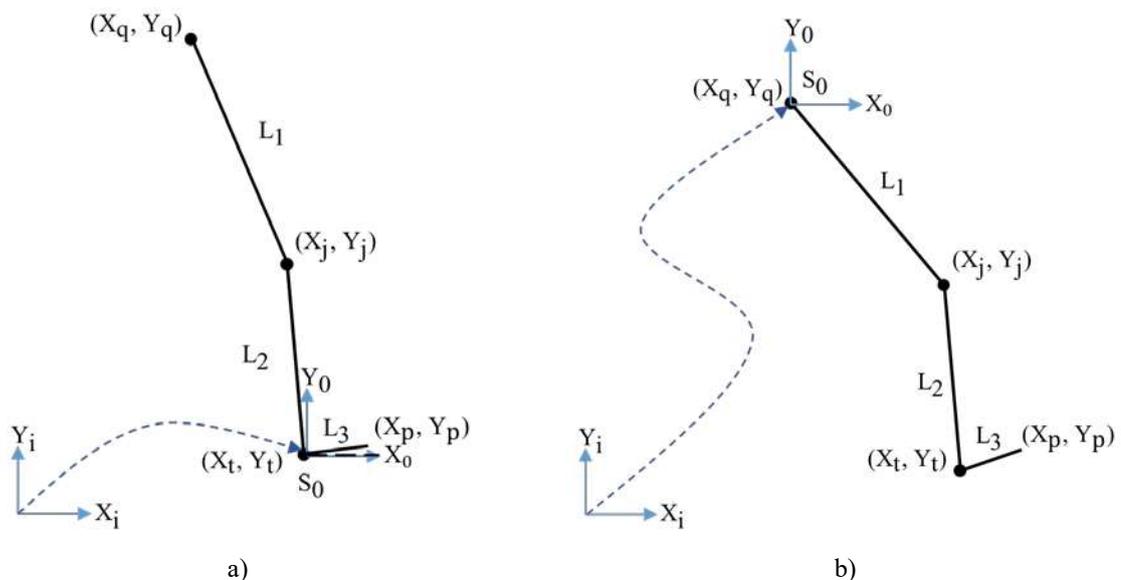


Figura 3.6. Modelo cinemático da perna para ambas as fases. a) Representação para a fase de apoio. b) Representação para a fase de balanço.

A equação (3.1) descreve a expressão matemática para estimar a posição das juntas, a partir de S_i para a fase de balanço. Podemos observar que na matriz, também foi adicionado o termo que determina a posição da ponta do pé, em função do comprimento do pé L_3 e do ângulo do tornozelo θ_t .

$$\begin{bmatrix} X_q \\ Y_q \\ X_j \\ Y_j \\ X_t \\ Y_t \\ X_p \\ Y_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ X_q + L_1 \sin(\theta_q) \\ Y_q - L_1 \cos(\theta_q) \\ X_j + L_2 \sin(\theta_q - \theta_j) \\ Y_j - L_2 \cos(\theta_q - \theta_j) \\ X_p - L_3 \cos(\theta_q - \theta_j + \theta_t) \\ Y_p + L_3 \sin(\theta_q - \theta_j + \theta_t) \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Por outro lado, a equação (3.2) descreve o comportamento cinemático das articulações para a fase de apoio, e da mesma forma que a equação (3.1), a relação matemática da ponta do pé. Observe como a descrição do movimento começa desde o tornozelo e vai se estendendo através da cadeia cinemática até chegar no quadril.

$$\begin{bmatrix} X_q \\ Y_q \\ X_j \\ Y_j \\ X_t \\ Y_t \\ X_p \\ Y_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_j - L_1 \sin(\theta_q) \\ Y_j + L_1 \cos(\theta_q) \\ X_t - L_2 \sin(\theta_q - \theta_j) \\ Y_t + L_2 \cos(\theta_q - \theta_j) \\ X_0 \\ Y_0 \\ X_t - L_3 \cos(\theta_q - \theta_j + \theta_t) \\ Y_t + L_3 \sin(\theta_q - \theta_j + \theta_t) \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

3.3.2 Cinemática Inversa através do Jacobiano

Segundo CHEAH, et al (1999), a maioria dos sistemas mecânicos utilizados na robótica, possuem um comportamento dinâmico não linear. Muitos dos controladores projetados para moverem as juntas dos robôs, requerem do conhecimento exato da cinemática que resolva o

problema do modelo cinemático inverso para gerarem trajetórias desejadas no espaço das juntas.

Contudo, caso o modelo cinemático do mecanismo apresentar incertezas, torna-se impossível derivar os ângulos das juntas na posição final do ponto de interesse, e no caso da formulação estiver associada ao espaço cartesiano, é possível utilizar a matriz Jacobiana.

O Jacobiano é a matriz formada pelas derivadas parciais de primeira ordem de uma função vetorial, que representa uma aproximação linear de uma função diferenciável nas vizinhanças de um ponto. A partir da utilização do Jacobiano, é possível conhecer uma aproximação do valor de uma função $f(x)$ em um ponto x próximo ao ponto x_0 . A equação (3.3) mostra a representação matemática da descrição mencionada.

$$f(x) \approx f(x_0) + J(x_0)(x - x_0)^T \quad (3.3)$$

onde $J(x_0)$ é o Jacobiano para o ponto x_0 . Na robótica, a matriz jacobiana descreve qual é a mudança dos valores de posição no espaço cartesiano, a partir de uma mudança infinitesimal das variáveis das juntas.

$$\overline{\Delta X} \approx J \overline{\Delta \theta} \quad (3.4)$$

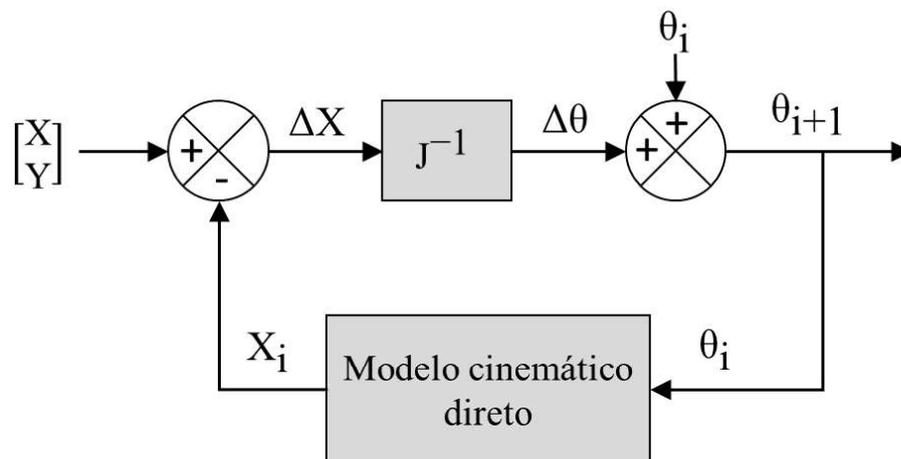


Figura 3.7. Esquema da estimativa da cinemática inversa baseado na matriz jacobiana (ROSÁRIO, 2005).

A figura 3.7 apresenta uma representação esquemática numa malha de controle de posicionamento no espaço de coordenadas cartesianas, obtido a partir da estimativa de posição, a modelagem cinemática inversa de um modelo baseado no cálculo do jacobiano e as equações

(3.3) e (3.4). Este método consiste de uma malha fechada que calcula o vetor com as posições no espaço das juntas, considerando uma posição desejada. O método inicia com a estimação do erro entre a posição atual do mecanismo com a posição desejada. Logo, o erro se converte em um erro infinitesimal da posição articular, ao se multiplicar com a matriz jacobiana atual do mecanismo. O valor é somado com os valores das juntas atuais para que em seguida, o robô se movimente até a próxima posição, onde este valor é realimentado novamente ao algoritmo através da cinemática direta do robô.

A implementação deste método é utilizada para determinar os ângulos das juntas do quadril e do joelho, quando o dispositivo estiver avançando, conhecendo os valores do tornozelo desde a posição do quadril. Destaca-se que a formulação do jacobiano deriva do uso do modelo de pêndulo duplo para a fase de apoio, tornando o sistema de coordenadas do quadril, como o sistema referencial para os modelos daqui para adiante, enquanto a posição do tornozelo será o ponto de interesse final de deslocamento. A partir da derivada em função do tempo do vetor $[X_t \ Y_t]^T$ da equação (3.1), obtém-se o Jacobiano J.

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial X_t}{\partial \theta_q} & \frac{\partial X_t}{\partial \theta_j} \\ \frac{\partial Y_t}{\partial \theta_q} & \frac{\partial Y_t}{\partial \theta_j} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1 \cos(\theta_q) + L_2 \cos(\theta_q - \theta_j) & -L_2 \cos(\theta_q - \theta_j) \\ L_1 \sin(\theta_q) + L_2 \sin(\theta_q - \theta_j) & -L_2 \sin(\theta_q - \theta_j) \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

3.4 Modelagem Dinâmica com Ênfase em Diferentes Mecanismos

A modelagem dinâmica de um robô é baseada em suas equações de movimento. O formalismo mais utilizado na modelagem dinâmica é a formulação de Euler-Lagrange para sistemas não conservativos, proveniente da Mecânica Lagrangeana. A relação matemática do formalismo Lagrangeano é definida através da relação matemática da equação (3.6).

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_n} - \frac{\partial L}{\partial \theta_n} = \tau_n \quad (3.6)$$

onde L é o lagrangeano e é definido como a diferença entre a energia cinética total do sistema (K) e a energia potencial total de interação (V), θ_n se alude como a posição angular para a junta n, $\dot{\theta}_n$ representa a velocidade angular para a junta n e τ_n é o torque exercido sobre cada junta.

Segundo ROSÁRIO (2005), a equação do torque dos motores em uma junta de um sistema mecatrônico pode ser reescrita como um sistema de segunda ordem, permitindo assim, a sua fácil implementação em uma malha de controle. Assim, organizando os termos em (3.6) e colocando em evidência τ_n como uma função dependente de $\dot{\theta}_n$ e $\ddot{\theta}_n$, onde $\ddot{\theta}_n$ faz referência à aceleração angular da junta n , obtém-se a equação seguinte.

$$T = J\ddot{\theta}_n + B\dot{\theta}_n + T_{\text{ext}} \quad (3.7)$$

sendo J a inércia efetiva no elo n , B os atritos viscosos e T_{ext} a soma das forças e torques externos relacionados com o sistema. Geralmente, T_{ext} se compõe pelos torques gerados pela força centrípeta T_{p1} , os torques de acoplamento entre os elos do sistema T_{p2} , os torques gerados pela força de Coriolis T_{p3} e as componentes gravitacionais que também influem no sistema T_{p4} , como se formula em (3.8).

$$T_{\text{ext}} = T_{p1} + T_{p2} + T_{p3} + T_{p4} \quad (3.8)$$

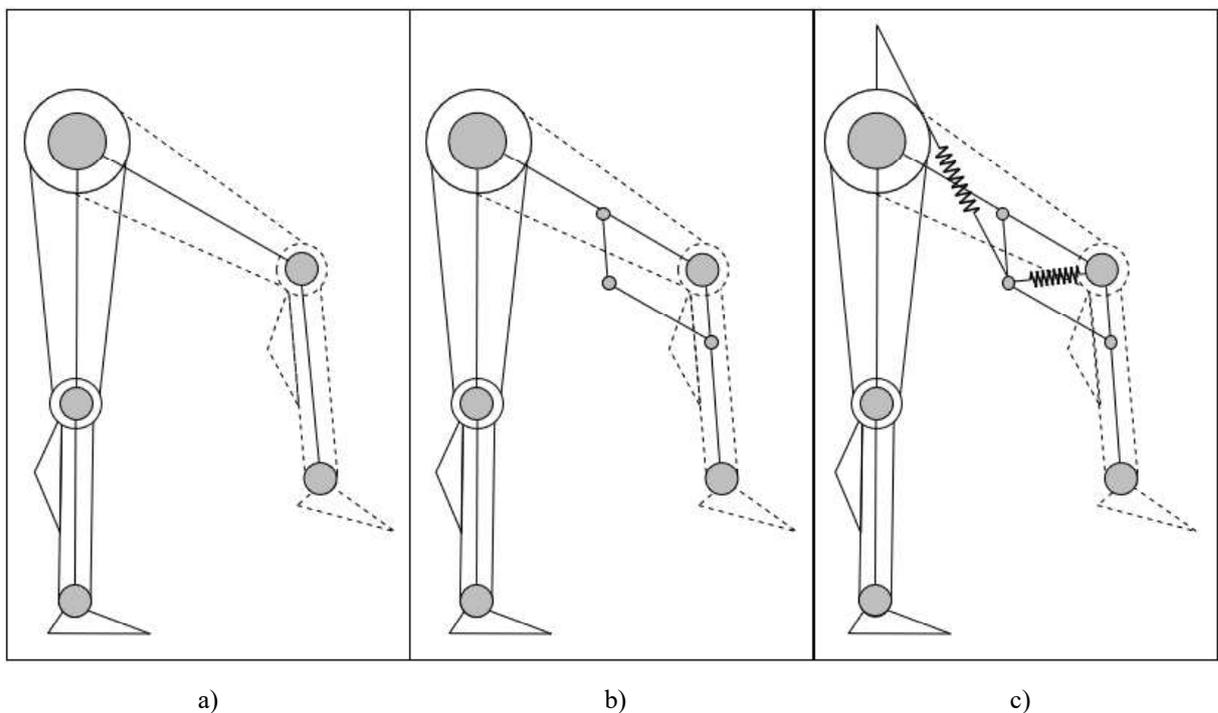


Figura 3.8. Mecanismos a serem estudados neste trabalho. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo. c) Mecanismo híbrido.

Este trabalho estuda três tipos de mecanismos com diferentes componentes mecânicos, vistos na figura 3.8, com o intuito de reduzirmos efeitos do comportamento dinâmico,

permitindo assim a implementação final de leis de controle mais simples. O primeiro deles é o mecanismo serial, composto por dois elos e duas juntas, como é visto na figura 3.8a. O próximo é o mecanismo constituído de um paralelogramo, que possui um sistema de 4 barras e finalmente está o mecanismo híbrido que, além de ter o paralelogramo, possui um sistema de molas unidos na ligação das barras auxiliares. Estes últimos modelos são observados na figura 3.8b e figura 3.8c respectivamente.

3.4.1 Mecanismo Serial

O mecanismo serial é o mais simples de todos. Está composto por dois elos ligados entre si através da articulação do joelho, conforme está representada na figura 3.9. A segunda junta do modelo fica no outro extremo de L_1 , correspondendo à junta do quadril. Note que as massas dos elos M_n estão concentradas em seus centros de massa, simplificando o equacionamento a se realizar. A distância de cada centro de massa com a articulação imediatamente anterior é medida como L_{nCM} . Além disso, o tensor inercial para cada elo é definido como I_n , enquanto g representa a força gravitacional.

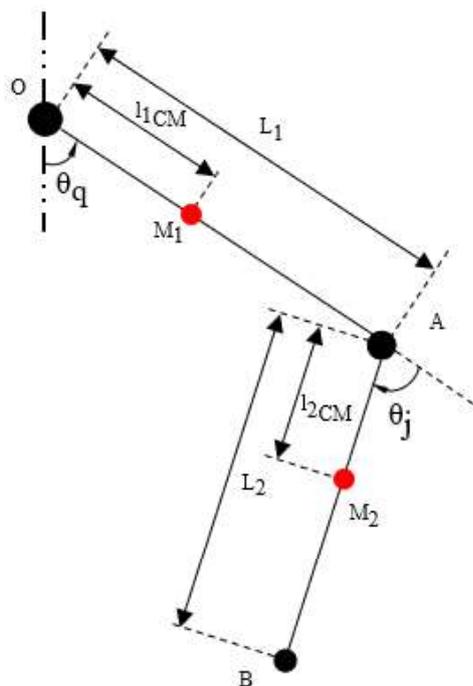


Figura 3.9. Arquitetura do mecanismo serial.

A partir da definição do lagrangeano e desenvolvendo-a para o mecanismo serial, é obtida a equação (3.9)

$$L = K_{M1} + K_{M2} - V_{M1} - V_{M2} \quad (3.9)$$

Observando a Figura 3.9, podemos constatar as energias cinética e potencial para o primeiro elo são definidas pelas equações a seguir.

$$K_{M1} = \frac{1}{2} M_1 L_{1CM}^2 \dot{\theta}_q^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_q^2 \quad (3.10)$$

$$V_{M1} = M_1 g L_{1CM} \cos(\theta_q) \quad (3.11)$$

Continuando com o mesmo formalismo, as energias cinética e potencial para o segundo elo são definidas através das próximas equações.

$$K_{M2} = \frac{1}{2} I_2 (\dot{\theta}_q - \dot{\theta}_j)^2 + \frac{1}{2} M_2 \left[L_1^2 \dot{\theta}_q^2 + L_{2CM}^2 (\dot{\theta}_q - \dot{\theta}_j)^2 + 2L_1 L_{2CM} \dot{\theta}_q (\dot{\theta}_q - \dot{\theta}_j) \cos(\theta_j) \right] \quad (3.12)$$

$$V_{M2} = M_2 g [L_1 \cos(\theta_q) + L_{2CM} \cos(\theta_q - \theta_j)] \quad (3.13)$$

Tomando as expressões de energias deduzidas anteriormente e substituindo-as na equação (3.9), podemos reescrever o modelo lagrangeano, parametrizando seus termos através de constantes associadas aos parâmetros geométricos e de massa, sendo definidos pela equação descrita a seguir.

$$L = \frac{1}{2} C_{01} \dot{\theta}_q^2 + \frac{1}{2} C_{02} (\dot{\theta}_q - \dot{\theta}_j)^2 + C_{03} \dot{\theta}_q (\dot{\theta}_q - \dot{\theta}_j) \cos(\theta_j) + C_{04} \cos(\theta_q) + C_{05} \cos(\theta_q - \theta_j) \quad (3.14)$$

Sendo

$$\begin{aligned} C_{01} &= M_1 L_{1CM}^2 + M_2 L_1^2 + I_1 \\ C_{02} &= M_2 L_{2CM}^2 + I_2 \\ C_{03} &= M_2 L_1 L_{2CM} \\ C_{04} &= -M_1 g L_{1CM} - M_2 g L_1 \\ C_{05} &= -M_2 g L_{2CM} \end{aligned} \quad (3.15)$$

Derivando a equação (3.14) conforme à definição do Lagrangeano dado através de (3.6), obtém-se que os torques no quadril τ_q e no joelho τ_j são expressos respectivamente como:

$$\tau_q = (C_{01}+C_{02}+2C_{03} \cos(\theta_j))\ddot{\theta}_q - (C_{02}+C_{03} \cos(\theta_j))\ddot{\theta}_j + (C_{03} \sin(\theta_j))\dot{\theta}_j^2 - (2C_{03} \sin(\theta_j))\dot{\theta}_q \dot{\theta}_j + C_{04} \sin(\theta_q) + C_{05} \sin(\theta_q - \theta_j) \quad (3.16)$$

$$\tau_j = C_{02}\ddot{\theta}_j - (C_{02}+C_{03} \cos \theta_j)\ddot{\theta}_j + (C_{03} \sin \theta_j)\dot{\theta}_q^2 - C_{05} \sin(\theta_q - \theta_j) \quad (3.17)$$

Colocando-se os termos τ_q e τ_j em evidencia, conforme é representado nas equações (3.7) e (3.8), as constantes do sistema para cada junta são obtidas e relacionadas de forma simplificada na tabela 3.1.

Tabela 3.1. Parâmetros obtidos da modelagem dinâmicos para o mecanismo serial de um exoesqueleto de membro inferior.

Parâmetros	Quadril	Joelho
J	$C_{01}+C_{02}+2C_{03} \cos(\theta_j)$	C_{02}
B	0	0
T_{p1}	$-C_{02}-C_{03} \cos(\theta_j)$	$-C_{02}-C_{03} \cos(\theta_j)$
T_{p2}	$C_{03} \sin(\theta_j)$	$C_{03} \sin(\theta_j)$
T_{p3}	$-2C_{03} \sin(\theta_j)$	0
T_{p4}	$C_{04} \sin(\theta_q)+C_{05} \sin(\theta_q-\theta_j)$	$-C_{05} \sin(\theta_q-\theta_j)$

3.4.2 Mecanismo com Paralelogramo

Um mecanismo com paralelogramo é um sistema de 4 barras que formam uma cadeia cinemática fechada. O sistema é utilizado para realizar sequências de movimentos, ativando e acionando os movimentos das barras principais, a través das rotações das articulações e das barras auxiliares. Neste caso, o estudo realizado com este mecanismo visa analisar o comportamento do centro de massa, com o propósito de reduzir os esforços dos atuadores utilizando sistemas mecânicos que compensem o balanço gravitacional.

Por outro lado, a posição do centro de massa de toda a estrutura é dada pela relação de todas as massas pontuais da estrutura, neste caso, as massas das barras e as massas concentradas nos extremos dos elos.

$$\hat{r}_{CM} = \frac{\sum M_i r_i}{\sum M_i} = \frac{M_1 r_1 + M_2 r_2 + M_{a1} r_{a1} + M_{a2} r_{a2} + M_{p1} r_{p1} + M_{p2} r_{p2} + M_{p3} r_{p3}}{r_1 + r_2 + r_{a1} + r_{a2} + r_{p1} + r_{p2} + r_{p3}} \quad (3.19)$$

Assumindo que os vetores r_i , r_{ai} , r_{pi} podem ser reescritos em função dos vetores unitários das barras principais \hat{r}_1 , \hat{r}_2 , como é detalhado através dos parâmetros apresentados na equação (3.20), \hat{r}_{CM} é formulado em função de d_1 e d_2 como é especificado na equação (3.21)

$$\begin{aligned} r_1 &= L_{1CM} \hat{r}_1 & r_{p1} &= 0 \\ r_2 &= L_1 \hat{r}_1 + L_{2CM} \hat{r}_2 & r_{p2} &= L_1 \hat{r}_1 \\ r_{a1} &= d_1 \hat{r}_1 + d_2 \hat{r}_2 + L_{a1CM} \hat{r}_1 & r_{p3} &= L_1 \hat{r}_1 + L_2 \hat{r}_2 \\ r_{a2} &= d_1 \hat{r}_1 + L_{a2CM} \hat{r}_2 \end{aligned} \quad (3.20)$$

$$\hat{r}_{CM} = d_1 \hat{r}_1 + d_2 \hat{r}_2 \quad (3.21)$$

Substituindo os parâmetros descritos as equação (3.20) na equação (3.19), é possível estimar d_1 e d_2 como uma função linear entre as massas do sistema, os comprimentos das barras principais e dos fatores de distância.

$$\begin{aligned} d_1 &= \frac{L_1 (M_1 \alpha_1 + M_2 + M_{p2} + M_{p3} + M_{a1} \beta_1)}{M_1 + M_2 + M_{p1} + M_{p2} + M_{p3} + M_{a1} \beta_1} \\ d_2 &= \frac{L_2 (M_2 \alpha_2 + M_{p3})}{M_1 + M_2 + M_{a2} + M_{p1} + M_{p2} + M_{p3} - M_{a2} \beta_2} \end{aligned} \quad (3.22)$$

Para construir o modelo lagrangeano deste mecanismo, é necessário considerar os aportes energéticos que dão todas as barras do sistema, portanto, existem quatro componentes energéticas cinéticas e quatro componentes potenciais, como se formula em (3.23).

$$L = K_{M1} + K_{M2} + K_{Ma1} + K_{Ma2} - V_{M1} - V_{M2} - V_{Ma1} - V_{Ma2} \quad (3.23)$$

Para a barra OA, as energias cinética e potencial são dadas pelas funções:

$$K_{M1} = \frac{1}{2}M_1L_{1CM}^2\dot{\theta}_q^2 + \frac{1}{2}I_1\dot{\theta}_q^2 \quad (3.24)$$

$$V_{M1} = M_1gL_{1CM}\cos(\theta_q) \quad (3.25)$$

Para a barra CD, as energias são formuladas como

$$K_{Ma2} = \frac{1}{2}M_{a2} \left[d_1^2\dot{\theta}_q^2 + L_{a2CM}^2(\dot{\theta}_q - \dot{\theta}_j)^2 + 2d_1L_{a2CM}\dot{\theta}_q(\dot{\theta}_q - \dot{\theta}_j)\cos(\theta_j) \right] + \frac{1}{2}I_{a2}(\dot{\theta}_q - \dot{\theta}_j)^2 \quad (3.26)$$

$$V_{Ma2} = M_{a2}g[d_1\cos(\theta_q) + L_{a2CM}\cos(\theta_q - \theta_j)] \quad (3.27)$$

Para a barra AB, as energias são compostas pelas expressões a seguir.

$$K_{M2} = \frac{1}{2}M_2 \left[L_1^2\dot{\theta}_q^2 + L_{2CM}^2(\dot{\theta}_q - \dot{\theta}_j)^2 + 2L_1L_{2CM}\dot{\theta}_q(\dot{\theta}_q - \dot{\theta}_j)\cos(\theta_j) \right] + \frac{1}{2}I_2(\dot{\theta}_q - \dot{\theta}_j)^2 \quad (3.28)$$

$$V_{M2} = M_2g[L_1\cos(\theta_q) + L_{2CM}\cos(\theta_q - \theta_j)] \quad (3.29)$$

Para a barra CE, as energias cinética e potencial do sistema são definidas como:

$$K_{Ma1} = \frac{1}{2}M_{a1} \left[(d_1 + L_{a1CM})^2\dot{\theta}_q^2 + d_2^2(\dot{\theta}_q - \dot{\theta}_j)^2 + 2(d_1 + L_{a1CM})d_2\dot{\theta}_q(\dot{\theta}_q - \dot{\theta}_j)\cos(\theta_j) \right] + \frac{1}{2}I_{a1}\dot{\theta}_q^2 \quad (3.30)$$

$$V_{Ma1} = M_{a1}g[(d_1 + L_{a1CM})\cos(\theta_q) + d_2\cos(\theta_q - \theta_j)] \quad (3.31)$$

Realizando o mesmo procedimento realizado para o mecanismo serial, as equações de energias são obtidas e substituídas através da equação (3.23), obtendo-se assim, o lagrangeano do sistema.

$$L = \frac{1}{2}C_{06}\dot{\theta}_q^2 + \frac{1}{2}C_{07}(\dot{\theta}_q - \dot{\theta}_j)^2 + C_{08}\dot{\theta}_q(\dot{\theta}_q - \dot{\theta}_j)\cos(\theta_j) + C_{09}\cos(\theta_q) + C_{10}\cos(\theta_q - \theta_j) \quad (3.32)$$

Onde

$$\begin{aligned} C_{06} &= M_1L_{1CM}^2 + I_1 + M_{a2}d_1^2 + M_2L_1^2 + M_{a1}(d_1 + L_{a1CM})^2 + I_{a1} \\ C_{07} &= M_{a2}L_{a2CM}^2 + I_{a2} + M_2L_{2CM}^2 + I_2 + M_{a1}d_2^2 \\ C_{08} &= M_{a2}d_1L_{a2CM} + M_2L_1L_{2CM} + M_{a1}d_2(d_1 + L_{a1CM}) \\ C_{09} &= -M_1gL_{1CM} - M_2gL_1 - M_{a2}gd_1 - M_{a1}g(d_1 + L_{a1CM}) \\ C_{10} &= -M_2gL_{2CM} - M_{a2}gL_{a2CM} - M_1gd_2 \end{aligned} \quad (3.33)$$

Aplicando (3.6) com o lagrangeano desenvolvido anteriormente, obtém-se os torques exercidos sobre cada junta como são relacionados a seguir.

$$\tau_q = (C_{06}+C_{07}+2C_{08} \cos(\theta_j))\ddot{\theta}_q - (C_{07}+C_{08} \cos(\theta_j))\ddot{\theta}_j + (C_{08} \sin(\theta_j))\dot{\theta}_j^2 - (2C_{08} \sin(\theta_j))\dot{\theta}_q \dot{\theta}_j + C_{09} \sin(\theta_q) + C_{10} \sin(\theta_q - \theta_j) \quad (3.34)$$

$$\tau_j = C_{07}\ddot{\theta}_j - (C_{07}+C_{08} \cos \theta_j)\ddot{\theta}_j + (C_{08} \sin \theta_j)\dot{\theta}_q^2 - C_{10} \sin(\theta_q - \theta_j) \quad (3.35)$$

Organizando os termos de τ_q e τ_j , conforme às representações dadas através das equações (3.7) e (3.8), as constantes do sistema para cada junta são escritas como se apresenta na tabela 3.2.

Tabela 3.2. Parâmetros obtidos da modelagem dinâmicos para o mecanismo com paralelogramo de um exoesqueleto de membro inferior.

Parâmetros	Quadril	Joelho
J	$C_{06}+C_{07}+2C_{08} \cos(\theta_j)$	C_{07}
B	0	0
T_{p1}	$-C_{07}-C_{08} \cos(\theta_j)$	$-C_{07}-C_{08} \cos(\theta_j)$
T_{p2}	$C_{08} \sin(\theta_j)$	$C_{08} \sin(\theta_j)$
T_{p3}	$-2C_{08} \sin(\theta_j)$	0
T_{p4}	$C_{09} \sin(\theta_q)+C_{10} \sin(\theta_q-\theta_j)$	$-C_{10} \sin(\theta_q-\theta_j)$

A diferença entre os parâmetros relativos aos modelos serial e com paralelogramo mostra que alguns termos deste último modelo são simplificados, enquanto seus valores gravitacionais aumentam, deslocando o centro de massa da estrutura conforme ela estiver se movimentando.

3.4.3 Mecanismo Híbrido

Esta configuração é uma variante do mecanismo anteriormente descrito (serial com paralelogramo), porque, além de usar o sistema de barras para localizar o centro de massa da

estrutura, utiliza-se em conjunto a este mecanismo, um grupo de molas para compensar os efeitos gravitacionais. Para garantir este balanço, é necessário colocar molas no paralelogramo com comprimento livre, ou seja, que em seu estado natural o comprimento seja zero. A ideia é que um dos extremos fique ligado com o centro de massa do modelo, o qual está centrado na junção das barras auxiliares.

Os comprimentos das molas são representados como X_{r1} e X_{r2} , enquanto seus módulos de rigidez são expressados como k_1 e k_2 respectivamente. Assim, para que o balanço de gravidade funcione em qualquer instante, deve manter-se a energia potencial constante em cada momento da trajetória. Baseando-se nas informações representadas através da figura 3.11, é possível assumir e expressar a energia potencial de toda a estrutura, como se observa no equacionamento (3.36).

$$V_m = \frac{1}{2}k_1X_{r1}^2 + \frac{1}{2}k_2X_{r2}^2 + Mgh \quad (3.36)$$

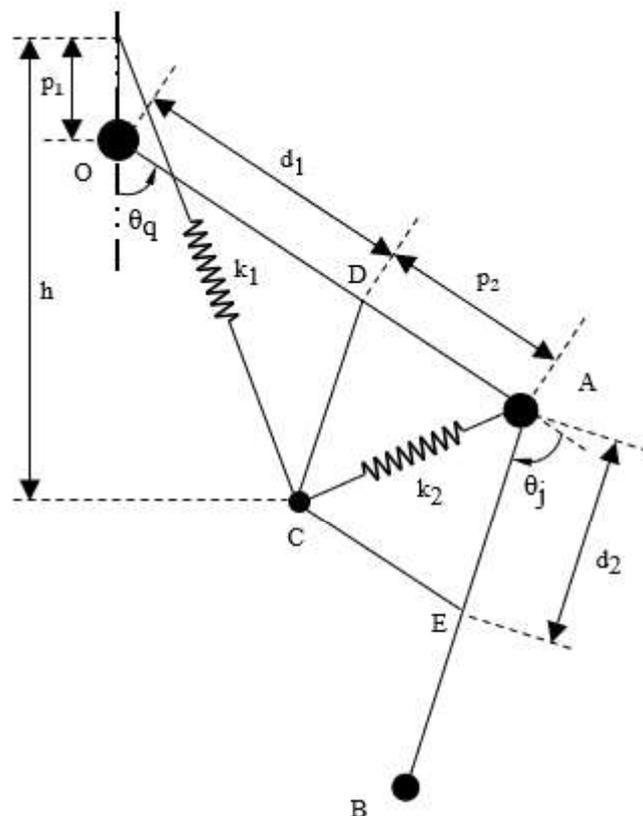


Figura 3.11. Arquitetura do mecanismo híbrido.

Onde, M é a massa total da estrutura concentrada no centro de massa e h é a altura do centro de massa com respeito ao ponto de fixação da mola 1. O modelo lagrangeano do sistema é formulado através da equação apresentada a seguir:

$$L = K_{M1} + K_{M2} + K_{Ma1} + K_{Ma2} + V_M \quad (3.37)$$

Podemos observar que os valores de X_{r1} , X_{r2} , h são estimados a partir de constantes e relações geométricas, representadas através Figura 3.11. O equacionamento que detalha o cálculo destas variáveis é descrito a seguir.

$$X_{r1}^2 = (p_1 + d_1 \cos(\theta_q) + d_2 \cos(\theta_q - \theta_j))^2 + (d_1 \sin(\theta_q) + d_2 \sin(\theta_q - \theta_j))^2 \quad (3.38)$$

$$X_{r2}^2 = p_2^2 + d_2^2 - 2d_2 p_2 \cos(\theta_j) \quad (3.39)$$

$$h = p_1 + d_1 \cos(\theta_q) + d_2 \cos(\theta_q - \theta_j) \quad (3.40)$$

Solucionado (3.36) para as equações anteriores, a energia potencial se reescreve como:

$$V_m = D_{01} + D_{02} \cos(\theta_q) + D_{03} \cos(\theta_j) + D_{04} \cos(\theta_q - \theta_j) \quad (3.41)$$

sendo,

$$\begin{aligned} D_{01} &= \frac{1}{2} k_1 p_1^2 + \frac{1}{2} k_1 d_1^2 + \frac{1}{2} k_1 d_2^2 + \frac{1}{2} k_2 p_2^2 + \frac{1}{2} k_2 d_2^2 + M g p_1 \\ D_{02} &= k_1 d_1 p_1 + M g d_1 \\ D_{03} &= k_1 d_1 d_2 - k_2 p_2 d_2 \\ D_{04} &= k_1 p_1 d_2 + M g d_2 \end{aligned} \quad (3.42)$$

A configuração do mecanismo é invariante e atinge o balanço de gravidade quando $D_{02} = D_{03} = D_{04} = 0$. Sob estas condições se adota que os módulos das molas podem ser calculados como:

$$k_1 = -\frac{Mg}{p_1} \qquad k_1 = -\frac{Mgd_1}{p_1 p_2} \quad (3.43)$$

Note que a orientação da gravidade torna os valores em constantes positivas e que esses valores variam pela posição do ponto de fixação da mola 1 e pela posição de junção da barra CD com OA. Derivando o termo V_m para cada GL, é possível trocá-lo pelos termos de energia potencial do modelo com paralelogramo.

$$\frac{\partial V_m}{\partial \theta_q} = -D_{02} \sin(\theta_q) - D_{04} \sin(\theta_q - \theta_j) \quad (3.44)$$

$$\frac{\partial V_m}{\partial \theta_j} = -D_{03} \sin(\theta_j) + D_{04} \sin(\theta_q - \theta_j) \quad (3.45)$$

Finalmente, inserindo os termos obtidos na equação de movimento generalizado de (3.6) para a estrutura com paralelogramo, os torques no mecanismo são estimados como:

$$\begin{aligned} \tau_q = & (C_{06} + C_{07} + 2C_{08} \cos(\theta_j)) \ddot{\theta}_q - (C_{07} + C_{08} \cos(\theta_j)) \ddot{\theta}_j + (C_{08} \sin(\theta_j)) \dot{\theta}_j^2 \\ & - (2C_{08} \sin(\theta_j)) \dot{\theta}_q \dot{\theta}_j + D_{02} \sin(\theta_q) + D_{04} \sin(\theta_q - \theta_j) \end{aligned} \quad (3.46)$$

$$\tau_j = C_{07} \ddot{\theta}_j - (C_{07} + C_{08} \cos \theta_j) \ddot{\theta}_j + (C_{08} \sin \theta_j) \dot{\theta}_q^2 + D_{03} \sin(\theta_j) - D_{04} \sin(\theta_q - \theta_j) \quad (3.47)$$

Organizando τ_q e τ_j , conforme às representações fornecidas através de (3.7) e de (3.8), as constantes associadas ao modelo em estudo, apresentam-se na tabela 3.3.

Tabela 3.3. Parâmetros obtidos da modelagem dinâmicos para o mecanismo híbrido de um exoesqueleto de membro inferior.

Parâmetros	Quadril	Joelho
B	$C_{06} + C_{07} + 2C_{08} \cos(\theta_j)$	C_{07}
J	0	0
T_{p1}	$-C_{07} - C_{08} \cos(\theta_j)$	$-C_{07} - C_{08} \cos(\theta_j)$
T_{p2}	$C_{08} \sin(\theta_j)$	$C_{08} \sin(\theta_j)$
T_{p3}	$-2C_{08} \sin(\theta_j)$	0
T_{p4}	$D_{02} \sin(\theta_q) + D_{04} \sin(\theta_q - \theta_j)$	$D_{03} \sin(\theta_j) - D_{04} \sin(\theta_q - \theta_j)$

Podemos constatar que se compararmos este modelo com o modelo apresentado na seção 3.4.2, as forças, as inercias e os atritos são iguais, enquanto o efeito da componente gravitacional se altera, diminuindo seu valor para tornar o modelo estável.

3.5 Trajetória do sistema

Como foi mencionado nas seções 3.1 e 3.2, um perfil de trajetória de marcha biomecânica correlaciona, geralmente, a posição angular das juntas do sistema locomotor, com um valor percentual do ciclo de marcha. Existem várias técnicas utilizadas para medir a informação, as quais usam um sistema de captura de imagens sequenciais, sistemas de televisão e/ou sistemas optoeletrônicos colocados no corpo como marcadores (WINTER, 2009). Normalmente, os dados são apresentados como uma normalização do vetor de tempo.

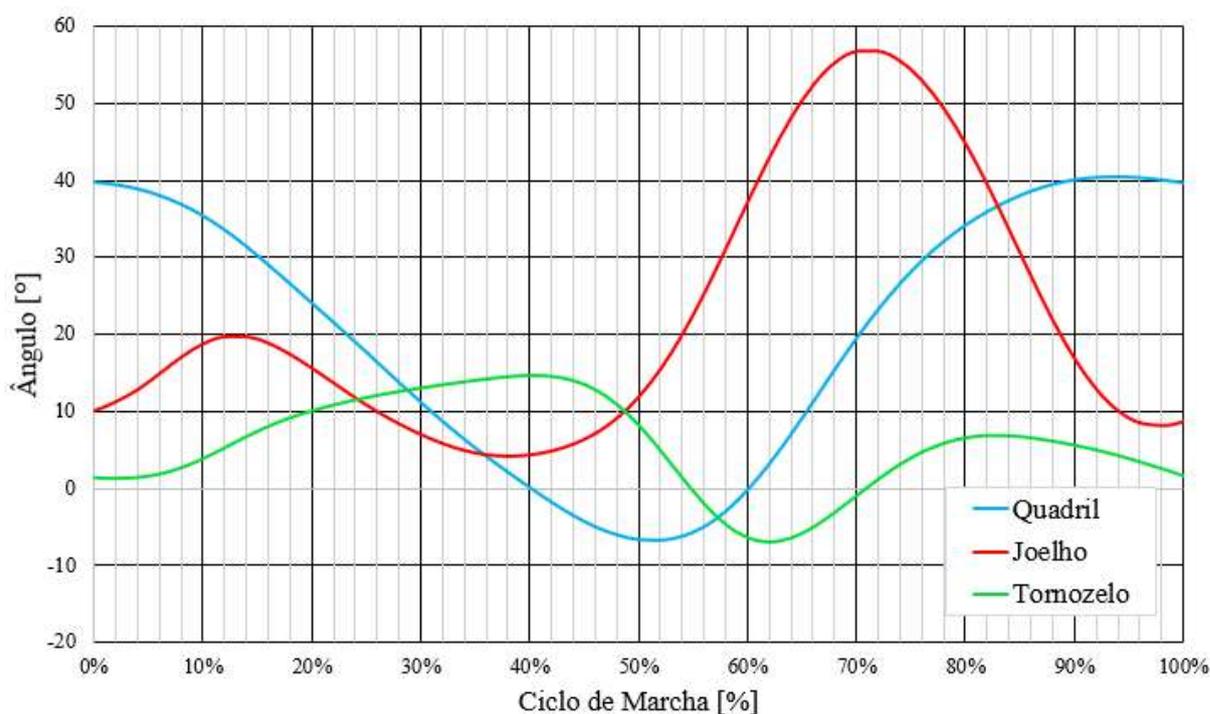


Figura 3.12. Perfis de trajetória das juntas em um ciclo de marcha para uma velocidade lineal de 1 m/s.

A figura 3.12 descreve o comportamento das juntas quando uma pessoa caminha com uma velocidade linear de 1 m/s. As funções de movimento traçadas na figura, variam com

parâmetros antropomórficos da pessoa, velocidade linear do usuário e o comprimento do passo, entre outros. Segundo PUERTA BARRERA (2017), a reprodução de movimentos com os dados normalizados não seria possível em sistemas eletromecânicos, posto que a base de controle é realizada em relação ao tempo. O pesquisador, em sua dissertação de mestrado realizada no LAIR-UNICAMP, realizou todas as análises para tornar a base de dados normalizada no tempo, permitindo assim, que seus dados pudessem ser realizados como base de referência, em outros trabalhos que envolvem a simulação de movimentos de marcha humana.

Para a estimação dos perfis de velocidade e aceleração angular, são utilizados os dados anteriores de posição angular. As velocidades podem ser obtidas como uma variação de posição para uma base de tempo dupla, ou seja, $2\Delta t$. Em outras palavras, a velocidade para uma amostra n é dada pela equação (3.48).

$$\dot{\theta}_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_{i-1}}{2\Delta t} \quad (3.48)$$

Similarmente, a aceleração implementa um modelo iterativo que considera a posição anterior, atual e seguinte para calcular um valor suavizado e aproximado. A equação (3.49) descreve o formalismo descrito anteriormente.

$$\ddot{\theta}_i = \frac{\theta_{i+1} - 2\theta_i + \theta_{i-1}}{2\Delta t^2} \quad (3.49)$$

Um exemplo da aplicação dos perfis de trajetória com o modelo matemático dos mecanismos é mostrado na figura 3.13, onde é detalhado o comportamento cinemático para três velocidades diferentes, utilizando o modelo cinemático de (3.1) e os perfis de trajetória da base de dados. Podemos observar como a amplitude do movimento varia com relação à velocidade linear do mecanismo quando esse é ancorado no quadril, conferindo-se assim, o funcionamento ótimo do modelo.

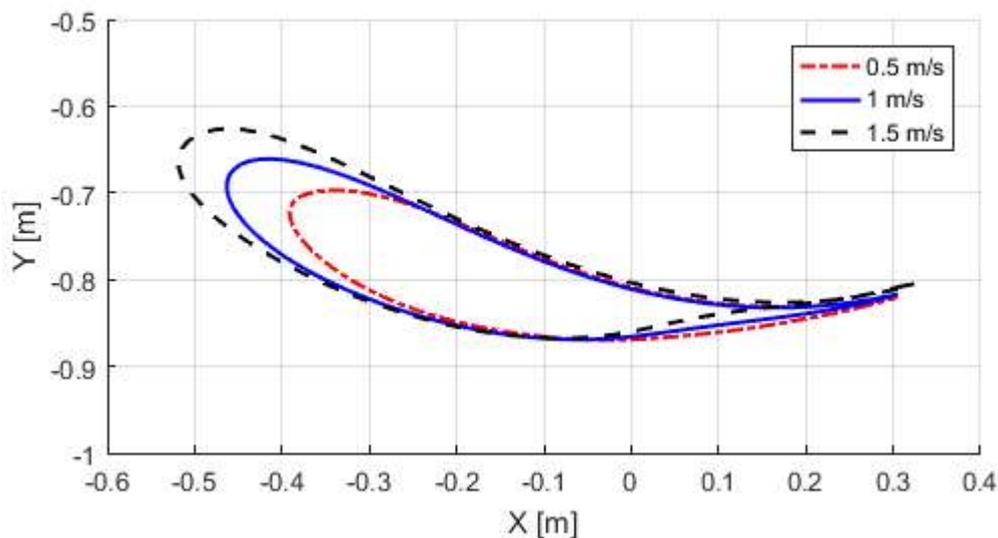


Figura 3.13. Posição do tornozelo para três velocidades diferentes.

3.6 Considerações Finais

Este capítulo apresentou a abordagem biomecânica, cinemática, dinâmica e de tratamento de bases de dados dos perfis de trajetória, que devem ser considerados no momento de projetar um mecanismo associado a uma perna.

A abordagem biomecânica descreveu toda a fundamentação que se deve conhecer sobre o ciclo de marcha, os sistemas de coordenadas, os graus de liberdade e os planos referenciais utilizados no estudo, assim como os conceitos mais relevantes quanto às etapas e fases. Da mesma forma, foi explicado o modelo geométrico associado a perna humana que serviu de base para a análise matemática da mesma.

A partir do conceito cinemático, foi modelada a perna como um mecanismo de três elos com três articulações, que tem um modelo diferente para cada fase da marcha. Entretanto, para fins de simplicidade, o modelo foi reduzido para uma estrutura de 2 GL, com dois elos nomeados coxa e perna.

Ao mesmo tempo, foi considerada somente a representação para a fase de balanço, ou seja, quando estiver ancorado no quadril, onde nosso ponto central de interesse é o estudo da posição, velocidade e aceleração do sistema de coordenadas que fica no tornozelo. Nesta seção, expôs-se também a análise cinemática inversa utilizando o formalismo da matriz jacobiana, permitindo assim, a implementação de um método rápido de estimação de posições angulares

próximas, a partir das mudanças de posição no espaço cartesiano, possibilitando a implementação futura de estratégias de controle de posição em relação ao espaço cartesiano.

Neste capítulo também foram apresentadas as modelagens dinâmicas de três mecanismos considerados utilizando o formalismo de Euler-Lagrange, onde pode-se constatar que cada um destes mecanismos apresenta algumas vantagens e desvantagens na sua utilização, e ao projetarmos um mecanismo final, serão utilizados como critérios de escolha dos componentes como motores e sistemas de controle.

Finalmente, neste capítulo, junto aos conceitos mencionados anteriormente, foram apresentadas as trajetórias desenvolvidas por estes mecanismos, e o equacionamento utilizado para estimação das velocidades e acelerações a partir dos dados de posição das juntas. Podemos constatar, a partir da simulação que o modelo cinemático obtido através da informação da base de dados (valores angulares), que os comprimentos dos passos variam durante toda velocidade.

4 ESCOLHA DO SISTEMA DE ACIONAMENTO BASEADO NA ANÁLISE DINÂMICA

Como foi apresentado no capítulo anterior deste trabalho, para o projeto de exoesqueletos é necessário considerar aspectos relacionados à seleção dos elementos do sistema de acionamento. A análise do comportamento dinâmico das estruturas que compõe um mecanismo de um exoesqueleto, para uma gama de materiais disponíveis no mercado, é um dos elementos necessários para a escolha do sistema de acionamento no mecanismo. Dependendo de suas propriedades físicas e mecânicas e sua relação com os modelos dinâmicos, pode-se variar o tamanho e a potência máxima requerida nos motores e a relação de transmissão de potência a se colocar para o acoplamento dos atuadores às juntas.

Neste capítulo são apresentados os principais procedimentos para a escolha dos atuadores para o dispositivo exoesquelético, considerando cada configuração desenvolvida anteriormente. A escolha é feita através da comparação dos torques nas juntas estimados com a análise dinâmica dos modelos, e utilizando tanto materiais convencionais quanto biomateriais que podem ser envolvidos em sua manufatura.

4.1 Concepção Mecânica do Exoesqueleto

Baseado na modelagem descrita no capítulo anterior deste trabalho, foram dimensionados os principais componentes da estrutura, usando programas CAD como o SolidWorks®. A figura 4.1a está o mecanismo serial, composto pelos dois elos e ancorado no quadril, tornando-o um pêndulo duplo. A figura 4.1b, além dos elos principais, possui as duas barras auxiliares, projetadas de tal maneira que consigam suportar as cargas no mecanismo. Para que os comprimentos sejam os mais fieis possíveis da estrutura locomotiva do corpo, foram tomadas as medidas antropométricas encontradas em (WINTER, 2009). Aliás, as massas M_{p1} , M_{p2} , M_{p3} , que concentram os pesos dos motores e dos suportes nas estruturas, têm valores de 2 Kg, 1,4 Kg e 0,5 Kg, como é apresentado em (BATISTA et al., 2015). Convém destacar que em M_{p3} também é considerado o peso gerado pelo pé.

A tabela 4.1 apresenta os dados em função da densidade de cada material, obtidos a partir dos resultados estimados na análise de propriedades dos elementos mecânicos em SolidWorks®. Estes parâmetros são normalizados com relação aos materiais usados na confecção de próteses a serem estudados neste capítulo. Os valores de V_n e ρ são o volume do componente n e a densidade do material na devida ordem.

Tabela 4.1. Dados normalizados para análise do mecanismo.

Elo	Volume (cm ³)	M _n (Kg)	L _{nCM} (m)	I _n (Kg.m ²)	L _n (m)	Fatores de distância (%)	
						α_n	β_n
Coxa	232,2908	$V_i\rho 10^{-6}$	0,21	$\frac{1}{3} M_i L_{iCM}$	0.42	54,047	-
Perna	251,9594		0,23		0.46	54,565	-
Auxiliar 1	48,6815		0,1108		0.182	-	50
Auxiliar 2	34,3301		0,0359		0.08	-	50

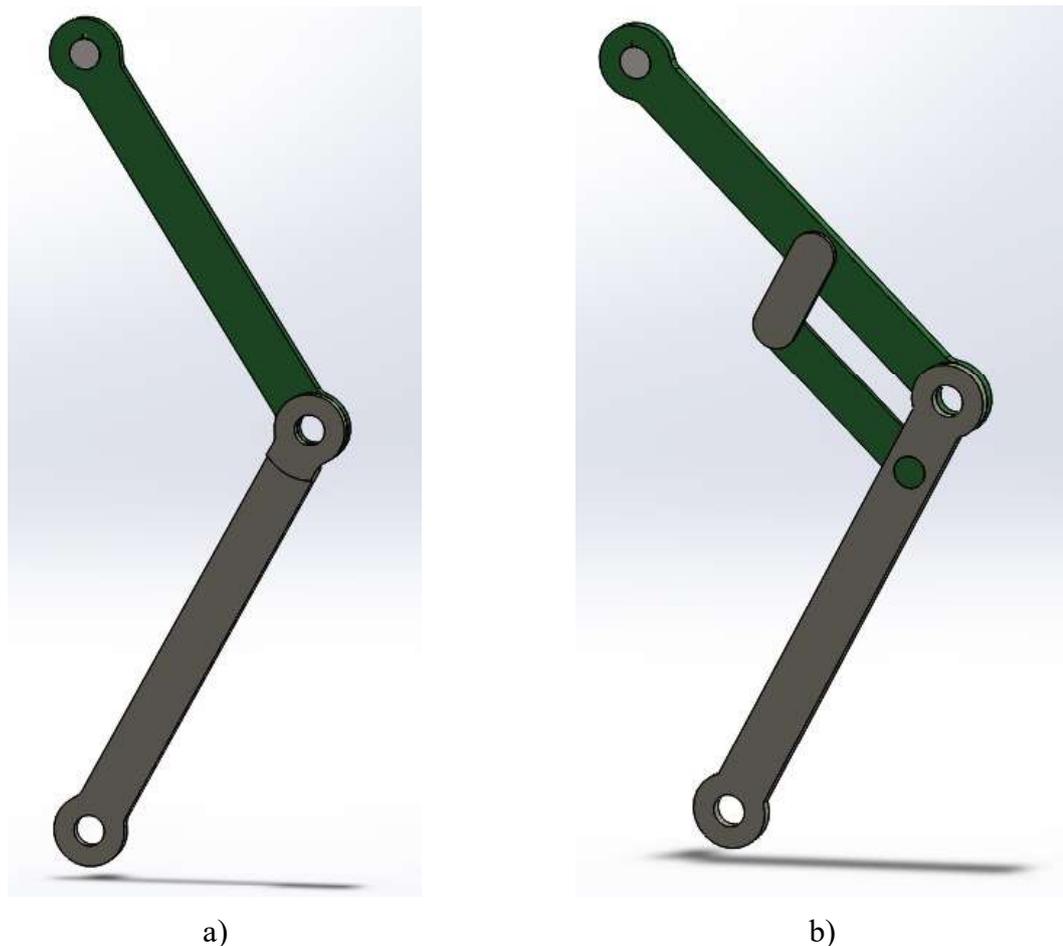


Figura 4.1. Mecanismos genéricos modelados em SolidWorks®. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo

4.2 Cálculo de Torques Utilizando Materiais Convencionais

Para avaliar o projeto do exoesqueleto para todas as arquiteturas propostas, são calculados e simulados os torques das juntas, utilizando os dados para um ciclo de marcha, quando o usuário caminha a uma velocidade de 1 m/s. A simulação se realiza para dois materiais utilizados a nível industrial para a fabricação de máquinas e equipamentos. Na tabela 4.2 estão expostos os materiais convencionais que foram escolhidos para os testes. Estes foram selecionados por motivos de terem alta resistência aos esforços e à facilidade e o baixo custo de usinagem. Convém destacar também que o preço do aço é menor do que o preço da liga de alumínio, entretanto, a desvantagem é compensada pela diferença entre seus pesos específicos.

Tabela 4.2. Propriedades físicas dos materiais convencionais usados na simulação de torques.

Material	Densidade ($\frac{Kg}{m^3}$)	Modulo de Elasticidade (GPa)	Limite de resistência à Tração (MPa)	Limite de escoamento (MPa)
Liga de Alumínio 6061	2710	70	180	110
Liga de Aço 1020	7870	205	420	350

O primeiro passo é substituir os valores das tabelas 4.1 e 4.2 nas equações (3.15), (3.33) e (3.42), para determinar as constantes que acompanham os parâmetros dinâmicos dos torques. No Anexo A desta dissertação estão tabulados os valores obtidos para cada material exposto. A figura 3.12 apresenta as simulações dos torques utilizando um perfil dividido em um vetor de 100 amostras por cada ciclo de marcha ilustrado nesta figura 3.12.

Para o mecanismo serial, os resultados da simulação são apresentados na figura 4.2. Observe que o torque no quadril é maior do que no joelho, confirmando o fato que a primeira junta deve movimentar toda a estrutura, enquanto a segunda somente movimentar a parte inferior do dispositivo exoesquelético. Os resultados da simulação com o mecanismo com paralelogramo são apresentados na figura 4.3, onde podemos constatar que, do mesmo modo que acontece no mecanismo serial, torque desenvolvido no quadril é mais elevado do que no joelho.

Por outro lado, ao comparar o gráfico de τ_q de ambos os mecanismos, o maior torque desenvolvido se encontra no primeiro mecanismo e em um momento diferente de tempo em relação ao segundo. Esta alteração na segunda arquitetura ocorre pelos efeitos do paralelogramo

que translada seu centro de massa e compensa parte do esforço que deve ser realizado no motor. Da mesma maneira sucede nos gráficos de τ_j , como era esperado.

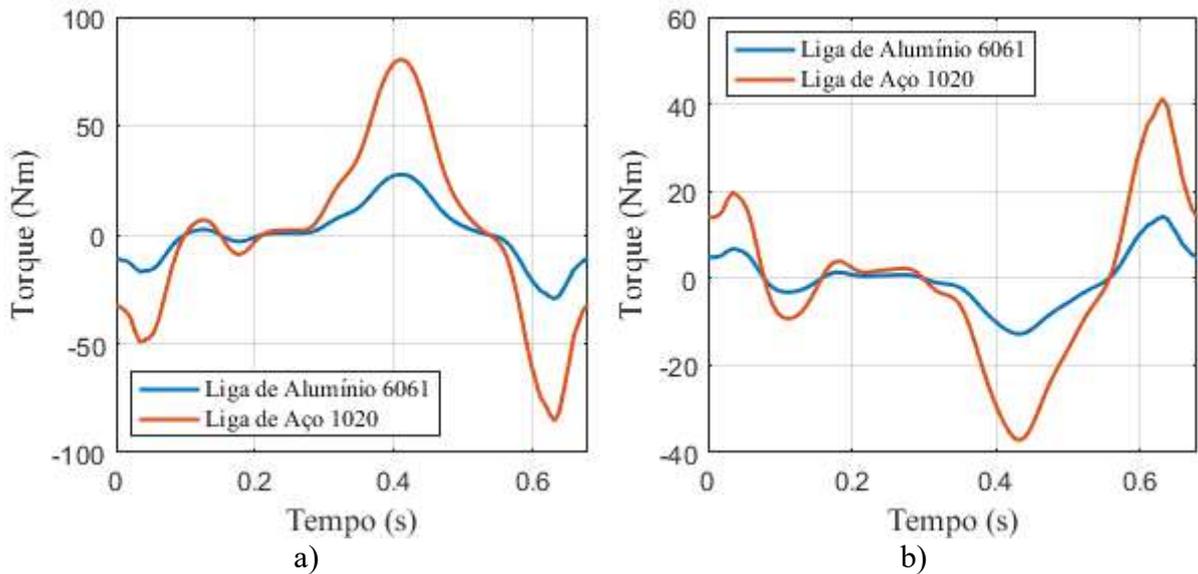


Figura 4.2. Torque estimados nas juntas para o mecanismo serial. a) Torque no quadril τ_q . b) Torque no joelho τ_j .

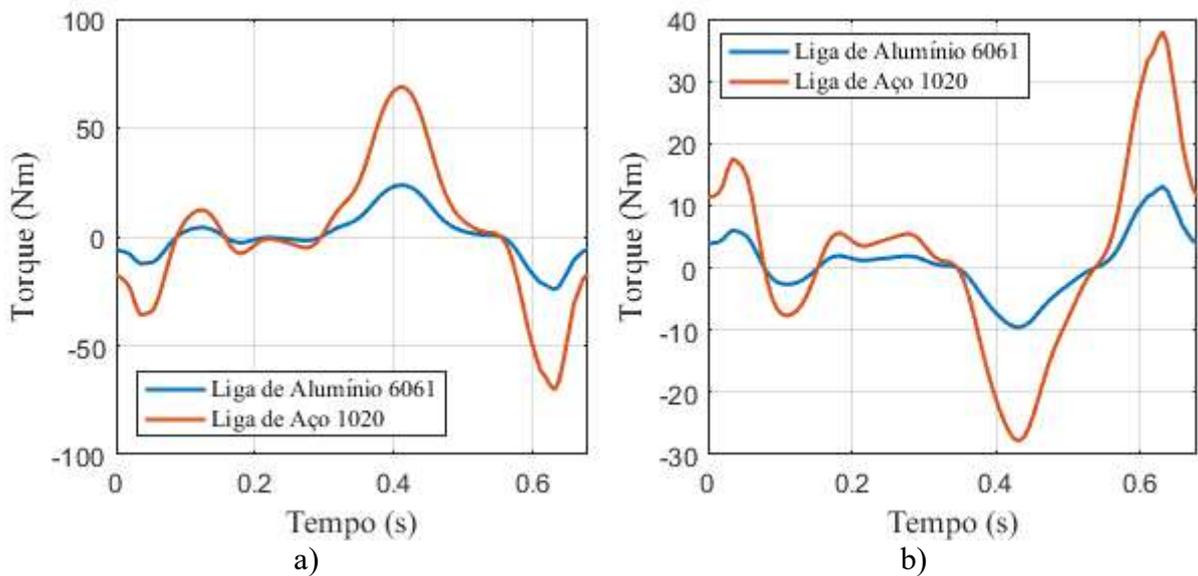


Figura 4.3. Torque estimados nas juntas para o mecanismo com paralelogramo. a) Torque no quadril τ_q . b) Torque no joelho τ_j .

Finalmente para o mecanismo híbrido, os resultados da simulação se encontram na figura 4.4, que comparados com os resultados do mecanismo com paralelogramo, podemos observar que em alguns segmentos da trajetória o torque é atenuado, entretanto podemos observar a

existência de um ponto máximo de torque superior ao que ocorre na estrutura com paralelogramo, acontecendo em um tempo próximo do anterior. Isto acontece pela elongação das molas no ciclo de marcha, que diminuem o termo gravitacional do equacionamento. A análise comparativa dos resultados obtidos em relação ao mecanismo serial, podemos observar que a amplitude do sinal é menor.

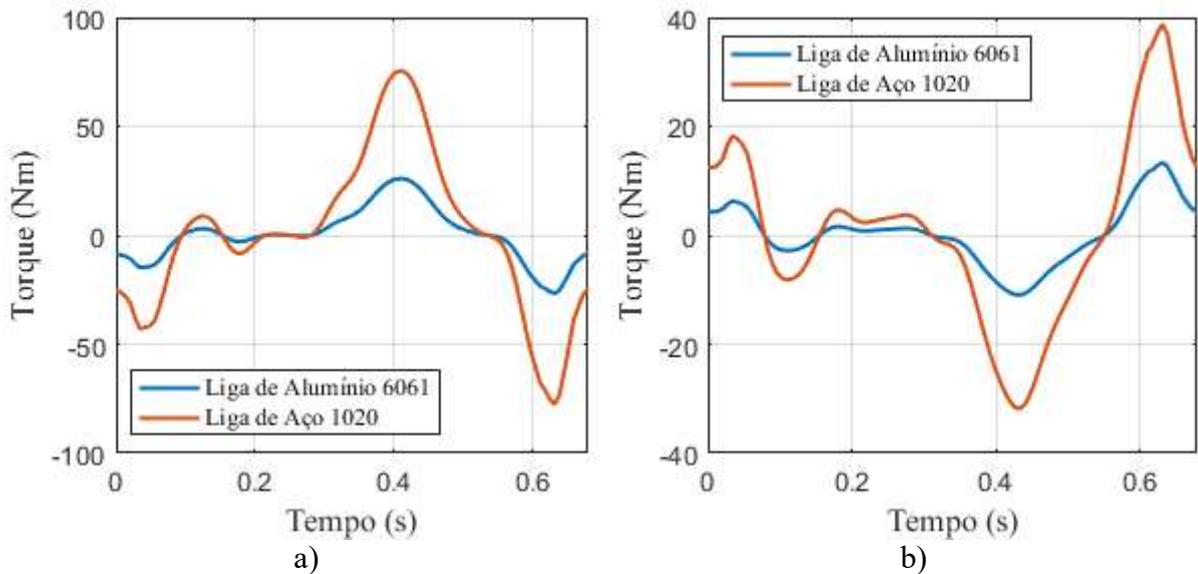


Figura 4.4. Torque estimados nas juntas para o mecanismo híbrido. a) Torque no quadril τ_q . b) Torque no joelho τ_j .

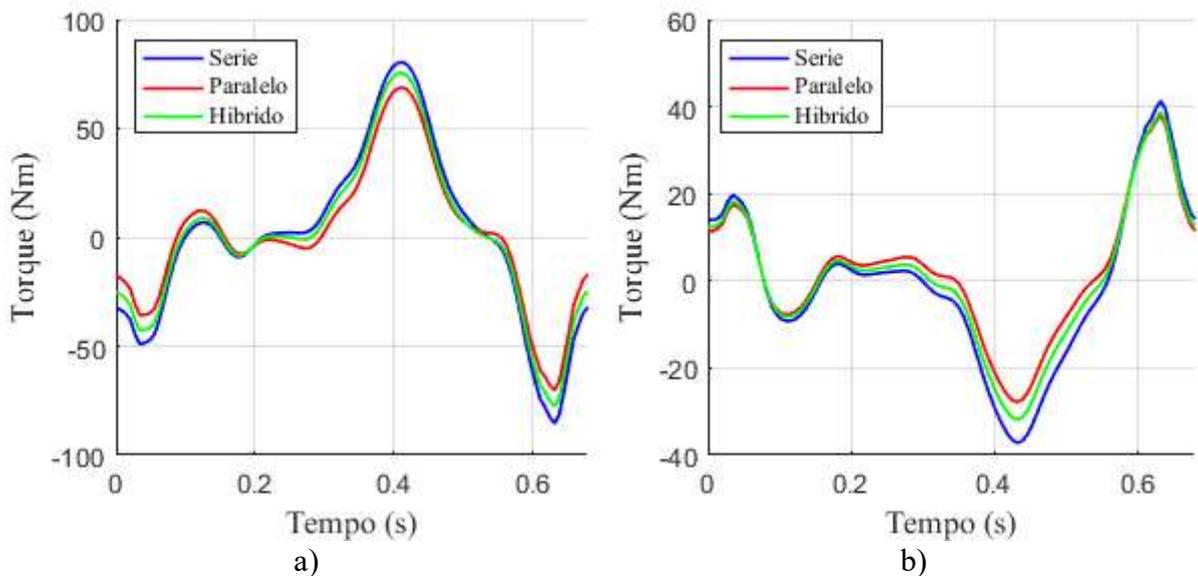


Figura 4.5. Torque estimados nas juntas para o modelo com Liga de Aço 1020. a) Torque no quadril τ_q . b) Torque no joelho τ_j .

A figura 4.5 apresenta os torques no quadril e no joelho para a liga de aço 1020, onde podemos verificar e constatar de forma comparativa, os comentários realizados anteriormente. Observando os resultados apresentados para diferentes materiais de fabricação propostos neste trabalho, notamos que os valores obtidos nas três estruturas simuladas com a liga de alumínio 6061 são menores do que aqueles projetados utilizando a liga de aço 1020, considerando que a massa do mecanismo diminui quando é utilizado esse material.

4.3 Cálculo de Torques Utilizando Biomateriais

Do mesmo modo que na estimação de torques com materiais convencionais, foi utilizado o processo de simulação de torques para as arquiteturas propostas no primeiro ciclo de marcha. A simulação se realiza para sete biomateriais diferentes utilizado na fabricação de equipamento cirúrgico e de próteses. Os parâmetros de construção mecânica contemplados na escolha destes materiais são a resistência a esforços, a facilidade de usinagem com processos comuns e manufatura aditiva, e a facilidade de serem utilizados em muitas aplicações industriais e biomédicas. A tabela 4.3 apresenta os biomateriais escolhidos para a simulação de torques nas juntas, dos quais foram considerados aqueles mais utilizados na bioengenharia, sendo quatro deles materiais metálicos e os restantes são materiais poliméricos.

Tabela 4.3. Propriedades físicas dos biomateriais usados na estimação de torques.

Material	Densidade ($\frac{\text{Kg}}{\text{m}^3}$)	Modulo de Elasticidade (GPa)	Limite de resistência à Tração (MPa)	Limite de escoamento (MPa)
Liga de Aço - ASTM F 138	8150	207,5	802	679,7
Liga de Aço - ISO 5832-9	8000	193	882,3	484,3
Liga de Co-Cr ASTM F75	8500	210	655	450
Liga de Titânio Ti- 6Al-4V	4500	110	960	850
ABS	1040	1,6815	39	33,9
PLA (Ácido polilático)	1245	1,28	73	70
PMMA	1170	1,8	–	60

Substituindo os valores das tabelas 4.1 e 4.3 nas equações (3.15), (3.33) e (3.42), as constantes das equações dinâmicas de movimento são calculadas. Da mesma maneira que na seção anterior, ditos valores são expostos no Anexo A do presente documento. Utilizando o perfil de trajetória biomecânica, são calculados os torques para as três arquiteturas com os sete materiais. Os gráficos da figura 4.6 ilustram os torques do mecanismo serial projetados com os biomateriais. Igual que nos modelos com materiais convencionais, o torque no quadril é maior do que no joelho, e a medida que a densidade do material aumenta, o torque necessário para movimentar a estrutura aumenta. Observe também que considerando que os pesos específicos dos materiais poliméricos são relativamente semelhantes, os torques gerados nas juntas não apresentam muita diferença.

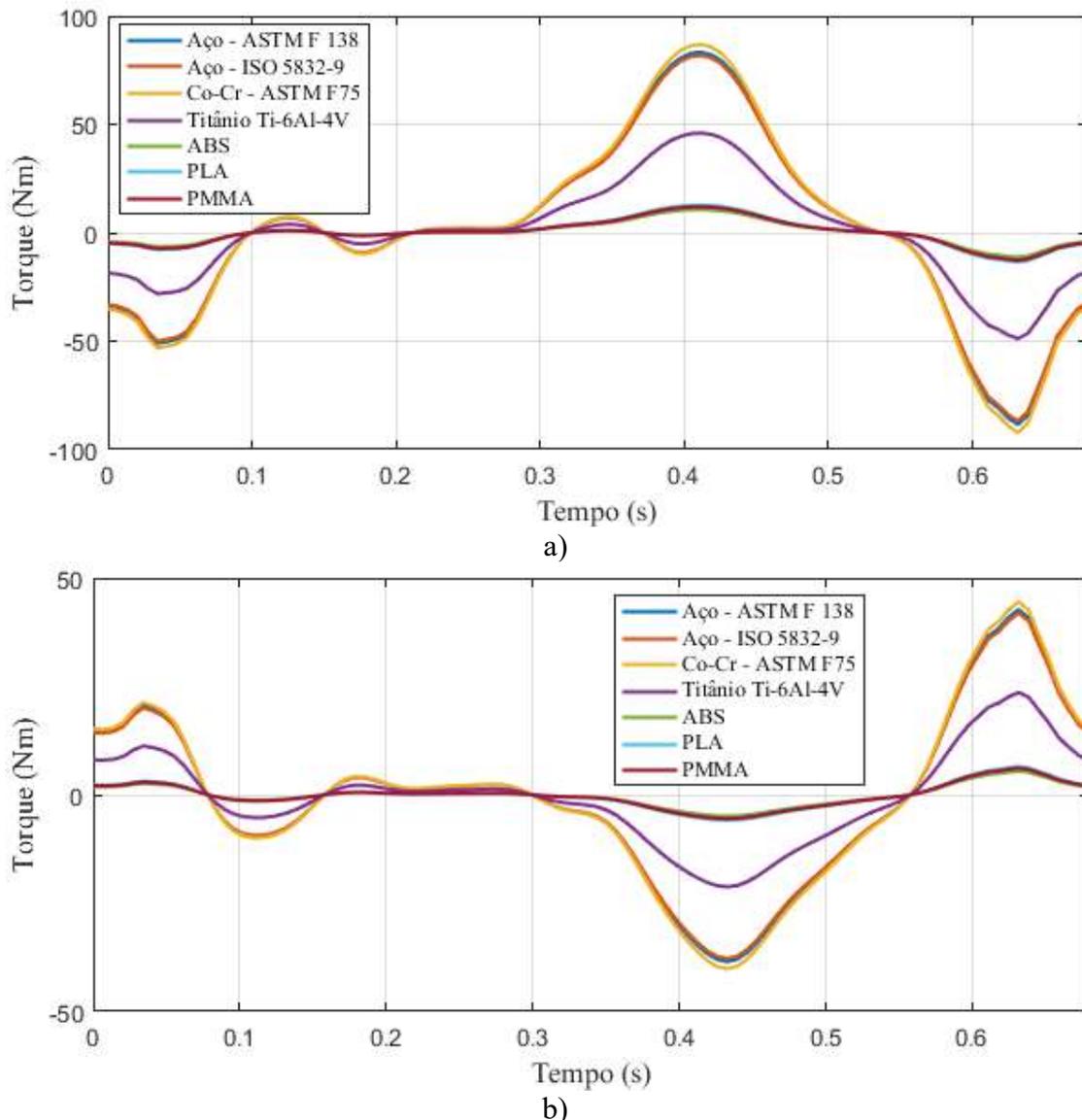


Figura 4.6. Torque estimados nas juntas para o mecanismo serial para modelos projetados com biomateriais. a) Torque no quadril τ_q . b) Torque no joelho τ_j .

Podemos observar que para os mecanismos com paralelogramo projetados com biomateriais, o torque desenvolvido no quadril é menor que o torque desenvolvido com o mecanismo serial em um instante de tempo diferente do ciclo de marcha, tendo uma faixa de variação de 15 a 80 Nm, como podemos constatar na figura 4.7. Ao mesmo tempo, o valor do torque é proporcional à densidade do material, sendo menor para os materiais poliméricos.

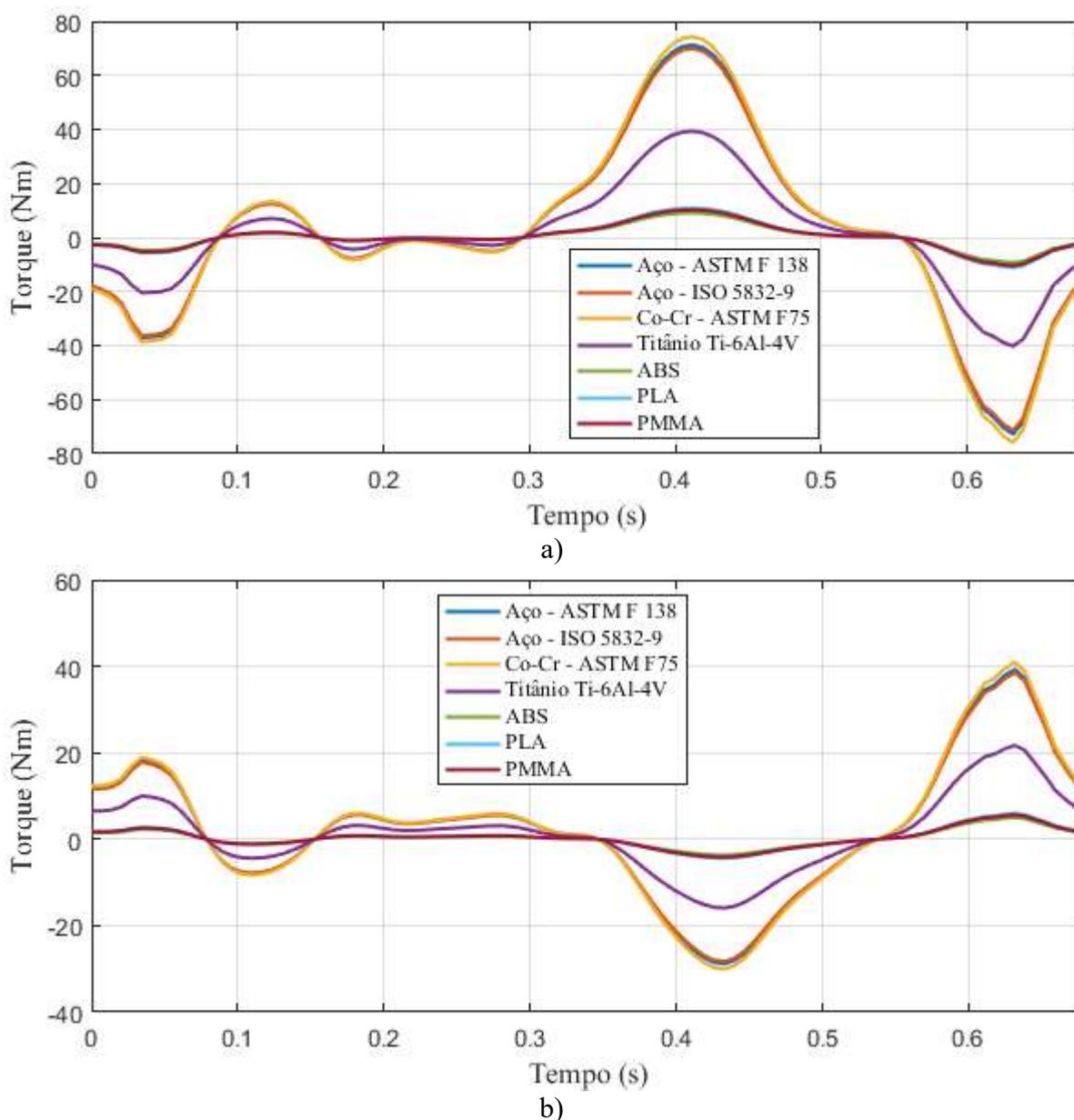
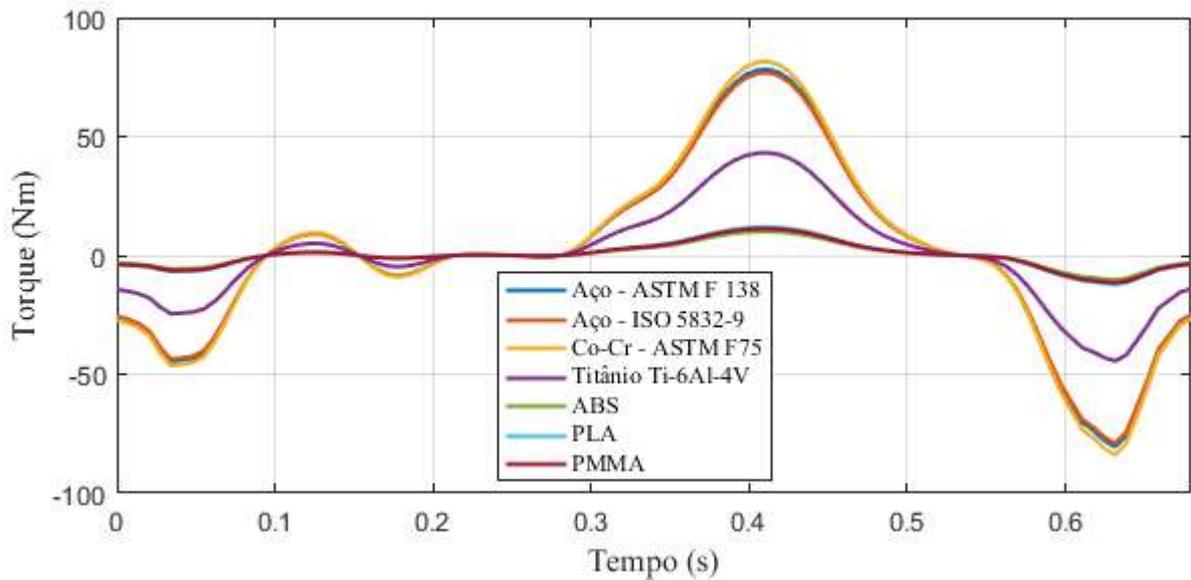


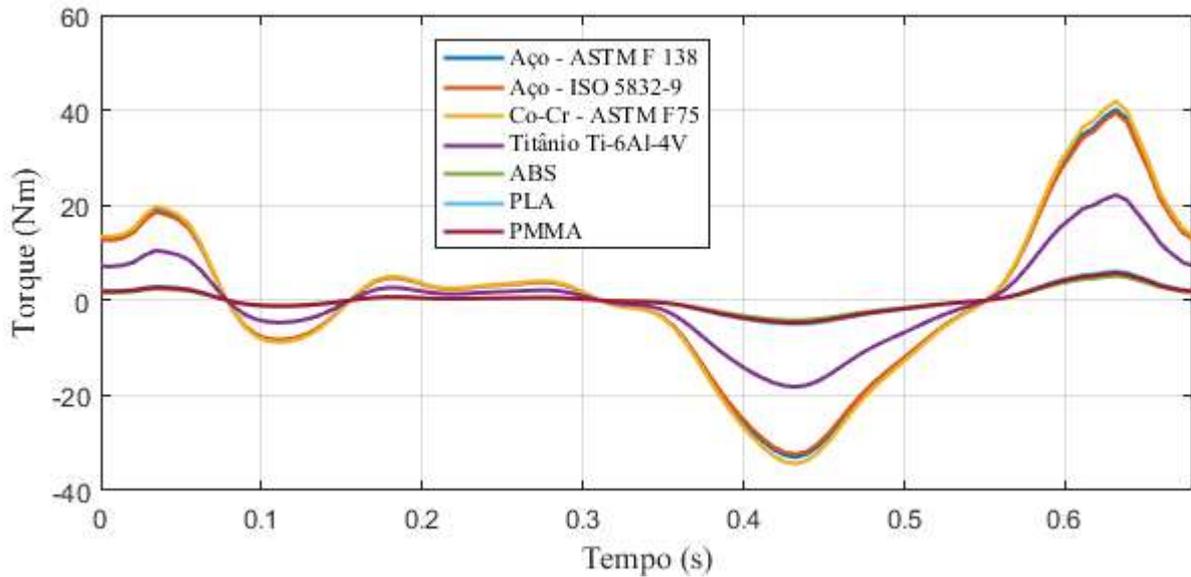
Figura 4.7. Torque estimados nas juntas para o mecanismo com paralelogramo para modelos projetados com biomateriais. a) Torque no quadril τ_q . b) Torque no joelho τ_j .

Finalmente para o mecanismo híbrido, a figura 4.8 apresenta os gráficos de torque desenvolvido para cada articulação. O comportamento dos torques apresenta resultados

similares aos que ocorrem na simulação realizada com materiais convencionais, no qual existe um ponto máximo de torque superior, como o gerado nas estruturas com paralelogramo e se encontra em um instante de tempo próximo. Podemos também observar que em diversos trechos da trajetória, onde o torque é atenuado pelo efeito das molas.



a)



b)

Figura 4.8. Torque estimados nas juntas para o mecanismo híbrido para modelos projetados com biomateriais. a) Torque no quadril τ_q . b) Torque no joelho τ_j .

4.4 Análise Dinâmica dos Parâmetros

Como podemos constatar no capítulo anterior através das equações (3.7) e (3.8), o torque gerado nas articulações está composto por diferentes termos que mudam em relação à posição, a velocidade, a aceleração angular e o material. Como será analisado a seguir, cada parâmetro tem uma inferência diferente em cada mecanismo.

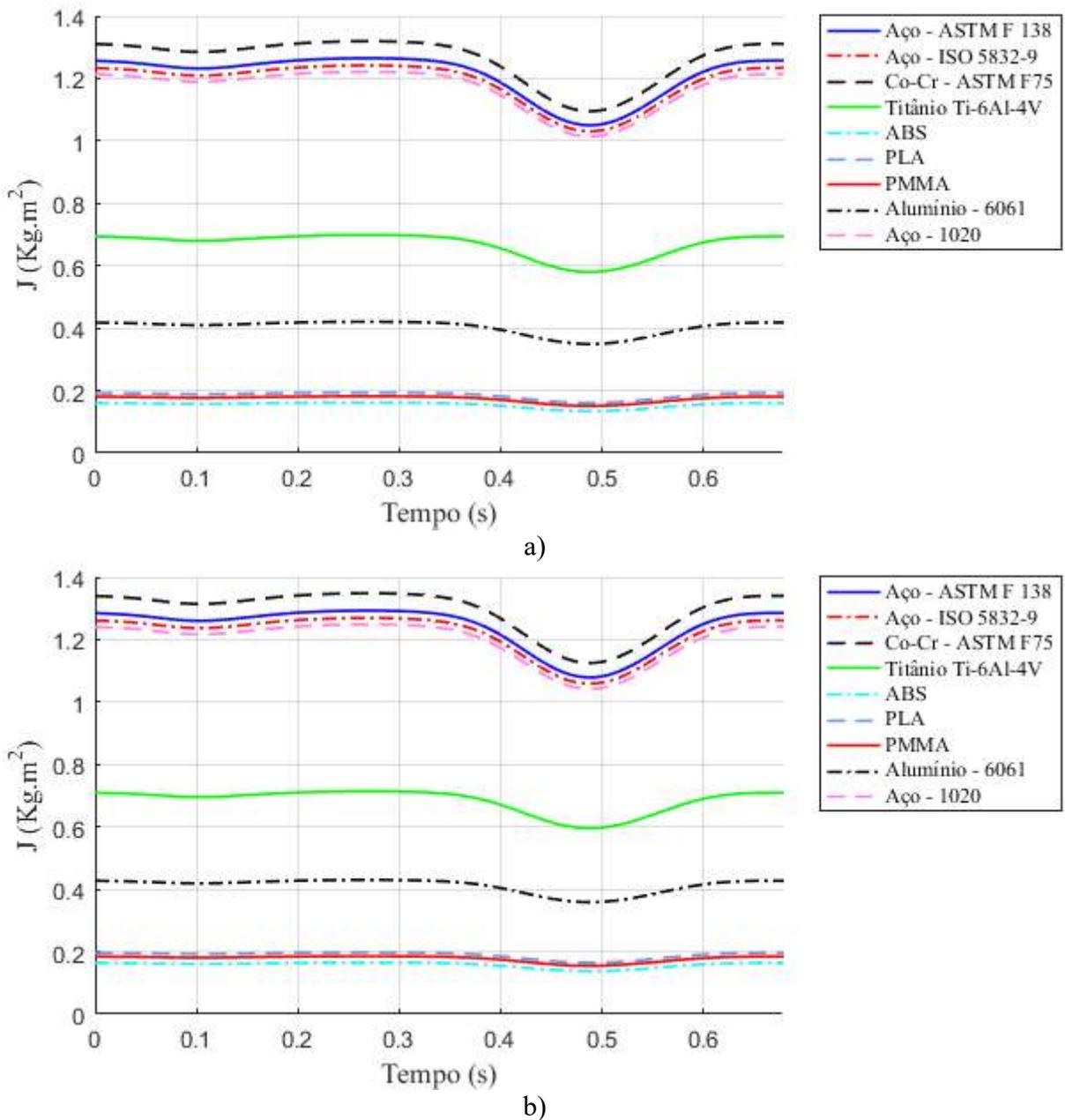


Figura 4.9. Inércia efetiva no motor do quadril. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.

A figura 4.9 mostra a inércia efetiva no motor do quadril para o mecanismo serial e o mecanismo com paralelogramo. A análise comparativa destes resultados permite observar que a inércia efetiva no mecanismo com paralelogramo é maior do que no mecanismo serial, devido a efeitos inerciais atuantes no sistema de acionamento (Motor cc). Estes efeitos são consequência da inclusão de barras auxiliares gerando torques mais elevados que devem ser mexidos pelos atuadores.

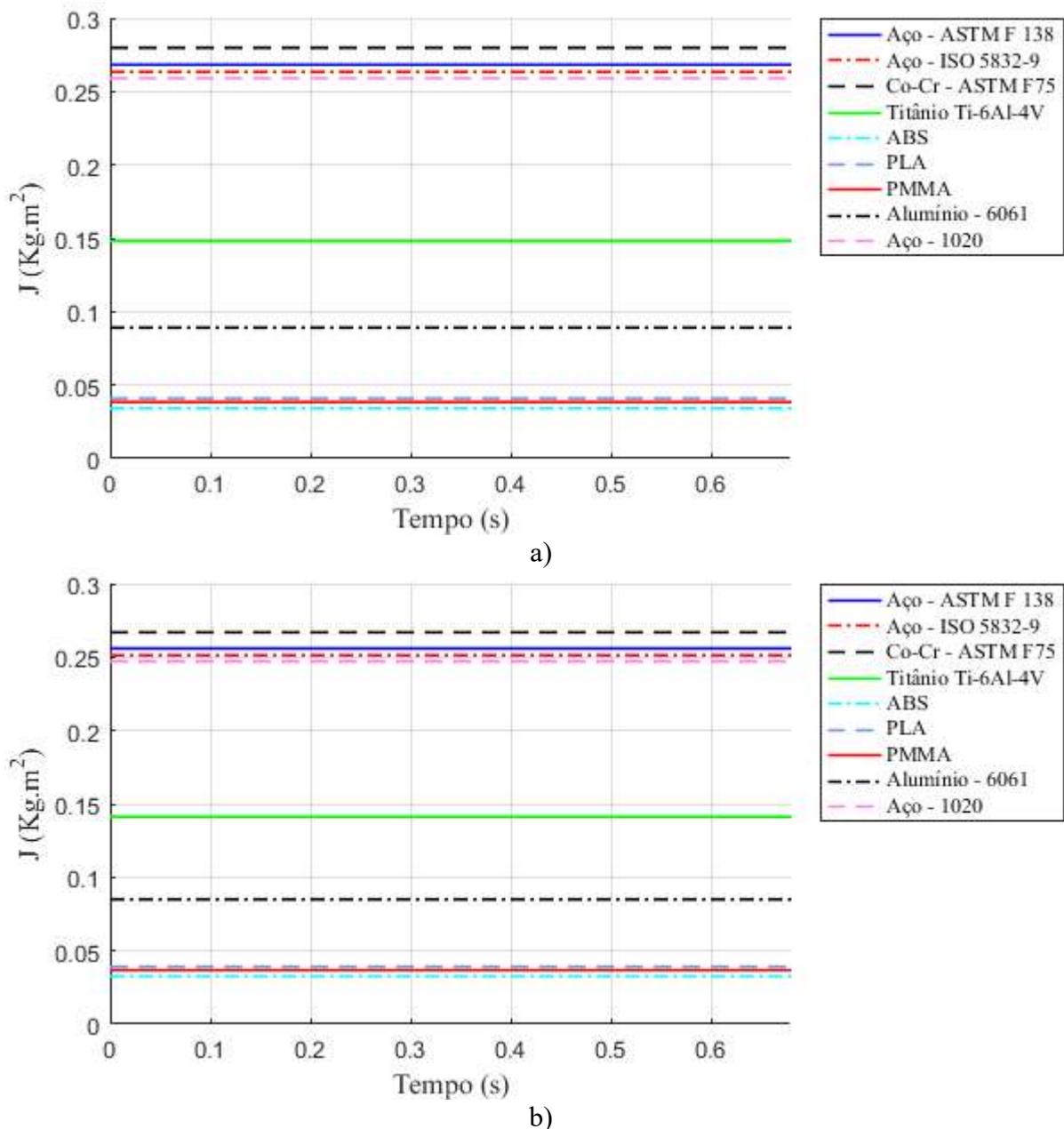


Figura 4.10 Inercia efetiva no motor do joelho. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.

Devemos destacar que nossos estudos foram realizados apenas para os dois primeiros mecanismos, posto que o modelo do mecanismo híbrido é igual ao modelo do mecanismo com paralelogramo, mudando unicamente na componente gravitacional, como foi mencionado no capítulo anterior deste trabalho, referente a modelagem do sistema em estudo.

Os gráficos do comportamento de J no joelho para os dispositivos exoesqueléticos estão apresentados na figura 4.10, onde contrariamente ao quadril, o paralelogramo compensa parte da inércia no joelho, a causa do deslocamento do centro de massa da estrutura.

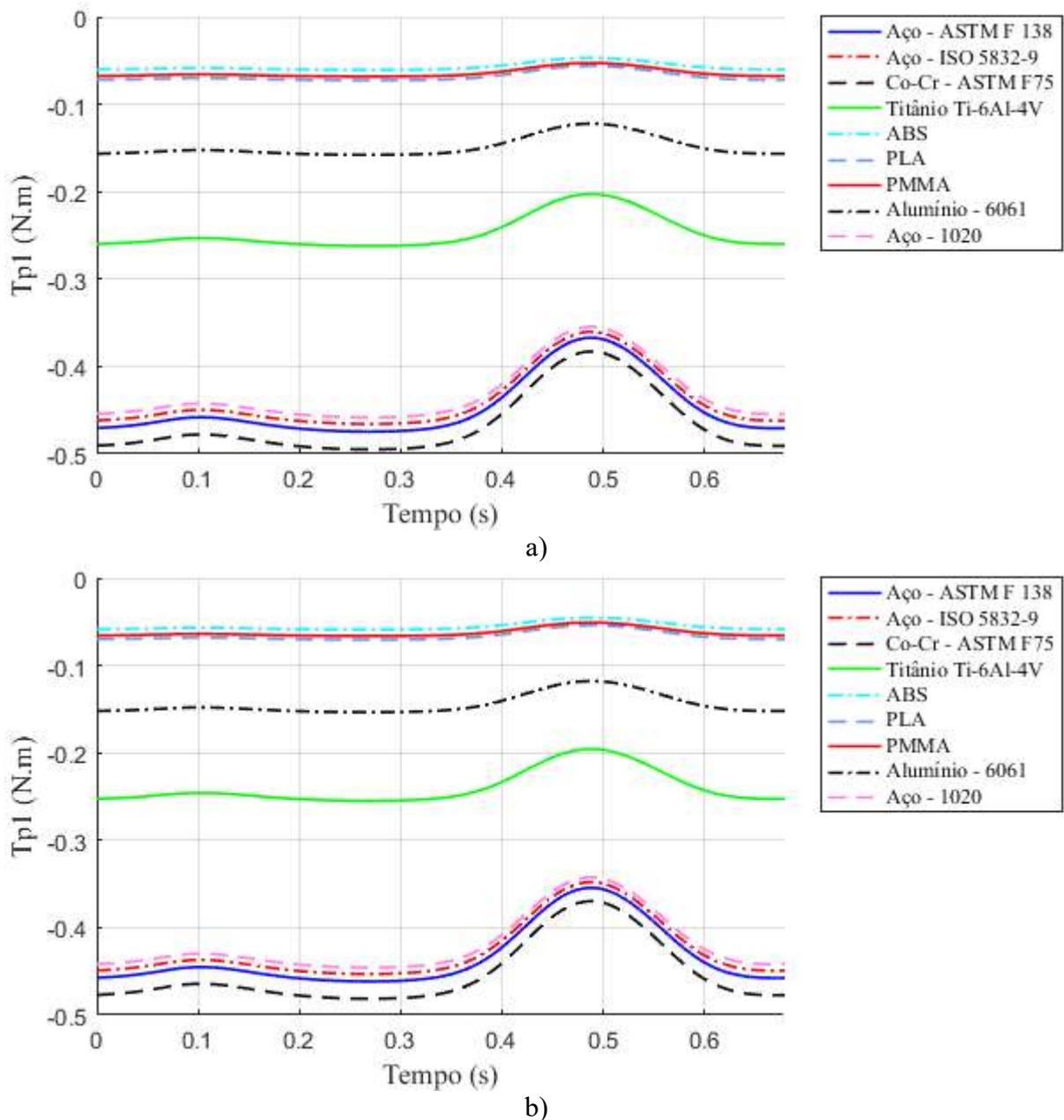


Figura 4.11. Torque de acoplamento entre os elos na junta do quadril. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.

A figura 4.11 detalha o comportamento do torque de acoplamento no quadril em ambos os mecanismos. Observe que o máximo torque de acoplamento é gerado sobre mecanismo serial. Com este resultado, é comprovado que a utilização das barras auxiliares diminuem este efeito quando a estrutura está em movimento.

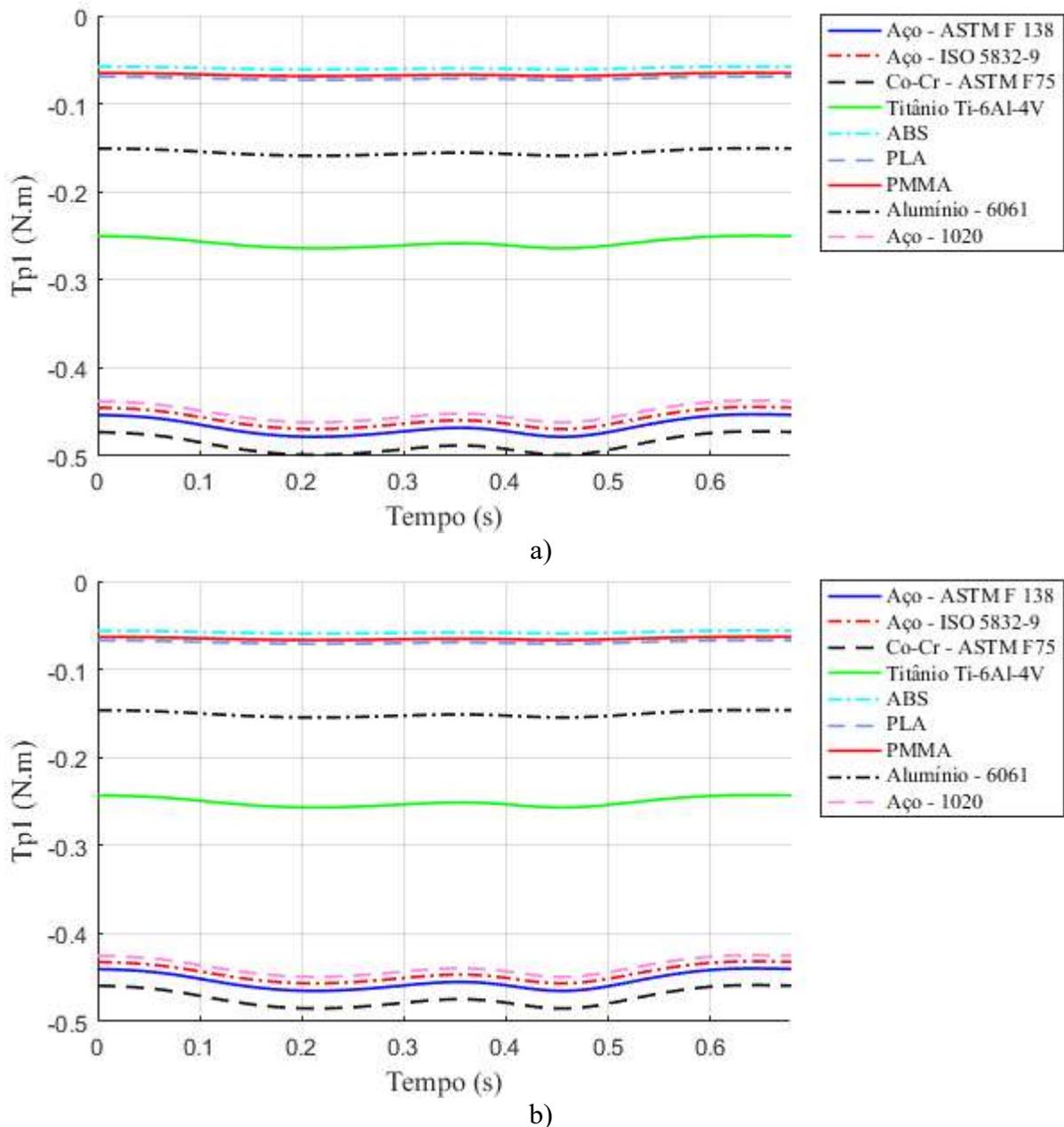
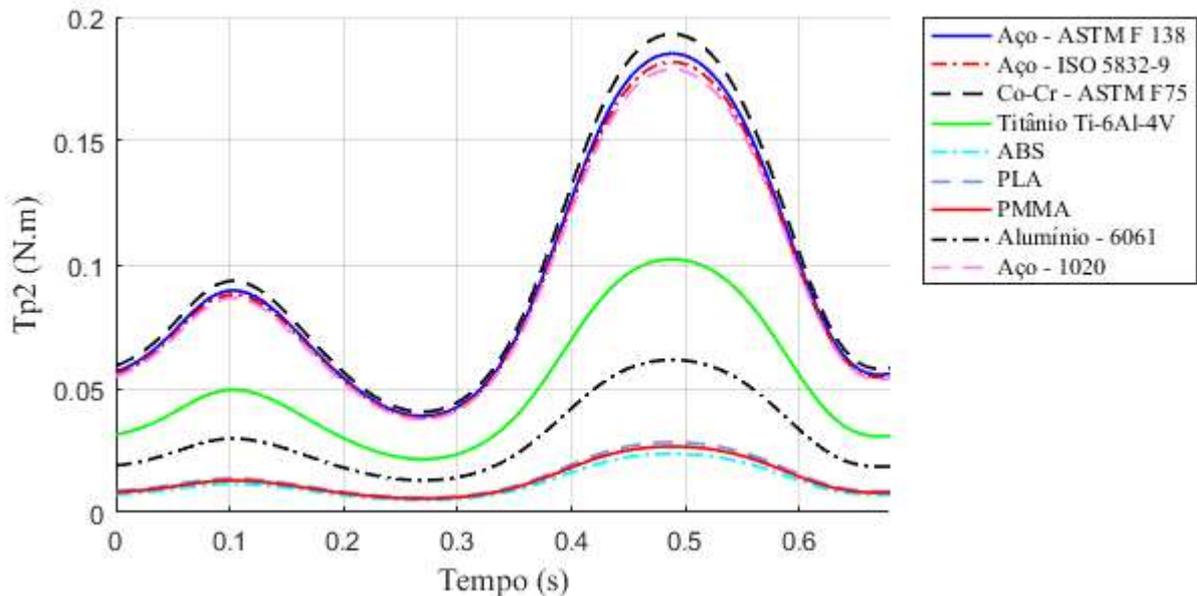


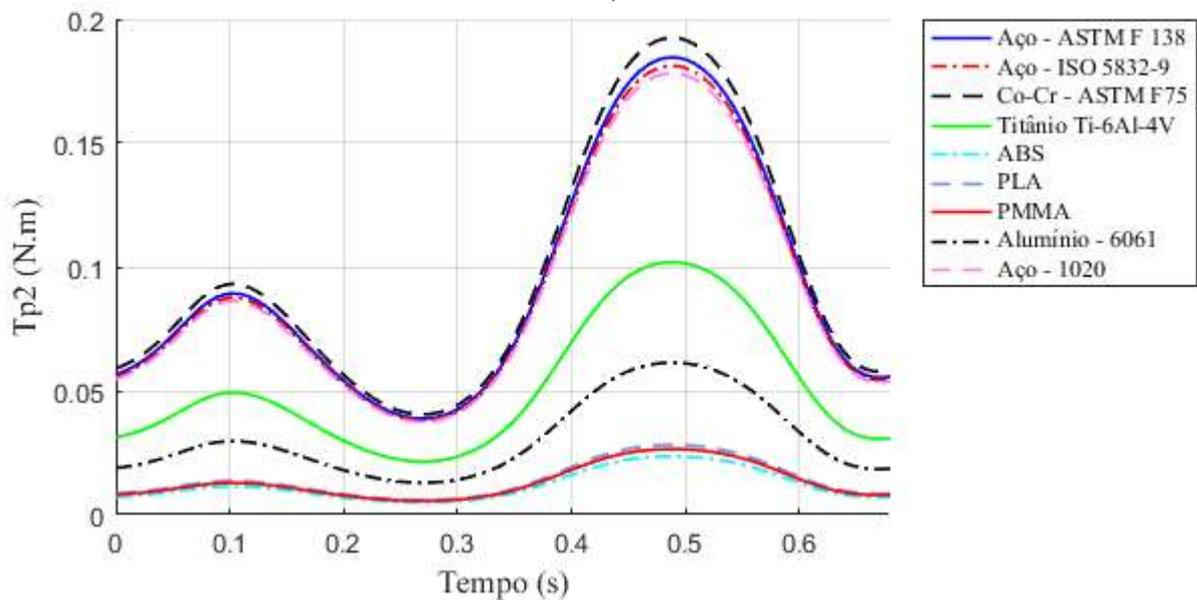
Figura 4.12. Torque de acoplamento entre os elos na junta do joelho. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.

Assim mesmo, pode se observar que na figura 4.12 a inferência de T_{p1} é menor no mecanismo com paralelogramo do que no mecanismo serial. Observe que à medida que o

ângulo do joelho aumenta, o valor diminui, e para os valores próximos de 0 rad, T_{p1} atinge seu máximo valor.



a)



b)

Figura 4.13. Força centrípeta desenvolvida nos mecanismos. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.

Através da figura 4.13 podemos observar a componente de força centrípeta dos dispositivos exoesquelético, na qual, de acordo com as equações representadas anteriormente nas tabelas 3.1 e 3.2, T_{p2} é igual tanto para o quadril quanto para o joelho de cada mecanismo.

Com a análise comparativa destes sinais podemos observar que a atenuação dos sinais é mínima no mecanismo com paralelogramo.

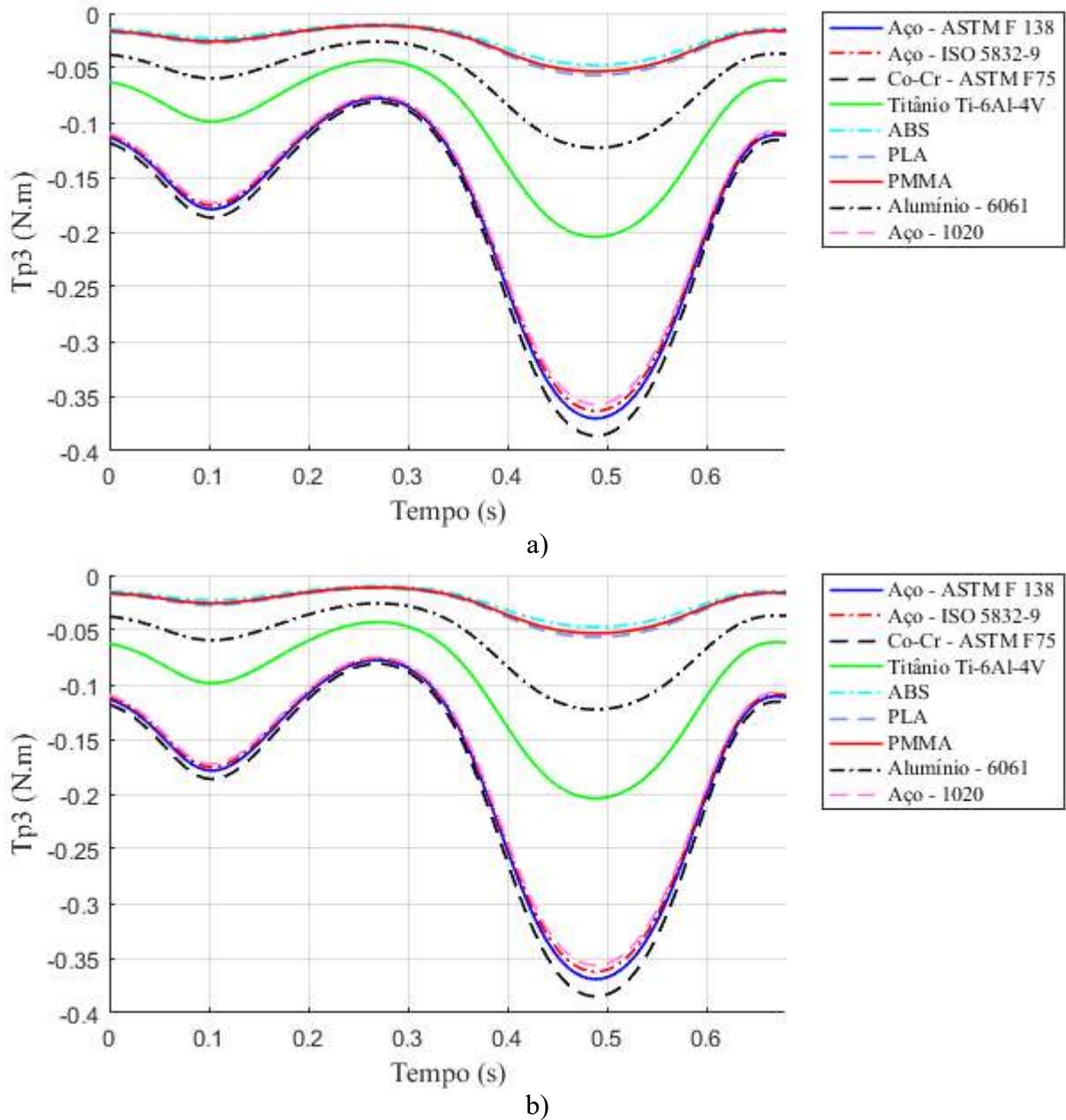


Figura 4.14. Força de Coriolis no quadril. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.

A figura 4.14 mostra a força inercial de Coriolis estimada no quadril nos dois mecanismos, onde constatamos que em T_{p3} , a diferença entre esses dois valores pode ser considerada mínima, sendo menor na segunda estrutura. Por outro lado, o gráfico de T_{p3} para o joelho não é exposto aqui, porque seu valor é zero em todo instante de tempo, como pode ser

observado nas equações referentes a modelagem dinâmica que foram apresentadas no capítulo anterior.

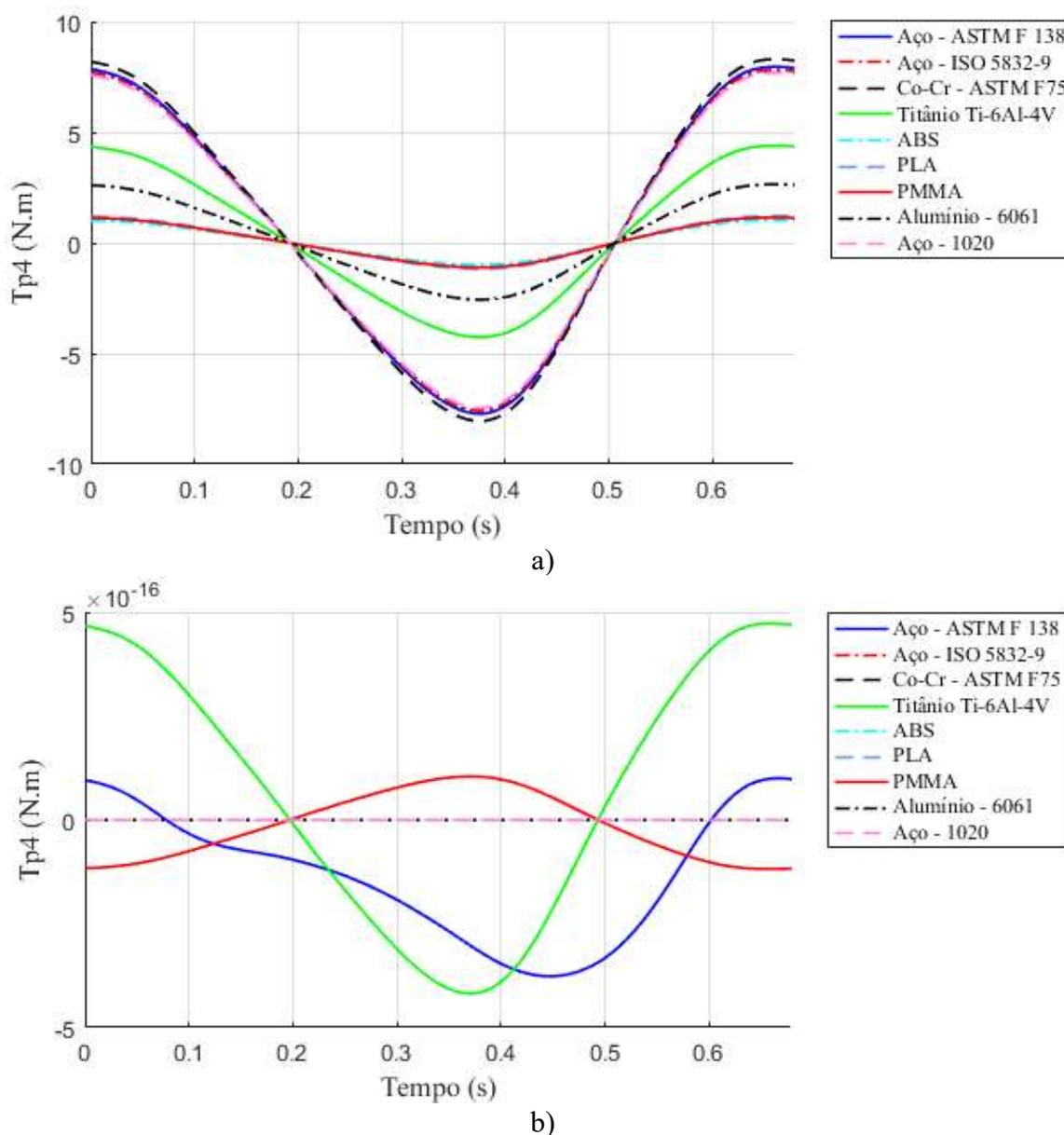


Figura 4.15. Componente gravitacional no quadril. a) Mecanismo com paralelogramo. b) Mecanismo híbrido.

Na figura 4.15 são corroborados os efeitos das molas na estrutura. Observe que no paralelogramo os valores são amplamente maiores em comparação com os outros componentes de torque, mudando principalmente pela posição angular do quadril. Já no caso da estrutura híbrida, as molas anulam quase que totalmente este fator, como era esperado na modelagem. Por sua vez, o componente T_{p4} na junta do joelho também é anulado pelo efeito amortecedor das molas no mecanismo, sendo quase nulo para o ABS, como se observa na figura 4.16.

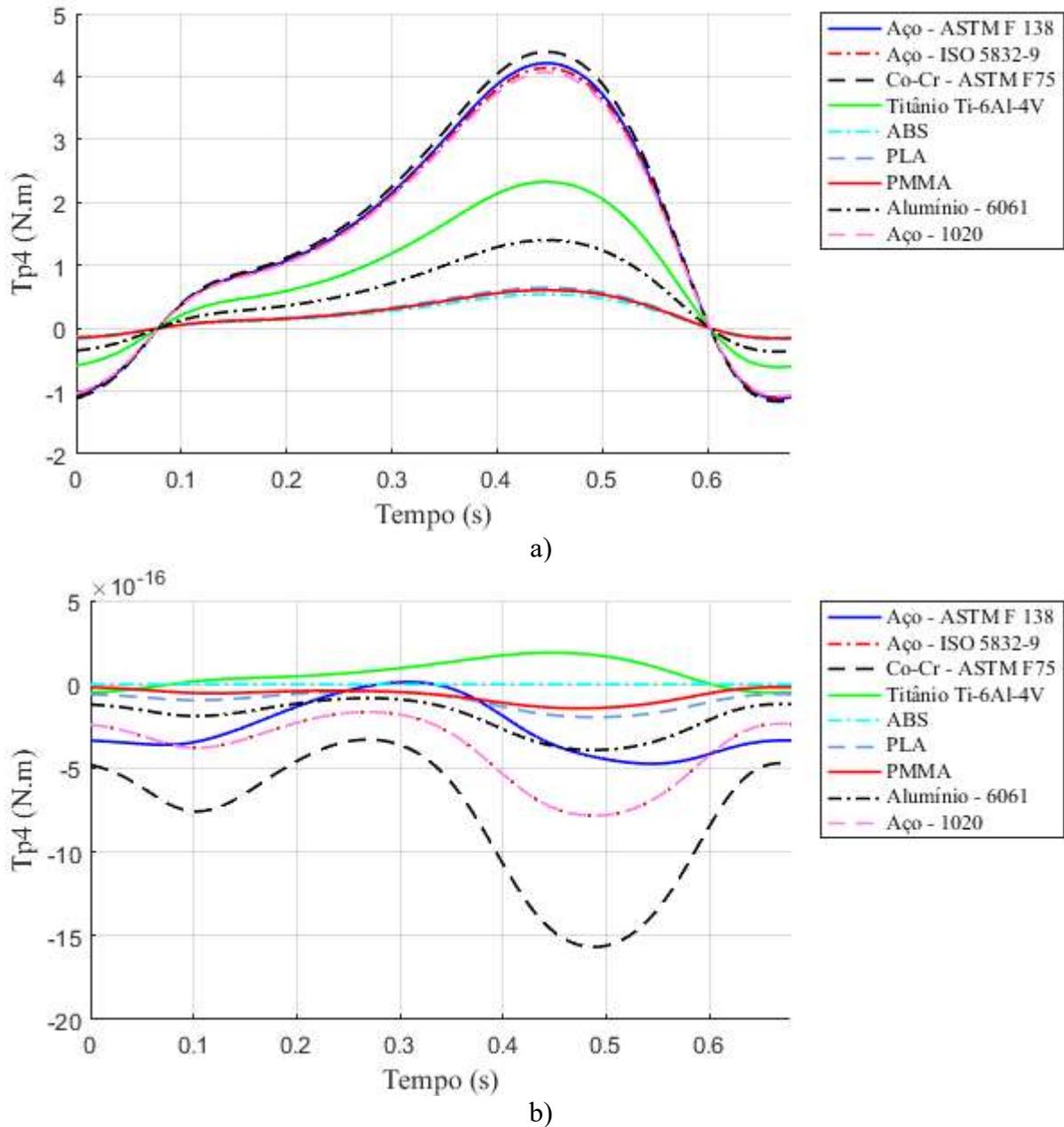


Figura 4.16. Componente gravitacional no joelho. a) Mecanismo com paralelogramo. b) Mecanismo híbrido.

Para detalhar o comportamento dos parâmetros em cada estrutura para um material selecionado, foram simulados os modelos com os perfis de posição, velocidade e aceleração angular. São apresentados somente os gráficos para o PLA uma vez que o comportamento dos parâmetros para os outros materiais é similar, somente em escalas maiores ou menores. Os resultados da simulação são encontrados na figura 4.17, observando que o comportamento dos parâmetros varia tal como foi relatado anteriormente.

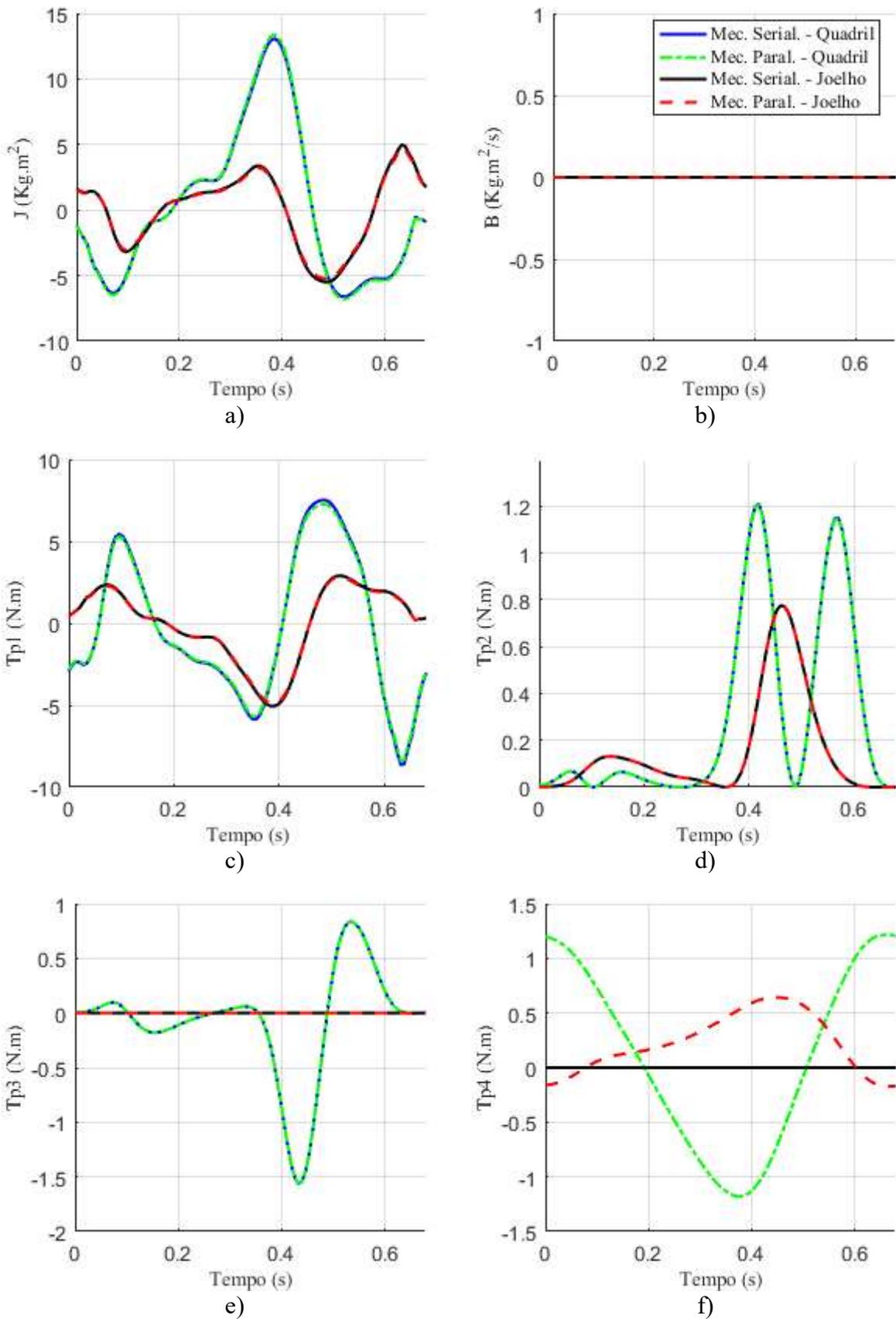


Figura 4.17. Comportamento dos parâmetros dinâmicos do PLA com os perfis de posição, velocidade e aceleração angular para os mecanismos serial e com paralelogramo.

4.5 Escolha do Sistema de Acionamento

O PLA é um dos materiais poliméricos mais usados no mercado e na indústria, devido a sua fácil usinagem, seu baixo custo e suas boas propriedades mecânicas, comparando-as com materiais poliméricos similares. Fundamentando-se nestas características e no comportamento dos seus parâmetros dinâmicos, ao computar os torques nas juntas quando é realizado um perfil de trajetória de marcha, escolheu-se o PLA como a matéria-prima para manufaturar as estruturas.

Nessa mesma ordem, são escolhidos os motores mais apropriados para movimentar as estruturas. Dentre os motores para exoesqueletos relacionados na seção 2.3.1, os motores elétricos são uma boa opção para ser utilizados neste trabalho, já que são fáceis de serem controlados, são eficientes energeticamente, seus pesos são relativamente menores comparando-os com os demais e são de baixo custo. Contudo, os torques dos motores são baixos em relação com seu peso, pelo qual, é necessário acoplar um redutor de velocidade que melhore esta característica e, além disso, não modifique o peso e o tamanho do motor.

Tabela 4.4. Parâmetros de projeto para escolha do motor.

Tipo de Mecanismo	Parâmetros	Articulação 1	Articulação 2
Mecanismo Serial	Torque Máximo [N.m]	13.517	6.527
	Velocidade angular máxima $\left[\frac{\text{rad}}{\text{s}}\right]$	5.396	7.66
	Aceleração angular máximo $\left[\frac{\text{rad}}{\text{s}^2}\right]$	72.23	182.5
	Potência Máxima [W]	55.104	40.765
Mecanismo com Paralelogramo	Torque Máximo [N.m]	11.118	6.005
	Velocidade angular máxima $\left[\frac{\text{rad}}{\text{s}}\right]$	5.396	7.66
	Aceleração angular máximo $\left[\frac{\text{rad}}{\text{s}^2}\right]$	72.23	182.5
	Potência Máxima [W]	46.918	30.738
Mecanismo híbrido	Torque Máximo [N.m]	12.293	6.132
	Velocidade angular máxima $\left[\frac{\text{rad}}{\text{s}}\right]$	5.396	7.66
	Aceleração angular máximo $\left[\frac{\text{rad}}{\text{s}^2}\right]$	72.23	182.5
	Potência Máxima [W]	51.261	35.013

Para a escolha do motor é realizada a análise comparativa em relação a todas as arquiteturas em estudo, sendo apresentados: os torques máximos, a velocidade angular máxima, a aceleração angular máxima e a potência máxima, cujos valores são apresentados a seguir. A potência máxima é aquele valor absoluto máximo estimado pela multiplicação do torque e da velocidade angular em todo instante de tempo. Observando os resultados apresentados na tabela 4.4; dentre as três arquiteturas em estudo, podemos observar que o mecanismo serial gera os maiores torques e potência, pelo qual a seleção dos motores é baseada a partir desses dados. Conforme a análise de diversos catálogos de fabricantes, os motores da empresa Maxon Motor™ cumprem com os requisitos para acionamento e controle.

A tabela 4.5 apresenta os motores selecionados com algumas de suas características e as dos redutores de velocidade acoplados, os quais são utilizados para mitigar a velocidade rotacional e aumentar o torque no eixo.

Tabela 4.5. Motores escolhidos.

Parâmetros	Motor 1	Motor 2
Motor escolhido	EC-i 40 Ø40 mm, brushless, 70 Watt, with Hall sensors	EC 40 Ø40 mm, brushless, 170 Watt, with Hall sensors
Torque nominal [N.m]	0.105	0.171
Velocidade angular nominal [rad/s]	821.003	815.767
Voltagem nominal [V]	18	18
Potência máxima [W]	70	50
Redutor escolhido	Planetary Gearhead GP 42 C Ø42 mm, 3 - 15 Nm, Ceramic Version	Planetary Gearhead GP 42 C Ø42 mm, 3 - 15 Nm, Ceramic Version
Redução	113:1	113:1

Através da análise dos parâmetros do projeto em relação as curvas de demanda de torque dos motores apresentados na figura 4.18, podemos observar que o torque máximo se encontra dentro da faixa de operação normal, apresentando ainda, um valor de potência máxima abaixo dos limites das faixas de demanda, portanto, os motores se apresentam como ideais para esta aplicação.

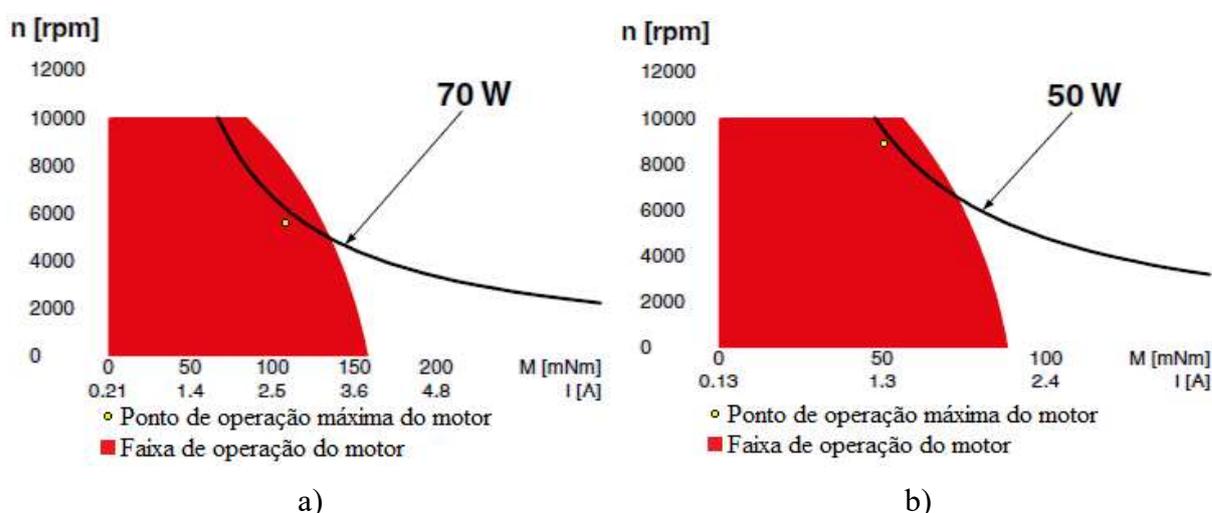


Figura 4.18. Faixas de operação dos motores. a) Motor do quadril (MAXON-MOTOR, 2017a). b) Motor do joelho (MAXON-MOTOR, 2017b).

Para o modelamento do motor foram tomadas suas especificações técnicas do catálogo da empresa, as quais são resumidas na tabela 4.6. Estes parâmetros serão utilizados para simulação e implementação das funções de transferência do sistema de controle.

Tabela 4.6. Constantes elétricas e mecânicas dos motores.

Parâmetros	Motor 1	Motor 2
Resistência induzida	0.199 Ω	0.455 Ω
Indutância	0.113 mH	0.255 mH
Momento de Inercia do rotor	23×10^{-7} Kg . m ²	12.8×10^{-7} Kg . m ²
Atrito viscoso do motor	23.578×10^{-4} N.m.s.rad ⁻¹	10.335×10^{-4} N.m.s.rad ⁻¹
Constante da força contra eletromotriz	21.7×10^{-3} N.m.A ⁻¹	21.7×10^{-3} N.m.A ⁻¹
Constante de torque	21.65×10^{-3} V.s.rad ⁻¹	21.7×10^{-3} V.s.rad ⁻¹

4.6 Considerações Finais

Neste capítulo foi realizada a análise das estruturas, considerando como elemento de projeto as propriedades do material de construção mecânica a ser utilizado. Foram verificados os torques necessários para movimentação de cada elo do dispositivo em estudo. Pudemos

constatar que à medida que as estruturas utilizadas aumentem seu peso, os torques gerados também aumentam e, por sua vez, os esforços e os parâmetros dinâmicos dos motores se tornavam mais elevados, requerendo assim sistemas de acionamento mais robustos. Podemos observar também que a utilização de materiais diferentes aos convencionais representa uma boa alternativa ao projetar este tipo de dispositivo.

Sob a análise de utilização dos diferentes mecanismos abordados no capítulo anterior dessa dissertação (serial, paralelogramo e híbrido), podemos constatar que a estrutura que desenvolveu o menor torque em suas juntas foi aquela que é constituída de um paralelogramo. Como era esperado, quando o mecanismo foi transformado em uma arquitetura híbrida com molas, os efeitos gravitacionais se reduziram, até se tornarem quase nulos.

Escolhendo do material PLA como a matéria prima, devido a suas boas características e resultados obtidos com a simulação dos modelos para todo material alistado, foram selecionados motores para acionar a estrutura e obtidas suas constantes elétricas e mecânicas necessárias para o modelamento e controle do motor a ser realizado no próximo capítulo desta dissertação.

5 ARQUITETURA DE CONTROLE BASEADO NA DINÂMICA

A partir da seleção do material de construção mecânica do dispositivo e do sistema de acionamento, o mecanismo proposto será validado através da simulação computacional. Nesta simulação considera-se que o sistema proposto é composto por uma arquitetura de controle responsável pela movimentação do mecanismo através de seus atuadores, levando em conta os modelos dos motores, as modelagens cinemática e dinâmica do sistema e os perfis de trajetória de movimento.

Esta arquitetura de controle proposta é mostrada na figura 5.1, sendo constituída pelo módulo cinemático direto, responsável pelo cálculo da posição e orientação em função dos valores articulares; pelo modulo cinemático inverso, representado pela inversão da matriz Jacobiana, que calcula os sinais de referência das plantas; pelos modelos dos atuadores, considerando a dinâmica da estrutura e pelos perfis de referência.

Este capítulo descreve a modelagem do sistema de acionamento através de uma função de transferência associada ao acoplamento dinâmico das juntas. São apresentados o projeto do controlador utilizado nas juntas e os resultados obtidos através da simulação para as estruturas analisadas.

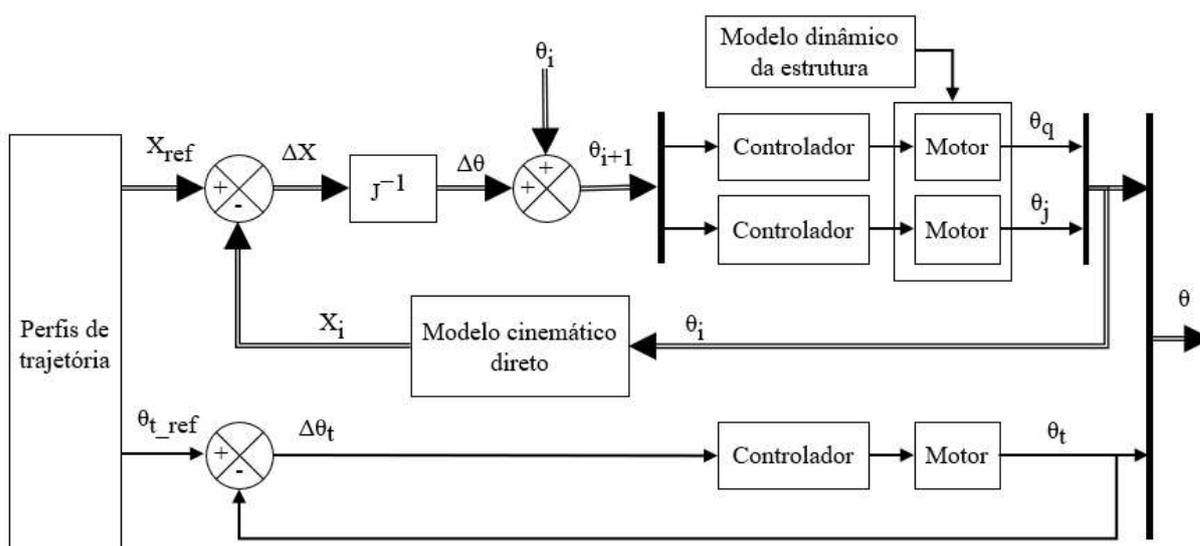


Figura 5.1. Arquitetura de controle implementado.

5.1 Modelagem do Motor e Função de Transferência

Como foi mencionado no capítulo anterior desta dissertação (seção 4.5), os motores escolhidos para o quadril e o joelho são motores CC, cuja representação esquemática pode ser observada na figura 5.2. Nessa é apresentado o modelo elétrico, composto pela resistência induzida R_a , a indutância L_a e a força contra eletromotriz V_b ; e o modelo mecânico que considera o momento de inércia do seu rotor J_m e o atrito viscoso B_m . As constantes de torque e da força contra eletromotriz, que relacionam a parte elétrica com a parte mecânica, são nomeadas como K_t e K_b

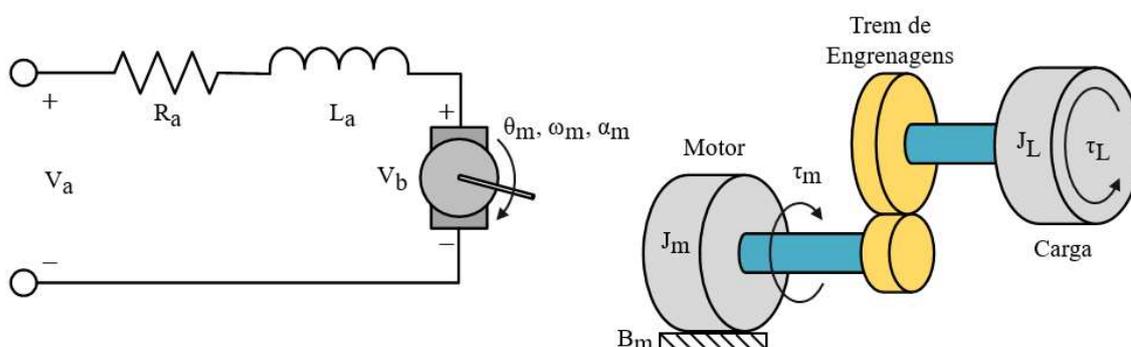


Figura 5.2. Diagrama de um motor CC (SCHEINMAN; MCCARTHY; SONG, 2016).

Este modelo poder ser representado através de um diagrama de blocos correspondente à planta mostrada na figura 5.3. Observa-se que existe um torque de perturbação acrescentado no torque mecânico, gerado pelos efeitos dinâmicos do mecanismo. Esta perturbação é introduzida no sistema através do sistema de transmissão mecânica constituída de uma redução por engrenagens, influenciando no componente mecânico. Além disso, note que a causa de que os dados fornecidos são a posição angular da junta, a saída da planta é a posição angular do motor.

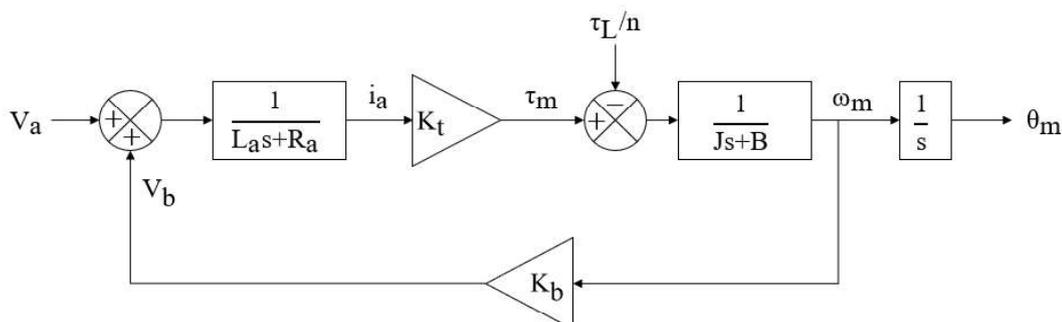


Figura 5.3. Diagrama de blocos do motor CC.

Perceba também na figura 5.3 que são utilizados J e B equivalentes, que consideram também os efeitos produzidos pela carga. As quantidades de J e B são dadas por:

$$J = J_m + \frac{J_L}{n^2}, \quad B = B_m + \frac{B_L}{n^2} \quad (5.1)$$

sendo J_L e B_L as constantes relacionadas com a carga através da relação de redução do trem de engrenagens, n , cujos valores são os máximos desenvolvidos nos mecanismos para o material escolhido e são tomados dos gráficos com os parâmetros dinâmicos. Para simplificar o modelo, o diagrama de blocos do motor é mudado por uma função de transferência que associa a posição angular com a voltagem de armadura, assumindo que as perturbações no sistema são nulas.

$$\frac{\theta_m(s)}{V_a(s)} = \frac{K_t/JL_a}{s^3 + \left(\frac{R_a}{L_a} + \frac{B}{J}\right)s^2 + \left(\frac{BR_a + K_tK_b}{JL_a}\right)s} \quad (5.2)$$

Parametrizando (5.2) como uma função de transferência de terceira ordem, como se observa em (5.3), podem ser encontradas as constantes da equação, ao substituir os parâmetros pelos valores apresentados anteriormente na tabela 4.8. Estes resultados são apresentados na Tabela 5.1 para os motores projetados. Podemos observar que estes valores são iguais para os mecanismos com paralelogramo e híbrido, sendo assim utilizado como referência somente um destes modelos. É assumido em ambos os casos que o motor do tornozelo é o mesmo que o motor do joelho e, por conseguinte, a função de transferência é a mesma, diferenciando-o que, neste caso, não vai ter influência da dinâmica sobre o motor.

$$F(s) = \frac{p_0}{q_0s^3 + q_1s^2 + q_2s + q_3} \quad (5.3)$$

Tabela 5.1. Constantes das funções de transferência dos motores.

Parâmetros	Motor 1	Motor 2	Motor 3
Mecanismo Serial			
p_0	1.0967×10^7	1.8957×10^7	6.6483×10^7
q_0	1	1	1
q_1	1.8957×10^3	2.0145×10^3	2.5917×10^3
q_2	4.7456×10^5	8.2215×10^5	2.8834×10^6

q_3	0	0	0
Mecanismo com Paralelogramo			
p_0	1.0761×10^7	1.9619×10^7	6.6483×10^7
q_0	1	1	1
q_1	1.8932×10^3	2.0226×10^3	2.5917×10^3
q_2	4.6561×10^5	8.5087×10^5	2.8834×10^6
q_3	0	0	0

Para avaliar a resposta do sistema de acionamento de cada junta, as funções de transferência correspondentes às juntas desacopladas foram simuladas para uma entrada degrau.

As figuras 5.4a, 5.5a e 5.6a estão as respostas dos motores para uma entrada degrau em malha aberta, onde podemos observar que o comportamento da saída do sistema acompanha a valor de referência, tendendo ao infinito. Este efeito ocorre pelo termo integrador a mais que possuem estas funções.

Por outro lado, podemos observar através da figura 5.4b que a amplitude do sinal da função com a dinâmica do mecanismo serial inserida é maior do que a outra, devido à componente inercial. Do mesmo modo acontece na figura 5.5b, onde o sinal apresenta um maior valor devido a componente inercial, e neste caso o mecanismo com paralelogramo, tem uma amplitude maior que a outra estrutura. Na figura 5.6b é observado que não existe diferença entre os dois modelos dos motores, por esse motivo, somente será realizado o projeto de controlador para uma das plantas.

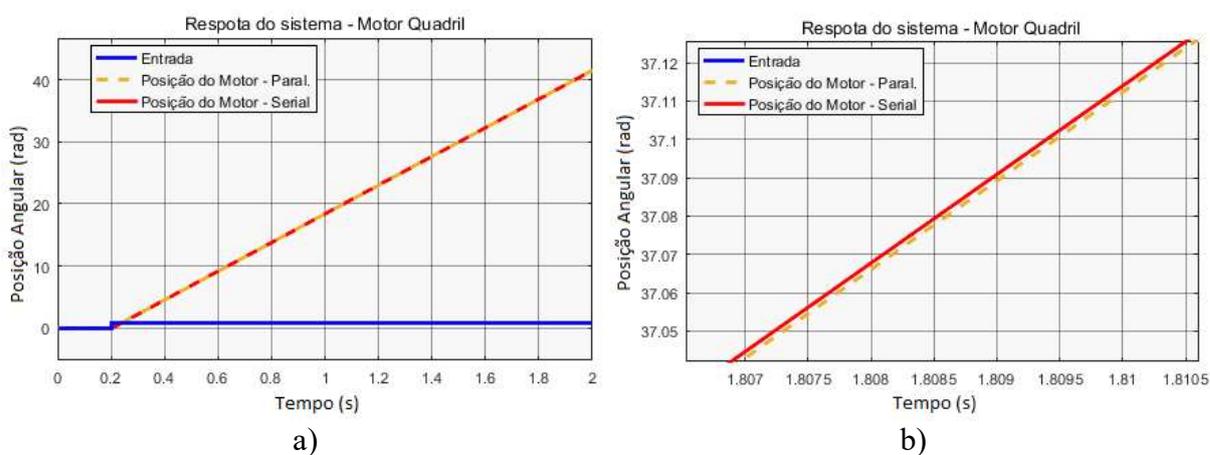


Figura 5.4. Resposta da função de transferência do motor do quadril em malha aberta. a) Resposta para uma entrada degrau para os dois mecanismos. b) Zoom da resposta do motor.

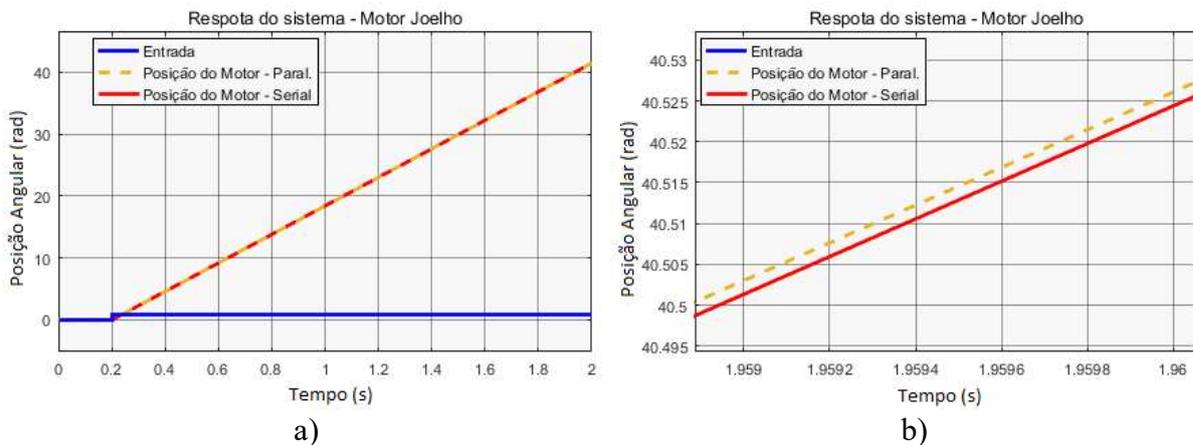


Figura 5.5. Resposta da função de transferência do motor do joelho em malha aberta. a) Resposta para uma entrada degrau para os dois mecanismos. b) Zoom da resposta do motor.

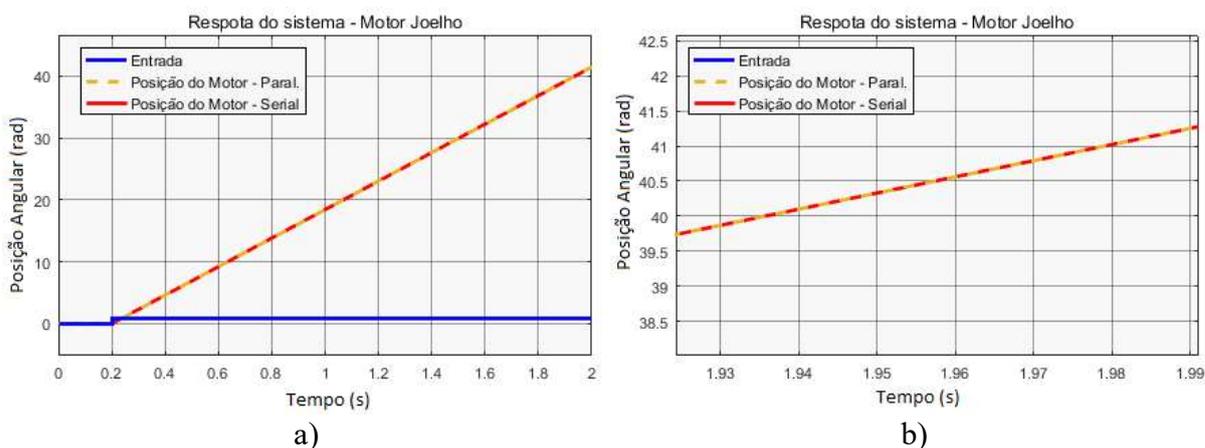


Figura 5.6. Resposta da função de transferência do motor do tornozelo em malha aberta. a) Resposta para uma entrada degrau para os dois mecanismos. b) Zoom da resposta do motor.

5.2 Controlador Proposto

Para controlar o dispositivo de acionamento de cada junta, propõem-se duas estruturas de controle PID (proporcional – integral – derivativo), para avaliar seu funcionamento: na forma contínua e discreta representada no seu formato RST. O controlador PID em tempo contínuo quanto discreto é descrito através da equação (5.4).

$$C(s) = K_p \left(1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right) \quad (5.4)$$

sendo K_p a constante proporcional, T_i a constante de tempo do integral e T_d a constante de tempo do termo derivativo. Integrando o controlador ao modelo da planta, obtém-se que para um tempo de acomodação de 0.001 segundos e um coeficiente de sobressinal máximo percentual de 20%, as constantes dos controladores são mostradas a seguir.

Tabela 5.2. Parâmetros do controlador PID dos motores.

Parâmetro	Motor Quadril		Motor Joelho		Motor Tornozelo
	Serial	Paralelogramo	Serial	Paralelogramo	
K_p	69.042	72.099	58.911	56.832	54.134
T_i	0.0307	0.0742	0.0178	0.0193	9.491×10^{-3}
T_d	5.042×10^{-3}	5.982×10^{-3}	3.906×10^{-3}	4.014×10^{-3}	1.449×10^{-3}

A implementação de um controlador PID representado no seu formato RST, tanto em tempo contínuo quanto discreto, além de apresentar a possibilidade de separar a dinâmica do sistema da saída, sem importar os valores nas entradas, reduz as influências das perturbações nos sinais de entrada, saída e medição, sem modificar seu comportamento.

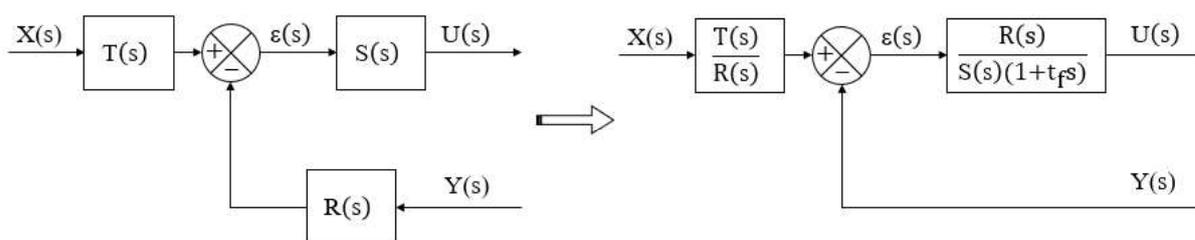


Figura 5.7. Estrutura do controlador RST no tempo contínuo e sua implementação.

A representação do PID em tempo contínuo do tipo RST se realiza considerando um esquema de filtro passa-baixa sobre o sinal de referência e uma constante de filtragem t_f , ao invés de manipular o sinal de medida com ações proporcionais e derivativas, como se observa na figura 5.7. Nessa ordem, os polinômios R, S, T são estimados usando a equação (5.5). As constantes de cada polinômio são obtidas substituindo os valores da tabela 5.2.

$$\begin{aligned}
 R(s) &= 1 + T_i s + T_i T_d s^2 \\
 S(s) &= \frac{T_i}{K_p} s \\
 T(s) &= R(s)
 \end{aligned}
 \tag{5.5}$$

Para o caso do controlador discreto no tempo usando a forma RST, a implementação é realizada discretizando os polinômios de (5.5), como é observado no equacionamento (5.6), sendo utilizado um tempo de amostragem de $T_s = 0.0001$ s.

$$\begin{aligned}
 R(z^{-1}) &= 1 + \frac{T_i}{T_s} + \frac{T_i T_d}{T_e^2} - \left(\frac{T_i}{T_e} + \frac{2T_i T_d}{T_e^2} \right) z^{-1} + \frac{T_i T_d}{T_e^2} z^{-2} \\
 S(z^{-1}) &= \frac{T_i}{K_p T_s} (1 - z^{-1}) \\
 T(z^{-1}) &= R(z^{-1})
 \end{aligned}
 \tag{5.6}$$

Em comparação com controlador em contínuo apresentado anteriormente, o controlador PID na forma RST pode ser implementado facilmente, tendo como principal vantagem o fato que a sua representação permite colocar a função de transferência diretamente no sinal medido. Dessa forma, os polinômios são colocados em cada malha do sistema, de maneira similar à observada na primeira parte da figura 5.7. Os coeficientes dos polinômios são obtidos substituindo os parâmetros da tabela 5.2 em (5.5) e (5.6).

Para avaliar estes controladores, foi implementado em SimulinkTM, um sistema em malha fechada composto por uma entrada de referência um degrau; os controladores que manipulam o erro entre a entrada de referência e a realimentação; e a planta do motor, onde a dinâmica do sistema em estudo é inserida dentro da função de transferência.

Nas figuras 5.8, 5.9 e 5.10, observam-se a posição angular do motor quando os sinais de controle atuam sobre sua função de transferência. Nos cinco gráficos apresentados, o tempo de resposta do PID é o maior, no entanto, seu valor está dentro da faixa proposta ao ser projetado de para esta aplicação. Por outro lado, o controlador PID na forma RST ajusta esse tempo para que seja menor, porém, seu sobressinal fica próximo do limite da faixa considerada, aumentando também o regime oscilatório do sistema em estudo. O sobressinal e as oscilações poderiam ser alterados com a mudança de t_f para um valor menor, entretanto isso acarretaria em um aumento da capacidade de processamento, tornando inviável a simulação realizada.

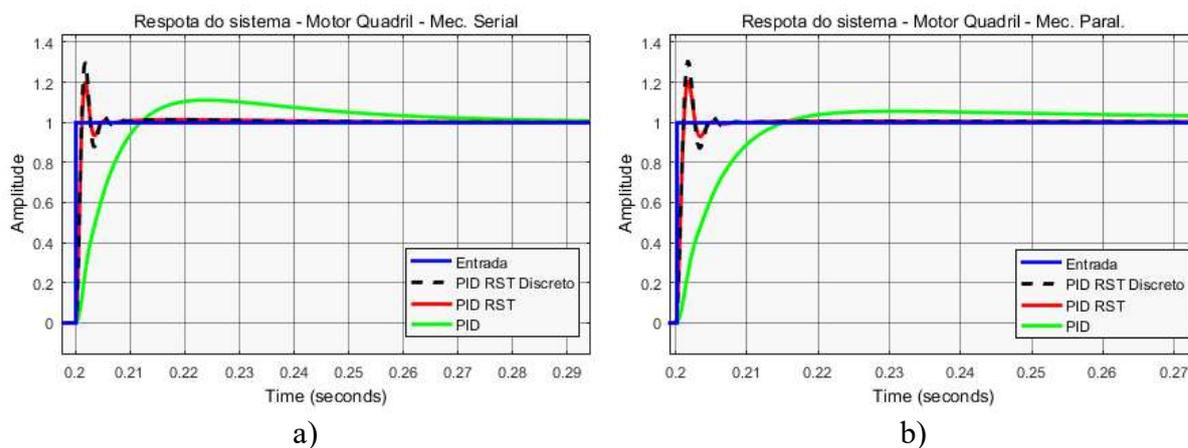


Figura 5.8. Resposta do motor do quadril. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.

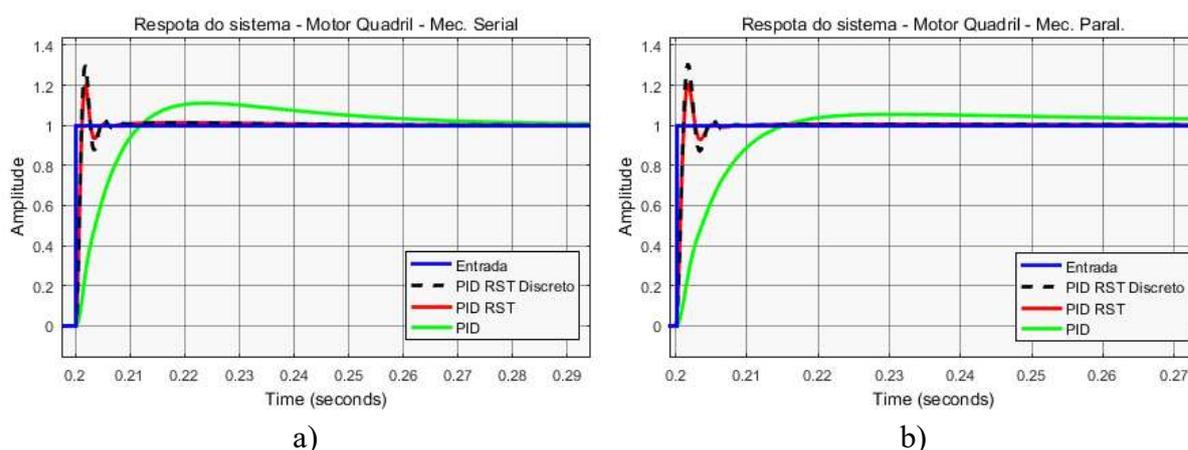


Figura 5.9. Resposta do motor do joelho. a) Mecanismo serial. b) Mecanismo com paralelogramo.

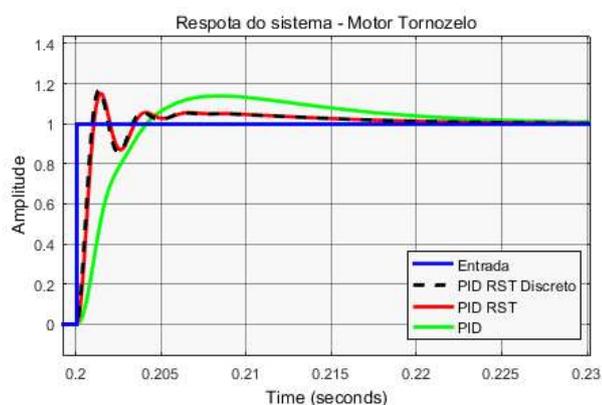


Figura 5.10. Resposta do motor do tornozelo.

Finalmente, com o controlador PID-RST discretizado, o tempo de acomodação é similar ao tempo de seu análogo em contínuo, no entanto, o sobressinal é maior do que o anterior,

saindo da faixa proposta durante o projeto. Cabe destacar que para diminuir as influências que aumentam o sobressinal, é possível reduzir o tempo de amostragem, todavia, como no caso do controlador contínuo, a capacidade de processamento aumentaria sendo necessário compensá-lo com equipamentos mais avançados.

5.3 Implementação da Malha de Controle Considerando os Modelos Cinemático e Dinâmico

A implementação do modelo final, a qual considera a malha de controle utilizando os modelos cinemático e dinâmico, é realizada utilizando o modelo apresentado anteriormente (Figura 5.1).

No modelo cinemático, o processo de implementação no modelo em SimulinkTM pode ser resumido em 6 passos, descritos a seguir.

- a. **Carregar o perfil de trajetória:** A trajetória de referência é composta pela posição cartesiana do tornozelo em função do tempo, sendo medida desde o sistema de referência posto no quadril.
- b. **Estimação do erro posicional:** Após carregar as trajetórias de referência, para o tempo i do sistema, é calculado o erro entre a trajetória atual e a trajetória desejada, através da diferença entre as duas grandezas.
- c. **Estimação da Matriz Jacobiano:** Através da posição no espaço das juntas do sistema para o tempo i , é atualizado o Jacobiano inverso do sistema para que seja esta matriz multiplicada pelo vetor de erro de posição, permitindo assim, obter o valor do incremento de posição articular.
- d. **Atualização do valor de referência de posição angular:** A referência de posição angular dos motores é atualizada, somando o incremento estimado anteriormente com a posição articular no tempo i .
- e. **Sistema de controle:** As posições são utilizadas como entradas de referência do sistema, e dessa forma podem ser comparadas com a saída da planta. O erro entre os sinais passa pelo bloco de controle, e o sinal de controle chega até a planta para que atue sobre o valor de referência, fazendo com que a saída final do sistema se torne a

nova posição dos motores, para que seja realimentada à malha correspondente ao modelo cinemático.

- f. **Atualização da posição cartesiana:** O vetor com a posição angular atual é utilizado no bloco, correspondente ao modelo cinemático direto do dispositivo exoesquelético para atualizar a posição cartesiana do tornozelo.

A figura 5.11 apresenta o modelo implementado em SimulinkTM, onde podemos visualizar os blocos correspondentes as malhas de controle cinemático e dinâmico, implementados como subsistemas.

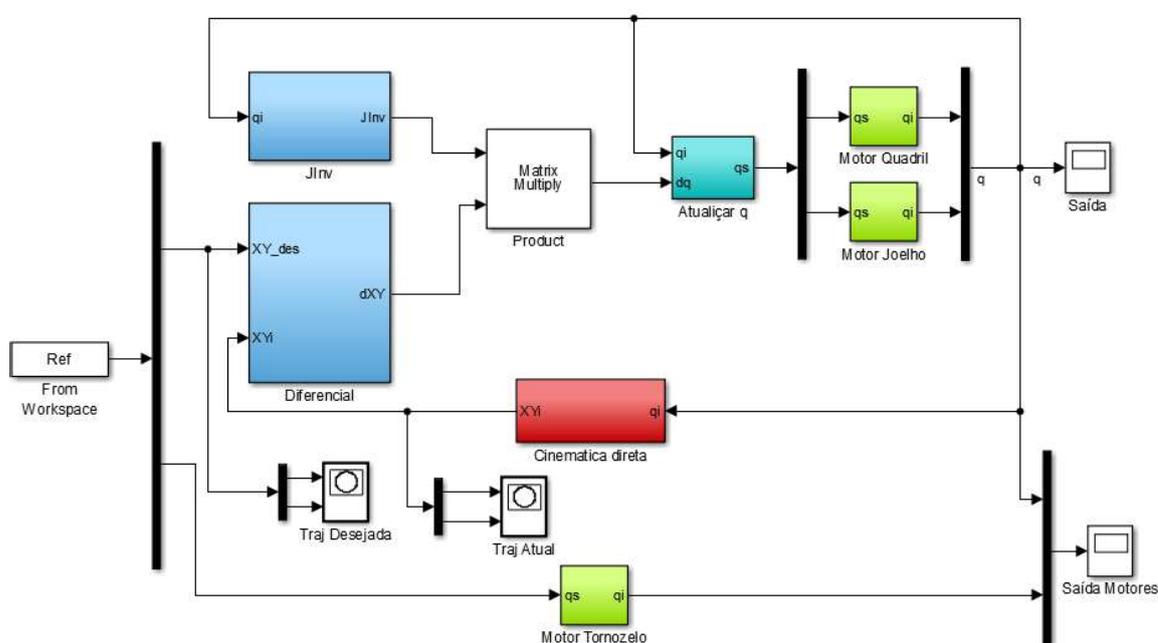


Figura 5.11. Sistema completo com as malhas cinemática e dinâmica inseridas.

5.4 Resultados

Para a simulação do sistema foram levados em consideração os modelos correspondentes aos mecanismos seriais e com paralelogramo, para uma trajetória de um ciclo de marcha do usuário.

As simulações foram realizadas com o intuito de observar o comportamento dos motores utilizando diferentes controladores. Para cada caso, foram observadas as posições em X e Y do sistema de coordenadas final, comparando-as com a trajetória de referência. Do mesmo modo,

é analisada a resposta dos motores e comparada com o sinal de referência obtida pela malha cinemática.

No primeiro caso, quando é inserido o modelo dinâmico do mecanismo serial, o dispositivo exoesquelético acompanha a trajetória de referência, tanto no eixo X quanto no eixo Y, como podemos observar através da figura 5.12. Cabe destacar que para o controlador PID na forma RST foi assumido $t_f = 0.001$, posto que para valores menores, o sistema se torna instável e a saída diverge da entrada de referência.

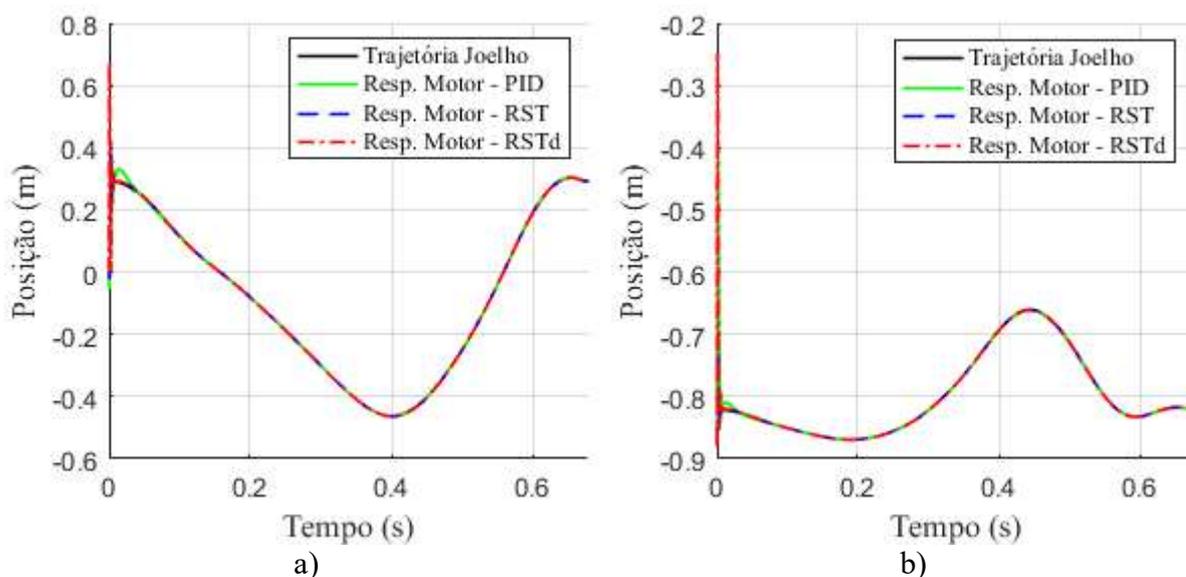


Figura 5.12. Posição do sistema de coordenadas final do mecanismo serial. a) Eixo X. b) Eixo Y.

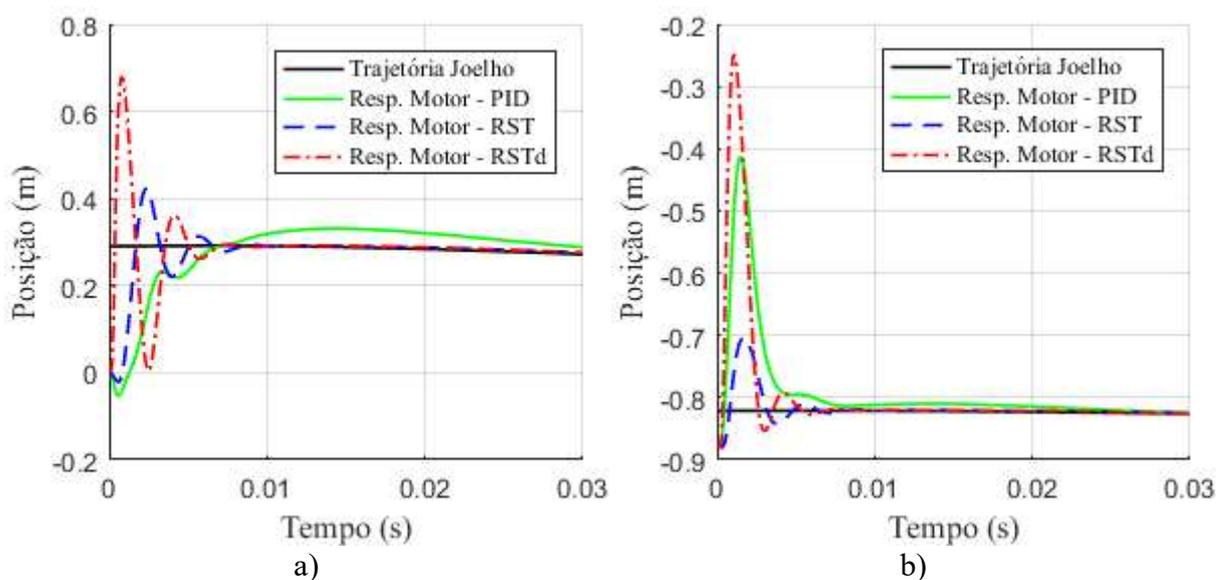


Figura 5.13. Zoom do gráfico de comportamento do sistema de coordenadas do mecanismo serial. a) Eixo X. b) Eixo Y.

Além disso, antes do mecanismo se estabilizar, ocorrem perturbações significativas que poderão movimentar abruptamente o dispositivo exoesquelético para os três controladores, os quais podem gerar sobressinais nos motores. A figura 5.13 apresenta em detalhe, os movimentos inesperados no começo da simulação, os quais podem atingir até um erro de 0.5m em relação à entrada de referência. É importante destacar que dentre as três respostas, aquela que diminui os maiores efeitos do sobressinal é o PID na forma RST.

A figura 5.14 mostra a saída dos motores acompanhando a trajetória proveniente da malha de controle cinemático, onde podemos observar a existência de perturbações no início do processo, causadas pela natureza do sistema com o controlador e suas condições iniciais, que reagem à mudança instantânea da entrada de referência.

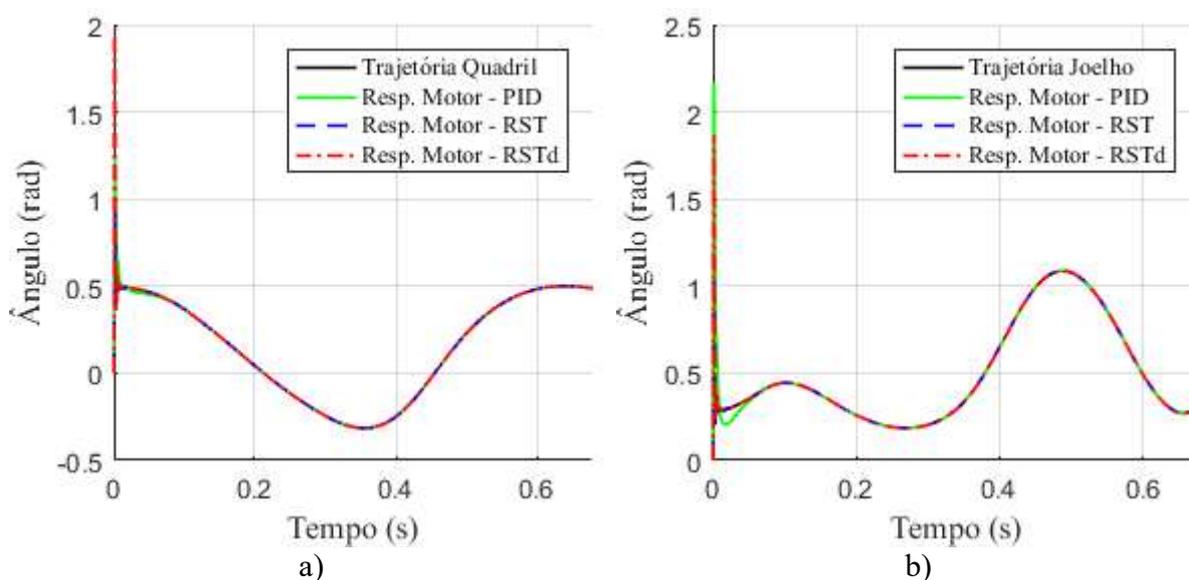


Figura 5.14. Resposta dos motores no mecanismo serial. a) Quadril. b) Joelho.

Analisando detalhadamente o comportamento dos motores, podemos observar que em ambos os sistemas, o tempo de acomodação maior é realizado quando utilizado o controlador PID, mas nos três casos estes valores se encontram dentro da faixa de erro proposta em seu projeto. Podemos também notar que o modelo PID na forma RST discreto tem o sobressinal maior no modelo do quadril, fazendo com que o motor reaja rapidamente, mas repercutindo na estrutura com movimentos inequívocos, como é ilustrado na figura 5.15a. Do mesmo modo acontece com o controlador PID na junta do joelho, sendo ainda maior a oscilação no começo, como é observado na figura 5.15b.

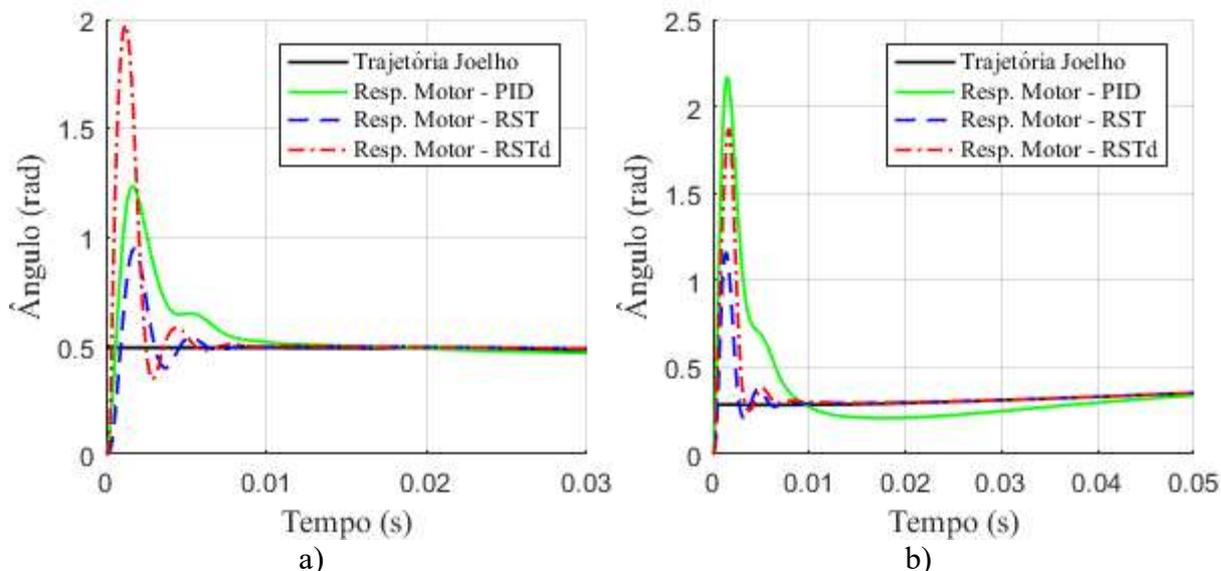


Figura 5.15. Zoom das respostas dos motores no mecanismo serial. a) Quadril. b) Joelho.

No segundo caso, quando é trocado o modelo dinâmico do mecanismo serial pelo do mecanismo com paralelogramo, o dispositivo simulado acompanha a entrada nos dois eixos, similarmente que no caso anteriormente, como mostra a figura 5.16. A figura 5.17 mostra em detalhe, os gráficos de comportamento da posição linear do sistema de coordenadas final, onde o erro entre as trajetórias é menor que no caso anterior. Note que inclusive a magnitude é de 0.4m no máximo, causada pelas oscilações subamortecidas do sistema com controlador PID.

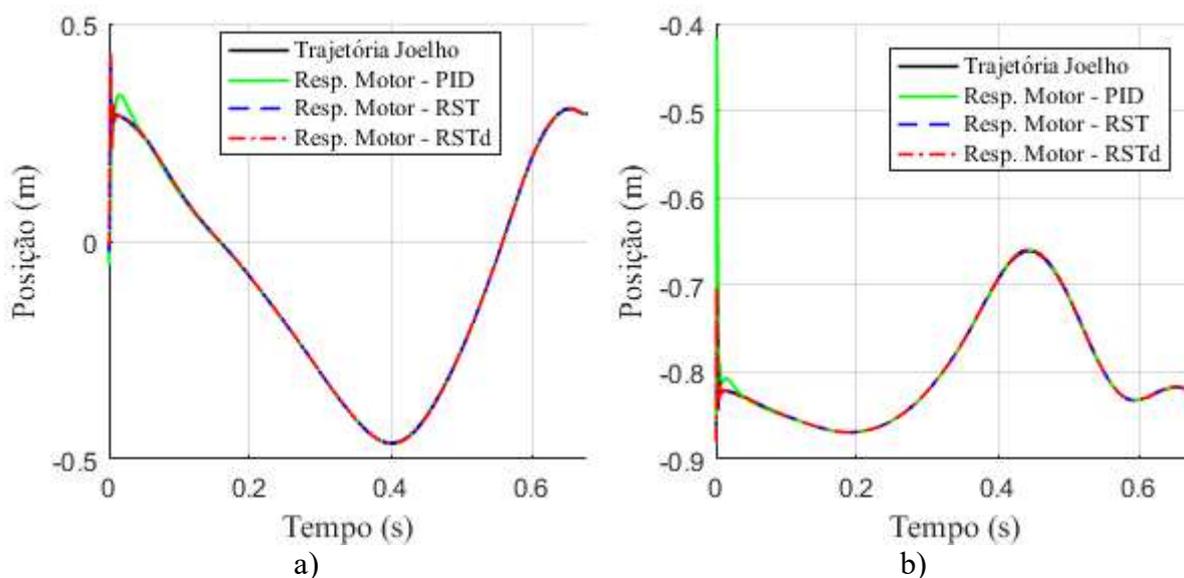


Figura 5.16. Posição do sistema de coordenadas final do mecanismo com paralelogramo. a) Eixo X. b) Eixo Y.

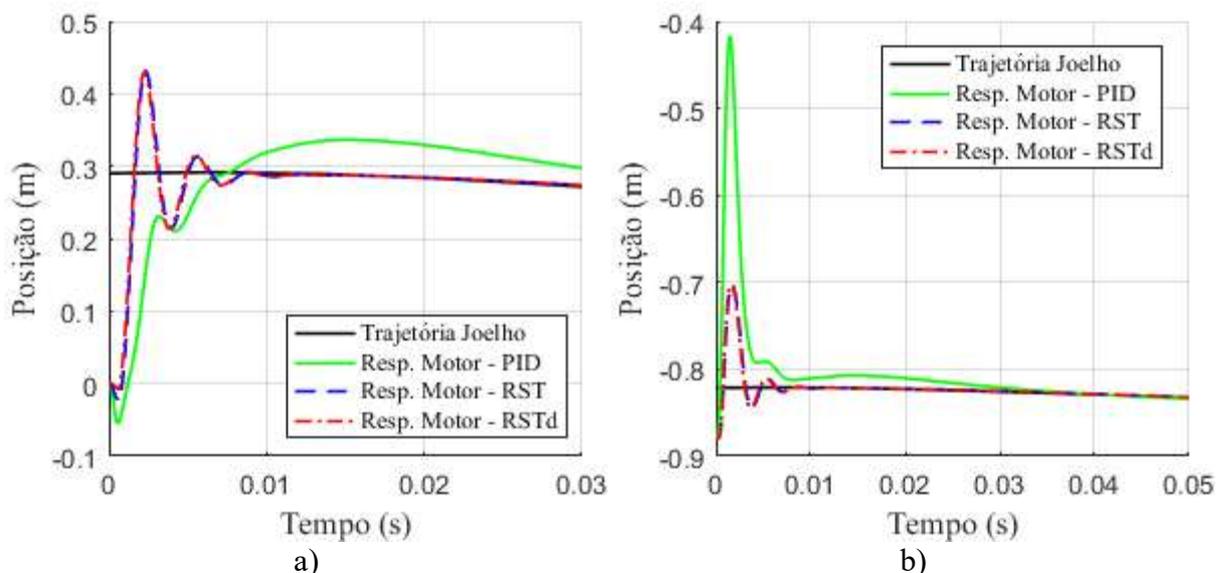


Figura 5.17. Zoom do gráfico de comportamento do sistema de coordenadas do mecanismo com paralelogramo. a) Eixo X. b) Eixo Y.

A figura 5.18 expõe o comportamento dos motores para acompanharem a trajetória de referência no espaço das juntas. Nota-se que as perturbações no começo do processo são consequências pela mudança instantânea das referências, que passam dos valores iniciais do sistema, até os valores de marcha. Além disso, tal fenômeno também se atribui à natureza do sistema e controlador.

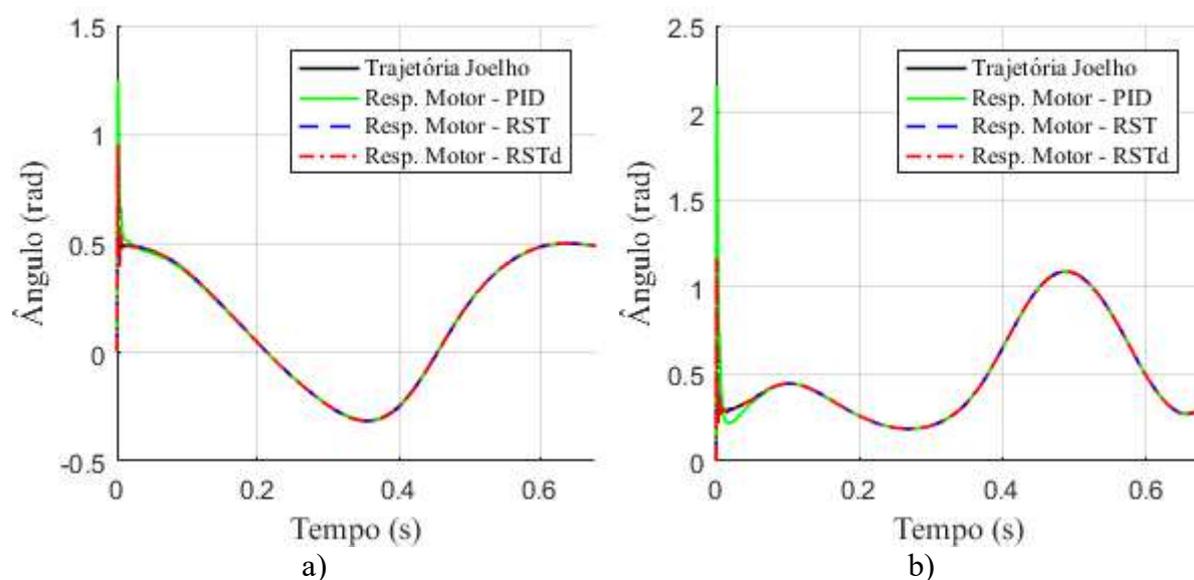


Figura 5.18. Resposta dos motores no mecanismo com paralelogramo. a) Quadril. b) Joelho.

Na figura 5.19 podemos observar o comportamento do modelo dos motores descrito anteriormente, onde neste caso, tanto os tempos de estabilização quanto os valores máximos de sobressinais são realizados pelo controlador PID, os quais tiram o sistema de suas faixas de trabalho angular.

Podemos observar também que no controlador PID sob a forma RST, em suas duas configurações, apresentam respostas bem similares, entretanto os valores de seus sobressinais estão acima dos limites das faixas do projeto do controlador. Por outro lado, podemos observar que os tempos de resposta se acomodam na faixa de trabalho projetada e por consequência, podem ser utilizados para a aplicação nos dispositivos exoesqueléticos.

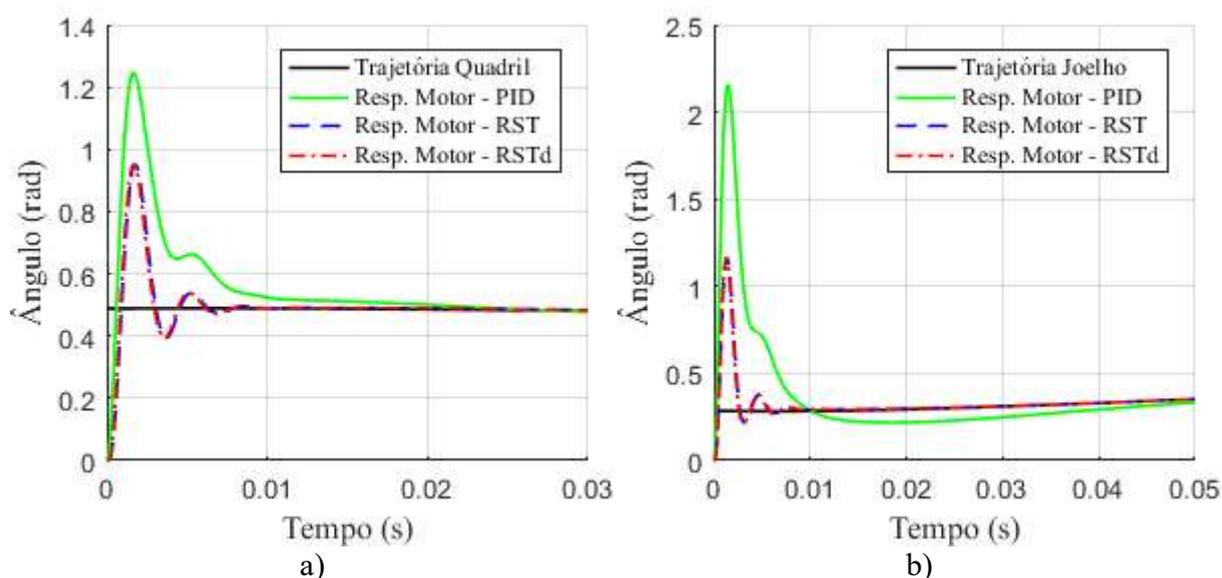


Figura 5.19. Zoom das respostas dos motores no mecanismo com paralelogramo. a) Quadril. b) Joelho.

A figura 5.20 apresenta o comportamento do motor do tornozelo. Observe que igual aos outros modelos, a resposta do motor utilizando os modelos com o PID na forma RST reagem muito mais rápido que o controlador clássico PID, mas possui uma maior quantidade de oscilações antes de se estabilizar e de convergir com o valor de referência. De igual forma, a planta controlada acompanha a referência, tendo erros consideravelmente mínimos.

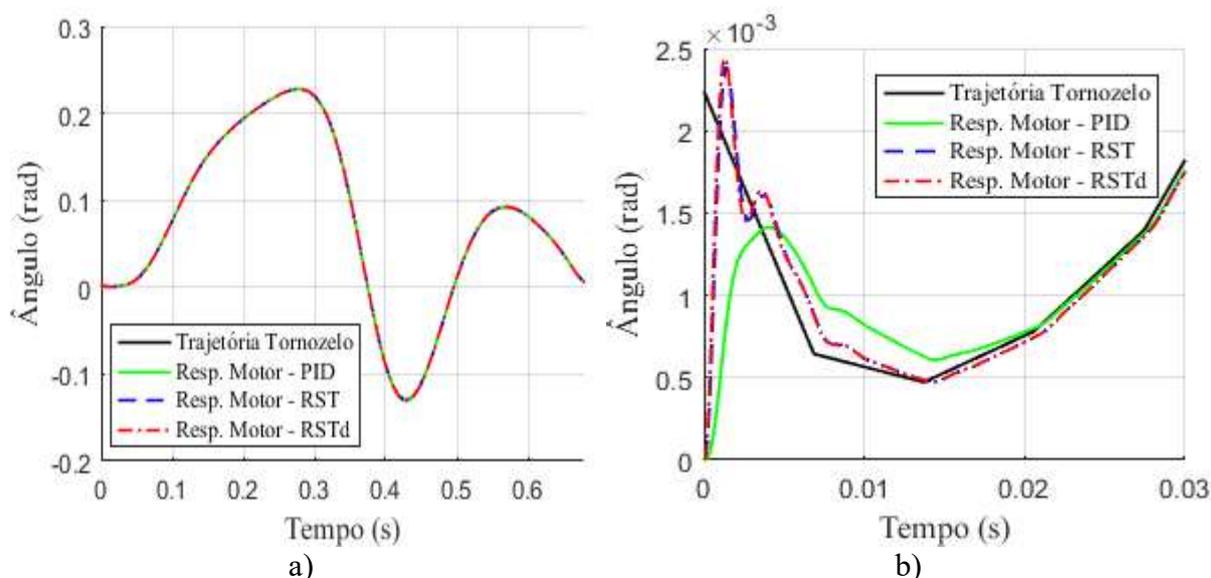


Figura 5.20. Posição angular do motor do Tornozelo. a) Trajetória utilizando os três controladores. b) Zoom das respostas.

5.5 Considerações Finais

Neste capítulo foram apresentados os resultados obtidos na escolha do sistema de acionamento e controle baseado nos parâmetros dinâmicos obtidos no capítulo anterior. O sistema proposto para análise do sistema é composto por uma malha cinemática para a estimação de posição e uma malha dinâmica para observar o comportamento dos motores no sistema.

Durante as análises comparativas realizadas foram considerados os efeitos gerados nos motores e o trabalho dos controladores projetados para os motores acompanharem os sinais de referência do sistema em estudo.

Os resultados mostraram o comportamento da posição angular do motor e da posição do tornozelo, ao seguir uma trajetória de referência de marcha humana. Nessas simulações, foram observados que as trajetórias são semelhantes entre si, tendo seu principal diferencial no amortecimento e nos tempos de estabilização do sistema em estudo.

6 CONCLUSÕES FINAIS E PERSPECTIVAS FUTURAS

Esta dissertação de mestrado teve como objetivo principal o desenvolvimento de estudo de diferentes estruturas para exoesqueletos de membro inferior baseado no estudo dinâmico e utilização de Biomateriais, sendo analisados três estruturas utilizadas em exoesqueletos de membro inferior. Esta análise foi baseada no estudo de parâmetros dinâmicos a partir do modelo lagrangeano e das propriedades mecânicas de biomateriais, para a escolha e controle de motores. Para este fim, foram considerados quatro temas centrais que são a base da metodologia aplicada: A modelagem do sistema desde as perspectivas cinemática e dinâmica, a análise dinâmica dos parâmetros baseado em biomateriais, a escolha do sistema de acionamento e a arquitetura de controle do sistema.

Desta forma, este capítulo sintetiza as principais conclusões obtidas através do desenvolvimento desse trabalho onde foram fundamentados os resultados alcançados, e apresenta as perspectivas futuras que darão uma continuidade ao trabalho direcionando a novos focos de pesquisa futura.

6.1 Conclusões obtidas

Com o desenvolvimento do trabalho, foram atingidos os objetivos propostos inicialmente, como foi apresentado ao longo do documento. Desse modo, as próximas subseções ressaltam essas conclusões obtidas das análises e a aplicação da metodologia proposta.

6.1.1 Modelagem do sistema

Para iniciar a análise de um mecanismo que vai ser utilizado como uma parte do sistema locomotor humano, foi necessário introduzir à biomecânica da marcha, que expressa o comportamento dos membros inferiores desde diferentes planos, sendo o plano sagital aquele com maior relevância. Isto permitiu descrever e relacionar o ciclo de

marcha como um conjunto de eventos e períodos que têm porções porcentuais variantes do ciclo de marcha, dependendo de variáveis como o comprimento das extremidades. A partir desta premissa e de aspectos antropométricos, formulou-se um modelo cinemático de dois graus de liberdade (quadril e joelho) que relacionasse a posição tanto no espaço cartesiano quanto no das juntas.

Ao mesmo tempo, com base na utilização do formalismo lagrangeano e considerando o torque nos motores como um sistema de segunda ordem, descreveu-se o comportamento dinâmico de três diferentes estruturas mecânicas (mecanismo serial, mecanismo com paralelogramo e mecanismo híbrido), que permitiu inferir a influência das estruturas e elementos mecânicos nos motores. Assim mesmo, o desenvolvimento dessas equações dinâmicas derivou na definição do comportamento dos parâmetros dinâmicos usados para a escolha dos sistemas acionamento.

Finalmente, é evidenciado que a aplicação da biomecânica para o estudo da marcha, padronizou e customizou as trajetórias de marcha, em função de diferentes variáveis, e como consequência disto, foi possível obter diferentes trajetórias de referência, dependendo da aplicação.

6.1.2 Análise dinâmica dos parâmetros baseados em biomateriais

A análise dinâmica dos parâmetros foi realizada com materiais utilizados convencionalmente na manufatura de exoesqueletos e biomateriais que tenham as propriedades mecânicas necessárias para suportarem o funcionamento dos dispositivos exoesquelético ao realizarem um ciclo de marcha. Com base nas análises, foram observados que o torque gerado é maior em materiais convencionais, enquanto em biomateriais, os torques gerados pelos materiais poliméricos eram menores do que os gerados pelos metálicos.

Foram realizados estudos baseados nos três mecanismos, onde se observou que o mecanismo serial desenvolveu o maior torque nas duas juntas, enquanto o mecanismo percorria a trajetória do usuário. Por sua vez, ao serem introduzidas as barras auxiliares em uma configuração em paralelo, constatou-se que o torque diminuiu com relação ao dispositivo serial e, portanto, parte do esforço dos motores é sobrelevado nas barras, fazendo com que a potência dos motores seja menor.

No caso do mecanismo híbrido, nota-se que à medida que o aparelho efetua a trajetória, o torque necessário para mexer o mecanismo é inferior que no anterior. Contudo, existem picos de torques, especialmente na junta do quadril, que são muito parecidos aos valores do mecanismo serial. Tais efeitos são produzidos pela ação de conservação de energia feita pelas molas ao restituírem parte do movimento.

Observando desde a perspectiva dos parâmetros dinâmicos, ao inserir as barras auxiliares no mecanismo serial, diminuem os parâmetros J , T_{p2} , T_{p3} na junta do quadril, enquanto T_{p1} , T_{p4} aumentam levemente. Além disso, os parâmetros J , T_{p1} , T_{p4} na junta do joelho do mecanismo com paralelogramo aumentam com relação ao serial, e T_{p2} diminui levemente. Relacionando o mecanismo híbrido com os outros, observa-se que ao colocar as molas, os efeitos gravitacionais no sistema são reduzidos até ser um valor nulo.

Podemos concluir a partir destes estudos que efetivamente os parâmetros dinâmicos e os torques mudaram em função dos mecanismos que foram utilizados e dos materiais, dando vantagens mecânicas e energéticas que podem ser aproveitadas. Dessa forma, escolheu-se o PLA dentre a lista de materiais, posto que, além de ter características adequadas para o funcionamento ótimo em aplicações biomecânicas, suas boas propriedades mecânicas, estando elas dentro das faixas de operação do mecanismo e sua boa relação de custo-benefício, suporta as forças e torques de operação, tanto externas como internas. Da mesma forma, com essa escolha foram selecionados os sistemas de acionamento mais adequados que puderam ser utilizados nas estruturas.

6.1.3 Arquitetura de controle

A arquitetura de controle considerada é composta por duas malhas de controle: uma envolvendo o modelo cinemático do mecanismo em estudo e a outra a dinâmica, sendo esta última testada com três estruturas de controle PID diferentes sobre os motores. Além disso, uma malha a mais foi colocada para controlar um terceiro motor que atuaria como os movimentos do tornozelo. Esta arquitetura de controle envolve todos os conceitos considerados anteriormente, tanto da robótica e da mecânica de corpos rígidos quanto da mecatrónica.

A aplicação dos modelos dos motores como funções de transferência com o comportamento dinâmico inserido, permitiu simplificar os modelos dos motores, considerando somente os valores máximos dos torques e de seus parâmetros dinâmicos. Isto derivou em que os tempos de processamento e simulação diminuíssem e que a ação dos controladores não precisasse ser muito robusta.

Durante a simulação dos modelos para um material selecionado, observa-se que o erro entre os sinais de referência e as saídas dos motores são mínimos e, por conseguinte, a trajetória fornecida ao sistema é realizada satisfatoriamente. Dos três controladores utilizados, o PID com a configuração RST evidenciou um tempo de acomodação rápido e os valores de sobressinal ficaram dentro das faixas do projeto. Além disso, observa-se que com este controlador, os efeitos oscilatórios produzidos pelas perturbações nos sinais minoraram. As oscilatórias iniciais, produzidas quando é quebrada a condição inicial do sistema, ou seja, quando os valores de posição angular dos motores começam na posição de equilíbrio, podem ser minoradas se fosse posto condições iniciais no controlador RST.

Convém destacar que com o controlador discreto seria a melhor opção para ser utilizado em sistemas mecânicos reais, posto que seria possível embarcar seu equacionamento e testar com protótipos construídos.

6.2 Perspectivas futuras

Com base na abordagem adotada no desenvolvimento deste documento e levando em conta os resultados obtidos com a metodologia proposta, a seguir são expostas as sugestões para complementar e/ou propor desenvolvimentos futuros.

- Validar o sistema de controle em uma plataforma eletrônica ou utilizar técnicas de prototipagem rápida que simulem a informação obtida de sensores e o comportamento do sistema completo.
- Implementar um sistema com um maior número de graus de liberdade que relacione rotações além dos observados no plano sagital do corpo. Isto tornaria o sistema em uma plataforma mais completa e daria uma maior liberdade de movimento ao usuário.

- Simular o sistema com outras velocidades para conferir o funcionamento do sistema e observar o comportamento dos motores para acompanhar os sinais de referência obtidos da malha de controle.
- Propor novas estruturas mecânicas que melhorem a performance ou mudem o comportamento dinâmico das estruturas, para diminuir os esforços que desenvolvidos pelos motores.
- Utilizar controladores preditivos que diminuam as perturbações nos sistemas e atuem nas mudanças abruptas dos sinais, evitando que a estrutura faça movimentos que prejudicaria ao usuário e à mesma estrutura.
- Implementar outros sistemas de controle e inteligência artificial para melhorar a velocidade de resposta dos motores, otimizar a arquitetura de controle e diminuir as taxas de erros existentes entre as trajetórias de referência e as saídas dos motores.
- Propor e implementar outros sistemas de acionamento para observar o comportamento das estruturas e conferir sua performance com os resultados escritos neste documento.

7 REFERÊNCIAS

AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. A biomecânica em educação física e esporte. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 25, n. spe, p. 15–24, 2011.

ANAM, K.; AL-JUMAILY, A. A. **Active exoskeleton control systems: State of the art**. *Procedia Engineering*. 2012Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2012.07.273>>

ASBECK, A. T.; DE ROSSI, S. M. M.; GALIANA, I.; DING, Y.; WALSH, C. J. Stronger, smarter, softer: Next-generation wearable robots. **IEEE Robotics and Automation Magazine**, v. 21, n. 4, p. 22–33, 2014.

BANALA, S. K.; SEOK HUN KIM; AGRAWAL, S. K.; SCHOLZ, J. P. Robot Assisted Gait Training With Active Leg Exoskeleton (ALEX). **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 17, n. 1, p. 2–8, fev. 2009.

BATISTA, R. F.; KUTEKEN, R.; BAYÃO, U.; ROSARIO, J. M.; DUMUR, D. **Simulation of hybrid system for reproducing bilateral gait through dynamic model**. 2015 International Conference on Virtual Rehabilitation Proceedings (ICVR). Valencia, Spain: 2015

BEIL, J.; PERNER, G.; ASFOUR, T. **Design and control of the lower limb exoskeleton KIT-EXO-1**. 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). IEEE, ago. 2015Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7281186/>>

BOSE, S.; KE, D.; SAHASRABUDHE, H.; BANDYOPADHYAY, A. Additive Manufacturing of Biomaterials. **Progress in Materials Science**, ago. 2017.

CHEAH, C. C.; KAWAMURA, S.; ARIMOTO, S. Feedback control for robotic manipulator with an uncertain Jacobian matrix. **Journal of Robotic Systems**, v. 16, n. 2, p. 119–134, fev. 1999.

CHEN, B. et al. Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. **Journal of Orthopaedic Translation**, v. 5, p. 26–37, abr. 2016.

CHU, A.; KAZEROONI, H.; ZOISS, A. **On the Biomimetic Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)**. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, 2005Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/1570789/>>

COLLINS, S. H.; WIGGIN, M. B.; SAWICKI, G. S. Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton. **Nature**, v. 522, n. 7555, p. 212–215, 2015.

DE ARAUJO, M. V; ALSINA, P. J.; MELO, N. B.; ROZA, V. C. C. Powered Orthosis Ortholeg: Design and Development. **IEEE Latin America Transactions**, v. 13, n. 1, p. 90–95, 2015.

DE ROSSI, S. M. M. et al. Sensing Pressure Distribution on a Lower-Limb Exoskeleton Physical Human-Machine Interface. **Sensors**, v. 11, n. 1, p. 207–227, 2011.

DOLLAR, A. M.; HERR, H. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. **IEEE Transactions on Robotics**, v. 24, n. 1, p. 144–158, fev. 2008.

ELLIOTT, G.; MARECKI, A.; HERR, H. Design of a Clutch–Spring Knee Exoskeleton for Running. **Journal of Medical Devices**, v. 8, n. 3, p. 31002, 2014.

ESQUENAZI, A.; TALATY, M.; PACKEL, A.; SAULINO, M. The ReWalk Powered Exoskeleton to Restore Ambulatory Function to Individuals with Thoracic-Level Motor-Complete Spinal Cord Injury. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 91, n. 11, p. 911–921, nov. 2012.

FARRIS, R. J.; QUINTERO, H. A; GOLDFARB, M. Preliminary Evaluation of a Powered Lower Limb Orthosis to Aid Walking in Paraplegic Individuals. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 19, n. 6, p. 652–659, dez. 2011.

GARCIA, E.; SATER, J. M.; MAIN, J. Exoskeletons for Human Performance Augmentation (EHPA): A Program Summary. **Journal of the Robotics Society of Japan**, v. 20, n. 8, p. 822–826, 2002.

GRIFFIN, T. M.; ROBERTS, T. J.; KRAM, R. Metabolic cost of generating muscular force in human walking: insights from load-carrying and speed experiments. **Journal of Applied Physiology**, v. 95, n. 1, p. 172–183, jul. 2003.

GUIZZO, E.; GOLDSTEIN, H. The rise of the body bots. **IEEE Spectrum**, v. 42, n. 10, p. 42–48, 2005.

HERR, H. Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 6, n. 21, 2009.

HORST, R. W. **A bio-robotic leg orthosis for rehabilitation and mobility enhancement**. 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, set. 2009Disponível em:

<<http://ieeexplore.ieee.org/document/5333581/>>

HUO, W.; MOHAMMED, S.; MORENO, J. C.; AMIRAT, Y. Lower Limb Wearable Robots for Assistance and Rehabilitation: A State of the Art. **IEEE Systems Journal**, v. 10, n. 3, p. 1068–1081, 2016.

INOUE, K.; TANAKA, T.; WADA, T.; TACHIWANA, S. **Development of a Passive Knee Mechanism that Realizes Level Walk and Stair Ascent Functions for Transfemoral Prosthesis**. 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). UTown, Singapore: IEEE, 2016

JEZERNIK, S.; COLOMBO, G.; KELLER, T.; FRUEH, H.; MORARI, M. Robotic Orthosis Lokomat: A Rehabilitation and Research Tool. **Neuromodulation: Technology at the Neural Interface**, v. 6, n. 2, p. 108–115, abr. 2003.

JIMÉNEZ-FABIÁN, R.; VERLINDEN, O. Review of control algorithms for robotic ankle systems in lower-limb orthoses, prostheses, and exoskeletons. **Medical Engineering & Physics**, v. 34, n. 4, p. 397–408, maio 2012.

KAZEROONI, H. The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton. In: **Field and Service Robotics**. Springer Berlin Heidelberg, 2006. p. 9–15.

KOLAKOWSKY-HAYNER, S. A. Safety and Feasibility of using the EksoTM Bionic Exoskeleton to Aid Ambulation after Spinal Cord Injury. **Journal of Spine**, v. 2013, n. 2, p. S4-3, 2013.

LEVY BENASULY, A. E. Principios de la ortesiología. In: **Ortopodología y aparato locomotor: ortopedia de pie y tobillo**. Masson ed. Espanha: 2003. p. 1–38.

MAJEED, A. P. P. A. et al. The Control of a Lower Limb Exoskeleton for Gait Rehabilitation: A Hybrid Active Force Control Approach. **Procedia Computer Science**, v. 105, n. December 2016, p. 183–190, 2017.

MARTINEZ-VILLALPANDO, E. C.; MOONEY, L.; ELLIOTT, G.; HERR, H. **Antagonistic Active Knee Prosthesis . A Metabolic Cost of Walking Comparison With a Variable-Damping Prosthetic Knee**. 33th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS. Boston, Massachusetts, USA: IEEE, 2011

MAXON-MOTOR. **Catalog Page - EC-i 40 Ø40 mm, brushless, 70 Watt**, 2017a.

MAXON-MOTOR. **Catalog Page - EC-i 40 Ø40 mm, brushless, 50 Watt**, 2017b.

MOONEY, L. M.; HERR, H. M. Biomechanical walking mechanisms underlying the metabolic reduction caused by an autonomous exoskeleton. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 13, n. 4, p. 1–12, 28 dez. 2016.

MOONEY, L. M.; ROUSE, E. J.; HERR, H. M. Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human walking during load carriage. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 80, 2014.

NILSSON, A. et al. Gait training early after stroke with a new exoskeleton – the hybrid assistive limb: a study of safety and feasibility. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 92, 2014.

PARK, J.; LAKES, R. S. **Biomaterials**. New York, NY: Springer New York, 2007.

PRATT, J.; KRUPP, B.; MORSE, C. Series elastic actuators for high fidelity force control. **Industrial Robot: An International Journal**, v. 29, n. 3, p. 234–241, jun. 2002.

PUERTA BARRERA, J. F. **Proposta de arquitetura de controle para prótese robótica de membro inferior**. Universidade Estadual de Campinas, 2017.

REA, R.; BECK, C.; ROVEKAMP, R.; NEUHAUS, P.; DIFTLER, M. **X1: A Robotic Exoskeleton for In-Space Countermeasures and Dynamometry**. AIAA SPACE 2013 Conference and Exposition. Reston, Virginia: American Institute of Aeronautics and Astronautics, 10 set. 2013Disponível em: <<http://arc.aiaa.org/doi/pdf/10.2514/6.2013-5510%5Cnpapers2://publication/uuid/F4024F51-4A8D-44CD-970B-902AB583C003>>

RIENER, R. et al. Patient-Cooperative Strategies for Robot-Aided Treadmill Training: First Experimental Results. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 13, n. 3, p. 380–394, set. 2005.

ROSÁRIO, J. M. Modelagem dinâmica e controle de manipuladores robóticos. In: **Princípios de Mecatrônica**. Prentice Hall, 2005. p. 356.

SANKAI, Y. HAL: Hybrid Assistive Limb Based on Cybernetics. In: **Robotics Research: The 13th International Symposium ISRR**. p. 25–34.

SAWICKI, G. S.; GORDON, K. E.; FERRIS, D. P. **Powered Lower Limb Orthoses: Applications in Motor Adaptation and Rehabilitation**. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. IEEE, 2005Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/1501086/>>

SCHEINMAN, V.; MCCARTHY, J. M.; SONG, J.-B. Mechanism and Actuation. In: SICILIANO, B.; KHATIB, O. (Eds.). **Springer Handbook of Robotics**. Cham: Springer International Publishing, 2016. p. 67–90.

SHARMA, N.; MUSHAHWAR, V.; STEIN, R. Dynamic optimization of FES and orthosis-based walking using simple models. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 22, n. 1, p. 114–126, 2014.

SONG, L.; WANG, X.; WANG, C.; FAN, Y. **A Novel Testing Device for Lower-Limb Prostheses**. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, IFMBE Proceedings 39. Beijing, China: Springer, Berlin, Heidelberg, 2012

TUCKER, M. R. et al. Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics : a review. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 12, n. 1, p. 1–29, 2015.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O’CONNOR, J. C. **The Three-Dimensional and Cyclic Nature of Gait**.

VOSE, J. G.; MCCARTHY, A.; TACDOL, E.; HORST, R. W. Optimization of Lower Extremity Kinetics during Transfers Using a Wearable, Portable Robotic Lower Extremity Orthosis: A Case Study. In: **Converging clinical & engineering research on NR**. v. 1p. 99–102.

WHITTLE, M. W. **Gait Analysis. An Introduction**. Elsevier, 2007. v. 4

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2009.

YAGN, N. **Apparatus for facilitating walking, running, and jumping** US Patent **440,584**, 1890.

YAN, T.; CEMPINI, M.; ODDO, C. M.; VITIELLO, N. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons. **Robotics and Autonomous Systems**, v. 64, p. 120–136, 2015.

YOUNG, A. J.; FERRIS, D. P. State of the Art and Future Directions for Lower Limb Robotic Exoskeletons. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 25, n. 2, p. 171–182, 2017.

ZEILIG, G. et al. Safety and tolerance of the ReWalk™ exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: A pilot study. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 35, n. 2, p. 101–96, 2012.

ZHU, A.; HE, S.; HE, D.; LIU, Y. Conceptual Design of Customized Lower Limb Exoskeleton Rehabilitation Robot Based on Axiomatic Design. **Procedia CIRP**, v. 53, p. 219–224, 2016.

ZOSS, A. B.; KAZEROONI, H.; CHU, A. Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, v. 11, n. 2, p. 128–138, 2006.

**ANEXO A – Coeficientes das equações de torque dos mecanismos
para cada material**

Mecanismo Serial					
Material	Parâmetros				
	C₀₁	C₀₂	C₀₃	C₀₄	C₀₅
Liga de Aço - ASTM F 138	0.5841	0.2682	0.2099	12.9728	4.9034
Liga de Aço - ISO 5832-9	0.5733	0.2633	0.2061	12.7341	4.8132
Co-Cr - ASTM F75	0.6092	0.2798	0.2189	13.5299	5.1140
Liga de Titânio Ti-6Al-4V	0.3225	0.1481	0.1159	7.1629	2.7074
ABS	0.0745	0.0342	0.0268	1.6554	0.6257
PLA	0.0892	0.0410	0.0321	1.9817	0.7490
PMMA	0.0839	0.0385	0.0301	1.8624	0.7039
Liga de Alumínio - 6061	0.1942	0.0892	0.0698	4.3137	1.6305
Liga de Aço - 1020	0.5640	0.2590	0.2027	12.5271	4.7349

Mecanismo com Paralelogramo					
Material	Parâmetros				
	C₀₆	C₀₇	C₀₈	C₀₉	C₁₀
Liga de Aço - ASTM F 138	0.6259	0.2559	0.2092	14.3770	4.9695
Liga de Aço - ISO 5832-9	0.6144	0.2512	0.2054	14.1124	4.8781
Co-Cr - ASTM F75	0.6527	0.2669	0.2182	14.9945	5.1830
Liga de Titânio Ti-6Al-4V	0.3456	0.1413	0.1155	7.9382	2.7439
ABS	0.0799	0.0327	0.0267	1.8346	0.6341
PLA	0.0956	0.0391	0.0320	2.1962	0.7592
PMMA	0.0898	0.0367	0.0300	2.0639	0.7134
Liga de Alumínio - 6061	0.2081	0.0851	0.0696	4.7806	1.6524
Liga de Aço - 1020	0.6044	0.2471	0.2020	13.8831	4.7988

Mecanismo Híbrido				
Material	Parâmetros			
	D₀₁	D₀₂	D₀₃	D₀₄
Liga de Aço - ASTM F 138	22.4384	0	-8.8818e-16	4.4409e-16
Liga de Aço - ISO 5832-9	22.0254	0	-8.8818e-16	0
Co-Cr - ASTM F75	23.4020	0	-1.7764e-15	0
Liga de Titânio Ti-6Al-4V	12.3893	8.8818e-16	0	2.2204e-16
ABS	2.8633	0	0	0
PLA	3.4277	0	-2.2204e-16	0
PMMA	3.2212	-2.220e-16	-1.1102e-16	-5.5511e-17
Liga de Alumínio - 6061	7.4611	0	-4.4409e-16	0
Liga de Aço - 1020	21.6675	0	-8.8818e-16	0