



RAYANNE FLORIANO BATISTA

**Proposta de Arquitetura de Controle para
Exoesqueleto Robótico de Reabilitação da Marcha
Antropomórfica**

66/2013

**CAMPINAS
2013**



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

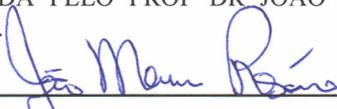
RAYANNE FLORIANO BATISTA

Proposta de Arquitetura de Controle para Exoesqueleto Robótico de Reabilitação da Marcha Antropomórfica

Orientador: Prof. Dr. João Maurício Rosário

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica, na Área de Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico.

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELA ALUNA RAYANNE FLORIANO BATISTA E ORIENTADA PELO PROF DR JOÃO MAURÍCIO ROSÁRIO.



ASSINATURA DO ORIENTADOR

CAMPINAS
2013

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

F663p Floriano-Batista, Rayanne, 1988-
Proposta de arquitetura de controle para exoesqueleto robótica de reabilitação da marcha antropomórfica / Rayanne Floriano Batista. – Campinas, SP : [s.n.], 2013.

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

1. Robótica na medicina. 2. Controle. 3. Reabilitação. 4. Marcha humana. 5. Modelagem matemática e simulação. I. Rosário, João Maurício, 1959-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Control architecture proposal for robotic exoskeleton for human gait rehabilitation

Palavras-chave em inglês:

Robotics in medicine

Control

Rehabilitation

Human gait

Mathematical modeling Simulation

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico

Titulação: Mestra em Engenharia Mecânica

Banca examinadora:

João Maurício Rosário [Orientador]

Ely Carneiro de Paiva

Francisco Carlos Parquet Bizarria

Data de defesa: 15-08-2013

Programa de Pós-Graduação: Engenharia Mecânica

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO

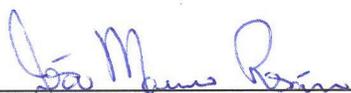
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**PROPOSTA DE ARQUITETURA DE CONTROLE PARA
EXOESQUELETO ROBÓTICO DE REABILITAÇÃO DA
MARCHA ANTROPOMÓRFICA**

Autora: Rayanne Floriano Batista

Orientador João Mauricio Rosário

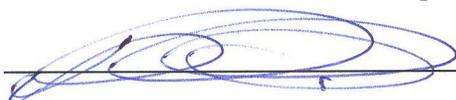
A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou esta dissertação



Prof. Dr. João Mauricio Rosário, Presidente
Universidade Estadual de Campinas - Faculdade de Engenharia Mecânica DPM



Prof. Dr. Ely Carneiro de Paiva
Universidade Estadual de Campinas - Faculdade de Engenharia Mecânica DPM



Prof. Dr. Francisco Carlos Parquet Bizarria
Instituto de Aeronáutica e Espaço – DCTA

Campinas, 15 de agosto de 2013.

“We shape our tools and afterwards our tools shape us.”

Marshall McLuhan

RESUMO

Nesta dissertação realiza-se um estudo cinemático e dinâmico da marcha humana tendo como base a biomecânica e a antropomorfia dos membros inferiores, assim como nos paradigmas que regem a reabilitação assistida por meio da robótica. Propõe-se uma estratégia de controle de um exoesqueleto robótico para membros inferiores através do cálculo do torque computado, com a finalidade terapêutica de reabilitação da marcha. Adota-se a marcha dinâmica como inspiração para o modelo do sistema, usando uma estrutura simplificada que atuará em dois modos de funcionamento, onde a transição entre um módulo e outro será controlada por meio do formalismo de sistema de eventos. O sistema foi modelado a partir do desenvolvimento de suas equações dinâmicas e implementação em Matlab[®], como também através do uso da plataforma SimMechanics[®] que permitiu a modelagem de componentes externas com maior grau de complexidade. Através de simulação computacional verificou-se que sistema em estudo apresentou um desempenho preciso no desenvolvimento da marcha, onde se considerou, inclusive, os efeitos do impacto que ocorrem a partir da interação do pé com solo.

Palavras-chave: Robótica Assistiva, Exoesqueleto, Controle, Torque Computado, Modelagem matemática, Biomecânica, Reabilitação, Marcha antropomórfica, Pêndulo Duplo.

ABSTRACT

In this dissertation is executed a cinematic and dynamic study of human's gait based on the field of knowledge of biomechanics and the anthropomorphic characteristics of human's leg, based as well on paradigms the rules the assisted rehabilitation with the use of robots. Here it's proposed and strategy of control of robotic exoskeletons for lower limbs through the computed-torque with therapeutic goal to improve the human gait. The dynamic gait inspire the system's model, it's used a simplified structure which will function in two distinctive modes of operation, the transition between the modes is control by a system of discrete events. The modeled system is developed from its dynamic equations in Matlab[®] and also with the use of SimMechanics[®] simulation platform the allowed the inclusion of external components with greater complexity in the model. Through the computational simulation is concluded that the studied system had a precise performance in development of the gait, the control simulation included the effects of the impact that occurs when the foot interact with the solo.

Key words: Biomechanics, Exoskeleton, Rehabilitation, Computed-torque control, Human Gait, Assistive Robotic

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Exoesqueleto visão geral do projeto	5
Figura 2 - Robótica de reabilitação exoesqueletos versus próteses robóticas (PONS. CERES e CALDER´ON, 2009).....	8
Figura 3 – Exoesqueleto assistivo esquerda versus exoesqueleto extensivo direito (PONS. CERES e CALDER´ON, 2009).....	9
Figura 4 - Primeira patente pedida para dispositivo extensor (YAGN,1890)	11
Figura 5 Hardiman (KAZEROONI, 2008) ; Exoesqueleto desenhado para paraplégicos (SEIREG et al, 1981); HAL (KAZEROONI, 2008).....	11
Figura 6 Processo Interação Humana-Robótica exemplificado para um exoesqueleto de membro superior (BUENO et al, 2008).....	13
Figura 7- Modelo sequencial do sistema de controle motor humano (ABERNETHY, et.al., 2005)	14
Figura 8 Posição anatômica e os três planos de referência e as seis direções fundamentais (WITTLE, 2007).....	16

Figura 9 Movimentos Realizados Pelos Membros Inferiores (WHITTLE, 2007).....	17
Figura 10 Antropometria: Segmentos corporais em função de frações da altura total H (WINTER, 2009).....	18
Figura 11 - a) Ossos e juntas dos membros inferiores b) Lado lateral do pé direito (WHITTLE, 2007).....	20
Figura 12 Corpo humano segmentado antropometria tridimensional (HANAVAN, 1964)	21
Figura 13 - Exemplo de simplificação geométrica do segmento da perna (VAUGHAN, et. al. 1999).....	22
Figura 14 – Modelo de segmentos rígidos do membro inferior com base no sistema esquelético (FORNER CORDERO et al 2008).....	22
Figura 15 Marcha humana com modelo simplificado utilizado com super exposição (WHITLLE, 2007).....	23
Figura 16 Ciclo de marcha normal e seus principais eventos (ABERNETHY, et.al., 2005).....	24
Figura 17 Vetor de reação do solo na transição das fases do período de apoio (WHITLLE, 2007).	28
Figura 18 Trajeto do centro de massa do corpo em um plano horizontal e vertical (ABERNETHY, et.al., 2005).....	29
Figura 19 Os determinantes da marcha atuando para o amortecimento da oscilação vertical do centro de massa do corpo (SAUNDERS, INMAN e EBERHART 1953)	30
Figura 20 - Pêndulo duplo (esquerda) e pêndulo duplo invertido (direita)	33
Figura 21 - Pêndulo duplo simples e invertido: cinemática inversa.....	37
Figura 22 - Modelo cinemático inverso duas configurações possíveis a esquerda para θ_2 positivo e a direita negativo.....	38

Figura 23 Posicionamento e medições dos marcadores utilizados no acesso de marcha (WINTER, 2009).....	46
Figura 24 - Gráfico da trajetória no espaço	46
Figura 25 - Gráfico da trajetória do tornozelo em função do tempo à esquerda para o eixo y e à direita para o eixo x	47
Figura 26 - Gráfico da trajetória do centro de massa do HAT (à esquerda) e gráfico da trajetória da junta do quadril (à direita) plotados no espaço do plano sagital.....	48
Figura 27 Gráfico da trajetória do HAT em função do tempo à esquerda para o eixo y e à direita para o eixo x	49
Figura 28 Gráfico da trajetória do quadril em função do tempo à esquerda para o eixo y e à direita para o eixo x	49
Figura 29 - Trajetória do quadril (esquerda), do joelho (direita) e tornozelo (abaixo) no espaço das juntas analisado no plano sagital durante a realização da marcha em função do tempo.....	50
Figura 30 Sistema de controle para exoesqueleto inferior	53
Figura 31 Arquitetura de modelo híbrido do exoesqueleto	55
Figura 32 - Modelo em eventos discretos da marcha	56
Figura 33 – Modelo sintetizado da marcha	57
Figura 34 – Sistema com estado de parada.....	58
Figura 35 Arquitetura de controle por torque computado (LEWIS, DAWSON e ABDALLAH, 2004).....	60
Figura 36 Arquitetura do controle por torque computado com laço externo com controle PD (CRAIG, 2005)	62
Figura 37 - Arquitetura do sistema desenvolvido no Simulink®	65
Figura 38 Arquitetura simplificada do sistema	66

Figura 39 Representação visual do modelo desenvolvido no SimMechanics da execução da marcha bilateral	67
Figura 40 – Arquitetura do bloco de controle desenvolvido para uma junta n em Simulink®	68
Figura 41 - Modelo dinâmico do sistema desenvolvido com o uso do toolbox SimMechanics™	71
Figura 42 Arquitetura do sistema de reabilitação	72
Figura 43 Fluxograma	73
Figura 44 Gráfico da trajetória da junta do quadril. Trajetória desejada em linhas tracejadas, trajetória resultante em linhas sólidas.....	75
Figura 45 Gráfico do erro entre a trajetória desejada e trajetória resultante da junta do quadril ..	75
Figura 46 Gráfico da trajetória da junta do joelho. Trajetória desejada em linhas tracejadas, trajetória resultante em linhas sólidas.....	76
Figura 47 Gráfico do erro entre a trajetória desejada e trajetória resultante para junta do joelho	76
Figura 48 Trajetória da junta do joelho Trajetória desejada em linhas tracejadas, trajetória resultante em linhas sólidas	77
Figura 49 Erro entre a trajetória desejada e trajetória resultante da junta do quadril.....	78
Figura 50 Trajetória da junta do tornozelo. Trajetória desejada em linhas tracejadas, trajetória resultante em linhas sólidas	78
Figura 51 Erro entre a trajetória desejada e trajetória resultante da junta do quadril.....	79

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 POSICIONAMENTO NO PROBLEMA.....	1
1.2 JUSTIFICATIVA.....	3
1.3 OBJETIVOS.....	3
1.3.1 Objetivo Geral.....	3
1.3.2 Objetivos Específicos.....	4
1.4 METODOLOGIA.....	4
1.5 ESTRUTURA DO TRABALHO.....	5
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	7
2.1 DISPOSITIVOS DE REABILITAÇÃO.....	7
2.2 EXOESQUELETOS.....	8
2.2.1 Classificação.....	9
2.2.2 Histórico e estado da arte.....	10
2.3 INTERAÇÃO HUMANA-ROBÓTICA.....	12
2.3.1 Interação Física.....	12

2.3.2 Interação Cognitiva	13
2.4 REABILITAÇÃO	14
2.5 BIOMECÂNICA.....	15
2.5.1 Antropometria	17
2.6 ESTUDO DA MARCHA.....	23
2.6.1 Perspectiva Biomecânica	24
2.6.2 Perspectiva Energética	28
2.7 CONCLUSÃO E DISCUSSÃO DO CAPÍTULO	30
3 MODELAGEM DO SISTEMA	32
3.1 MODELAGEM CINEMÁTICA.....	32
3.1.1 Cinemática Direta.....	33
3.1.2 Obtenção da Jacobiana.....	35
3.1.3 Cinemática Inversa.....	36
3.1.3.1 Cinemática Inversa: Pêndulo duplo	37
3.1.3.2 Cinemática Inversa: Pêndulo duplo invertido.....	38
3.1.4 Análise de Singularidades	39
3.2 MODELAGEM DINÂMICA.....	40
3.2.1 Pêndulo duplo	41
3.2.2 Pêndulo duplo invertido	42
3.2.3 Pontos de equilíbrio do sistema.....	42
3.2.4 Linearização do sistema	43
3.3 TRAJETÓRIA DO SISTEMA.....	44
3.4 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	51
4 ARQUITETURA DE CONTROLE	52
4.1 CONTROLE DE EXOESQUELETO.....	52

4.2 ABORDAGEM DA LOCOMOAÇÃO COMO UM SISTEMA HÍBRIDO.....	53
4.2.1 SISTEMA HÍBRIDO	54
4.2.2 PROPOSTA DA ARQUITETURA DE CONTROLE	54
4.3 EVENTOS DISCRETOS	55
4.4 SISTEMA DE CONTROLE CONTÍNUO	58
4.4.1 Torque Computado.....	59
4.4.1.1 Malha interna de controle	60
4.4.1.2 Malha externo de controle	61
4.5 DESENVOLVIMENTO DO CONTROLADOR	63
4.6 REABILITAÇÃO	63
4.7 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	64
5 IMPLEMENTAÇÃO COMPUTACIONAL DO SISTEMA	65
5.1 APRESENTAÇÃO DO SISTEMA.....	65
5.2 IMPLEMENTAÇÃO DO MODELO DO SISTEMA.....	67
5.2.1 Modelo do Controlador	68
5.2.2 Modelo dinâmico matemático.....	69
5.2.3 Modelagem dinâmica no SimMechanics™	70
5.2.4 Sistema de reabilitação.....	72
5.3 SISTEMA DE EVENTOS	73
5.4 DESEMPENHO E RESULTADOS.....	74
5.4.1 Desempenho do sistema de controle.....	74
5.4.1.1 Pêndulo duplo	74
5.4.1.2 Pêndulo duplo invertido.....	77
5.5 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	79
6 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS.....	80

6.1 MARCHA HUMANA E BIOMECÂNICA.....	80
6.2 MODELAGEM MATEMÁTICA DO SISTEMA	81
6.3 CONTROLE DO SISTEMA.....	81
6.4 SIMULAÇÃO	82
6.5 PERSPECTIVAS FUTURAS	82
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	84
APÊNDICE A	87
APÊNDICE B.....	90
APÊNDICE C.....	92

1. INTRODUÇÃO

O ser humano sempre foi confrontado por sua própria fragilidade: doenças, paralisias e amputações figuram entre os males que têm acometido a humanidade ao longo de sua evolução. Em resposta ele se colocou em uma incessante busca por tecnologia, ciência e métodos que amenizem seu sofrimento e promovam seu bem estar. A engenharia de reabilitação é o retrato contemporâneo dessa busca e a robótica tem um papel importante nesse processo.

Dispositivos de reabilitação robótica começam gradualmente a saírem do meio científico e imaginário artístico para serem conhecidos pelo grande público. Robôs tornam-se ferramentas alternativas às terapias tradicionalmente realizadas diretamente por profissionais da saúde e ampliam a funcionalidade de dispositivos de reabilitação convencionais como próteses e órteses.

Este capítulo apresenta a análise e perspectivas que motivaram a execução da pesquisa, o contexto da problemática relacionado à ambulação e o posicionamento adotado diante aos paradigmas relacionados a exoesqueletos, a robótica e a reabilitação.

1.1 POSICIONAMENTO NO PROBLEMA

O grau de autonomia de cada indivíduo está intimamente ligado a sua habilidade ambulatoria, essa que no ser humano se denomina marcha, onde, alternadamente, um membro avança à frente do outro garantindo ao indivíduo simultaneamente deslocamento no espaço e equilíbrio. No entanto, tal habilidade por vezes se encontra comprometida por motivos diversos, entre eles paraplegia, lesões, disfunções circulatórias e até mesmo devido à perda total ou parcial dos membros inferiores. Além do amplo panorama de disfunções ambulatorias que podem ser adquiridas ao longo da vida, tem-se ainda o progressivo envelhecimento da população mundial.

O envelhecimento traz consigo uma efetiva redução de mobilidade e de controle motor, na terceira idade a porcentagem de mortes causadas por quedas equivale a fatalidades no trânsito na população jovem (WINTER, D A 1995). O que coloca a prevenção de acidentes causados por problemas ambulatoriais em caráter emergencial para uma faixa etária da população que representará 25% da população mundial em 2050 (IBGE, 2010) e 22% da população brasileira, em 2020 a população idosa brasileira será de aproximadamente 30 milhões 15% da população brasileira (IBGE, 2002).

No Brasil dados do censo realizado em 2000 mostram que a concentração de paraplegia atinge seus maiores níveis em na população carente, que ganha menos de dois salários mínimos. Mais de 4% da população brasileira apresenta algum tipo de dificuldade em se locomover e pelo menos metade dessa população se encontra em áreas de aglomerados rurais sem acesso a tratamentos mais avançados presentes em grandes centros urbanos.

A formação de profissionais especializados em reabilitação para atender a crescente demanda de assistência é uma medida atingida com altos investimentos e de impacto em longo prazo. Nesse quadro a robótica assistiva torna-se uma das respostas mais atraentes e energéticas a essa demanda.

Associação da robótica com a biomecânica resultou tanto na renovação de dispositivos como as próteses quanto na criação de novos dispositivos: os exoesqueletos, esses dispositivos tem a principal funcionalidade de promover a reabilitação motora humana.

O uso de exoesqueletos terapêuticos se justifica tanto pela redução de custo de um tratamento, quanto para fins de otimização da terapia, esse possibilita tanto uma terapia não supervisionada, quanto uma forma quantificada de monitorar o tratamento.

Essa proposta visa o desenvolvimento do projeto de modelagem e controle de um exoesqueleto destinado à reprodução do movimento de marcha humana para fins terapêuticos de reabilitação do membro inferior. Propõe-se ainda que essa arquitetura tenha em seu funcionamento os paradigmas que promovam uma melhor reabilitação de acordo com a literatura vigente.

1.2 JUSTIFICATIVA

O campo da biomecânica conta com uma extensa descrição dos movimentos realizados durante a marcha humana, por meio dessa tem-se que a marcha constitui de uma sequência dinâmica e cíclica de trajetórias realizadas pelos membros inferiores. Para a robótica a marcha bípede permanece um desafio: durante a execução da marcha o robô deve manter o complexo equilíbrio dinâmico do sistema durante o avanço de um dos membros inferiores enquanto o outro deverá sustentar o corpo, lidar com as complexas variações do meio terrestre durante a locomoção e ainda a alternância de módulos de marcha e velocidades, garantindo por fim o mínimo de consumo energético. Um exoesqueleto de membro inferior oferece em complemento a isto o desafio de interagir com seu usuário, corrigindo os erros e distúrbios que esse possa oferecer e ainda assim se manter controlável pelo mesmo.

Atualmente uma série de equipamentos têm sido introduzidos no mercado com finalidades terapêuticas de reabilitação, no entanto, seu alto custo limita a disponibilidade desses para uma grande gama da população. Em parte os altos preços desses equipamentos se devem à falta de alternativas a tecnologias vigentes e propriedade de grandes empresas de ramos diversificados. Sendo interessante a existência de estudos que se comprometam com a acessibilidade da tecnologia sem o detrimento da acessibilidade.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

Este estudo tem como principal objetivo desenvolver, por meio de abordagem teórica e validar por meio de simulações, a arquitetura de controle a ser usada em um dispositivo robótico que auxilie o processo de reabilitação do membro inferior humano. Visa-se adotar como modelo

uma aproximação simplificada da perna humana em primeiras instâncias para que não ocorra perda de generalidade, que posterior ao trabalho seja estendido para estruturas mais complexas. Em vista da funcionalidade básica de locomoção, define-se a marcha humana como a trajetória a ser descrita pelo dispositivo.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Apresentar ferramentas para a modelagem cinemática direta e inversa envolvida no desenvolvimento da marcha
- Definição da trajetória da marcha antropomórfica
- Determinar a dinâmica do modelo estudado
- Desenvolver sistema de controle
- Simular a atuação integrada do dispositivo por meio de software

1.4 METODOLOGIA

Esta dissertação tem sua temática resumida na Figura 1, para tanto se adota os seguintes métodos: inicialmente executa-se uma revisão bibliográfica a fim de delimitar os paradigmas relacionados à reabilitação, marcha, controle e exoesqueletos. Com base na revisão parte-se para a modelagem matemática do dispositivo, esse deve ser o de maior grau de simplicidade que seja capaz de reproduzir de forma satisfatória os movimentos da marcha. O modelo deve ter seus parâmetros ajustados de acordo com as propriedades antropomórficas dos membros inferiores. A partir deste se realiza o estudo cinemático direto e inverso assim como o estudo dinâmico do sistema.

A trajetória de marcha do sistema é definida através de levantamento de dados experimentais obtidos na bibliografia e com base nessa determinam-se os sinais a serem enviados

aos atuadores presentes em cada junta do sistema. Uma vez determinada o padrão de resposta desejada do sistema assim como seu comportamento dinâmico parte-se para a arquitetura de controle que além de estabilizar o sistema para a execução da marcha, tem em sua estrutura as considerações referentes ao paradigma de reabilitação.

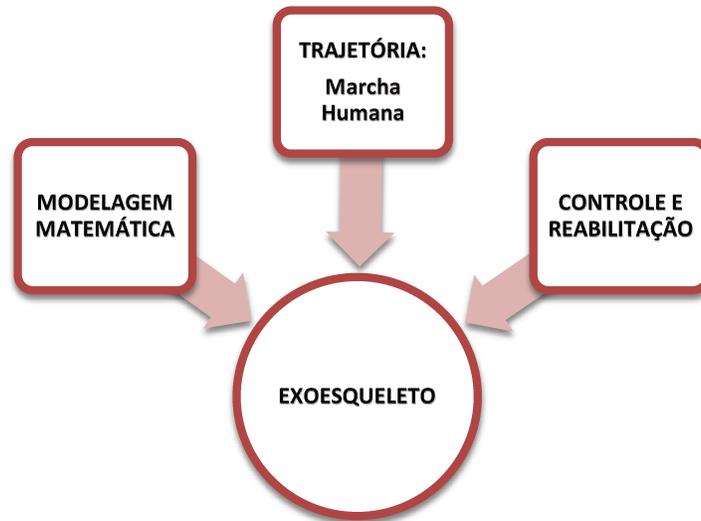


Figura 1 - Exoesqueleto visão geral do projeto

1.5 ESTRUTURA DO TRABALHO

Para o desenvolvimento do trabalho este se encontra estruturado nos seguintes capítulos: O *segundo capítulo* dedica-se a revisão bibliográfica e o estado da arte de exoesqueletos, uma introdução à biomecânica, explana-se sobre os fatores envolvidos na reabilitação motora e os paradigmas que levariam a uma aceleração do mesmo processo quando se tratando de reabilitação assistida por meio da robótica, seguido da conclusão parcial do capítulo que orientará o desenvolvimento das seções seguintes.

O *terceiro capítulo* reserva-se para um estudo aprofundado da estrutura adotada para representação do membro inferior no estudo da marcha para posteriormente desenvolver o sistema de controle. Estuda-se a cinemática direta e inversa de uma simplificação do modelo descrito através de um pêndulo duplo assim como suas propriedades dinâmicas e se obtém as equações que regem o comportamento do sistema. O *quarto capítulo* concentra-se na definição de arquitetura do sistema com base na trajetória adotada, propriedades dinâmicas do sistema e reabilitação.

No *quinto capítulo* consagra-se a implementação computacional do sistema na plataforma de simulação do Simulink™ e Matlab™ onde o sistema dinâmico é resolvido por meio de métodos numéricos, nesse ainda apresentam-se e discutem os resultados obtidos por meio da análise computacional e simulação do sistema. Por fim, no *último capítulo* são apresentadas as conclusões finais desta dissertação e as perspectivas futuras deste trabalho de pesquisa.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

No presente capítulo busca-se contextualizar os diferentes temas envolvidos na execução do projeto assim como apresentar as definições e classificações vigentes das áreas. Inicia-se o capítulo com o estado da arte dos exoesqueletos, discutindo-se alguns de seus exemplares. Apresenta-se em seguida a área de biomecânica e se delimita as propriedades necessárias para o levantamento de um modelo matemático dos membros inferiores. Segue-se então para uma discussão sobre a marcha e o se encerra com o tópico de reabilitação e seus paradigmas.

2.1 DISPOSITIVOS DE REABILITAÇÃO

Prótese e órtese são dispositivos mecânicos voltados à reabilitação das funções motoras, primordialmente concebidos para seres humanos. Prótese é o mecanismo destinado a substituir e a reabilitar as funções de um membro ausente no usuário, devido à amputação ou a defeitos congênitos (PITKIN, 2006). *Próteses passivas* vêm sendo usadas ao longo da história em diversas civilizações, que abrangem desde pedaços de madeira a cadeias cinemáticas biomiméticas. Apesar de algum esforço ter sido desenvolvido em atuadores mecânicos como válvulas hidráulicas, cilindros pneumáticos, travamento por meio de molas, pastilhas de freio entre outros, próteses ativas só se tornaram viáveis com o advento da mecatrônica. Órteses caracterizam-se como dispositivos destinados a auxiliarem um membro presente, mas que teve suas funções comprometidas. Esse auxílio se dá fornecendo uma sustentação mecânica ao membro, dado o tônus muscular perdido por conta da inabilidade em controlá-lo.

O exoesqueleto tem como seu antecessor na história da engenharia de reabilitação as órteses, ele amplia as possibilidades de auxílio ao usuário, devido tanto ao sistema de atuação como o sensoriamento, podendo não só fornecer sustento como permitir a execução de movimentos perdidos.

2.2 EXOESQUELETOS

Exoesqueletos são dispositivos mecatrônicos integrados ao corpo humano, ou partes do mesmo, que se destinam a mapear e/ou ampliar suas funções motoras. Como funcionam em paralelo a membros do ser humano são tidos como *wearable robots*, termo da língua inglesa que define robôs orientados a pessoa que interagem de forma física e cognitiva com seu usuário (PONS, CERES e CALDERÓN, 2009). A Figura 2 ilustra diferentes tipos de *wearable robots* pertencentes à robótica assistiva.



Figura 2 - Robótica de reabilitação exoesqueletos versus próteses robóticas (PONS, CERES e CALDERÓN, 2009)

2.2.1 Classificação

Exoesqueletos podem ser divididos em duas categorias referindo-se à parte corporal: *exoesqueleto superior* destinado aos membros superiores do corpo humano (Figura 2 canto superior esquerdo) e *exoesqueleto inferior* destinado a acoplar-se a membros inferiores (Figura 2 canto inferior esquerdo) (KAZEROONI, 2008). Classificados de acordo com sua finalidade: os assistivos, que se destinam a aplicar força nos membros do usuário para auxiliar a execução de alguma função, e o extensivo, que se destina a aumentar a força do usuário aplicando força no meio externo (PONS, CERES e CALDERÓN, 2009).

A Figura 3 ilustra a diferença entre o princípio de funcionamento de um exoesqueleto assistivo e um exoesqueleto extensivo. A esquerda se pode observar o assistivo em que a força final é exercida diretamente ao membro do usuário para que esse realize uma dada trajetória, já a direita a força final de um movimento gerado pelo usuário é orientada para uma estrutura do exoesqueleto que atua como suporte a fim de reduzir a força atuando sobre o membro.

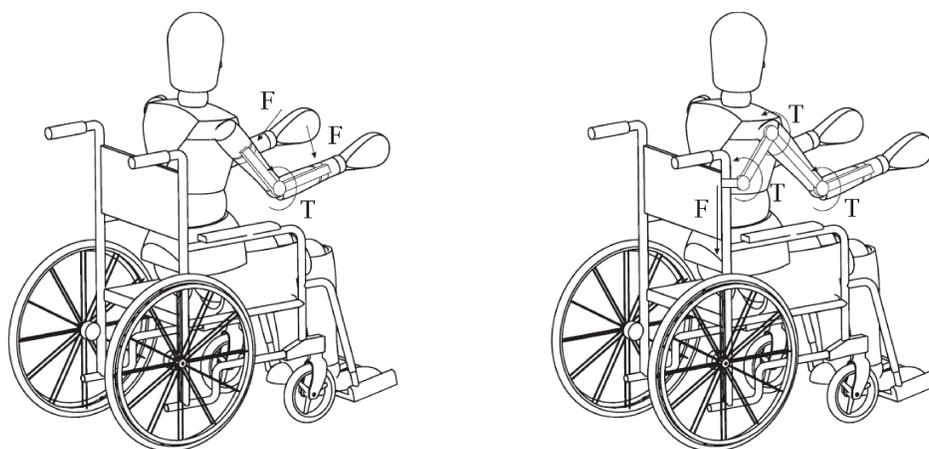


Figura 3 – Exoesqueleto assistivo esquerda versus exoesqueleto extensivo direito (PONS, CERES e CALDERÓN, 2009)

Quanto à reabilitação possibilitada pelo exoesqueleto ele pode ainda ser classificado em três categorias: mecanismo de suporte de postura; mecanismo de reabilitação e robô de assistência ou substituição de função motora (RUIZ et al, 2006).

2.2.2 Histórico e estado da arte

A primeira patente para um dispositivo extensão da força humana foi solicitada em 1890 pelo russo Nichola Yagn, nela é apresentado um dispositivo paralelo aos membros inferiores, conforme ilustrado na Figura 4 destinado a reduzir o esforço de caminhar, correr e pular (YAGN, 1890). Apesar do pioneirismo russo, o desenvolvimento de exoesqueletos advém da década de 60 nos Estados Unidos com departamento de defesa expressando o desejo de uma um traje-armadura com atuadores, em 1962 a força aérea americana através do Laboratório Aeronáutico Cornell analisou a viabilidade do uso de um sistema robótico *master-slave* extensor da força humana (KAZEROONI, 2008). O estudo concluiu em um exoesqueleto, uma estrutura externa com o formato do corpo humano, porém dotado menos graus de liberdade, poderia ainda assim atuar em uma ampla variedade de tarefas (KAZEROONI, 2008 apud MIZEN, 1965). A empresa General Electric de 1960 a 1971 dedicou-se ao desenvolvimento de um exoesqueleto extensor batizado por Hardiman (Figura 5, à esquerda), expressão com origem em Human Augmentation Research and Development Investigation, que possuía a estrutura de exoesqueletos sobrepostos usados por um operador humano (KAZEROONI, 2008).

SEIRGE et al (1981) apud KAREROONI (2008) (Figura 5, no centro) desenvolveu um sistema para paraplégicos com atuadores hidráulicos movendo quadris e os joelhos no plano sagital. O exoesqueleto funcionava basicamente com a movimentação por uma determinada trajetória sem sensoriamento do usuário. A universidade de Tsukuba desenvolveu o membro de assistência híbrida HAL (hybrid assisted limb, em inglês) (Figura 5, à esquerda), ele consta com um sistema de sensoriamento por meio de eletrodos que captam sinais mioelétricos na superfície da pele que são traduzidos em sinais do sistema de controle para atuação das juntas dos quadris e dos joelhos (KAZEROONI, 2008).

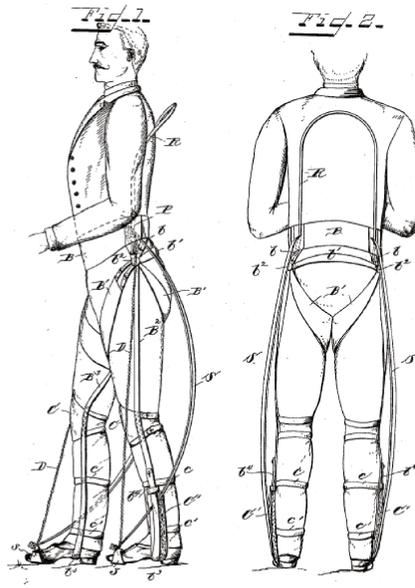


Figura 4 - Primeira patente pedida para dispositivo extensor (YAGN,1890)

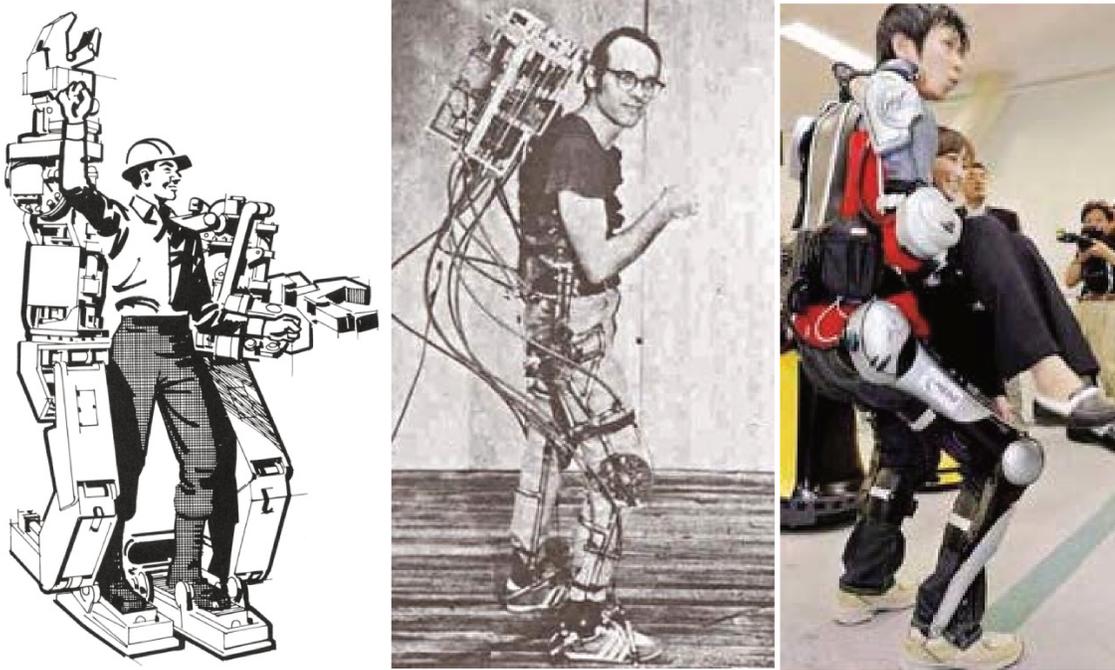


Figura 5 Hardiman (KAZEROONI, 2008) ; Exoesqueleto desenhado para paraplégicos (SEIREG et al, 1981); HAL (KAZEROONI, 2008).

2.3 INTERAÇÃO HUMANA-ROBÓTICA

A interação entre humanos e robôs encontra seu ápice na área de exoesqueletos, de fato nenhuma tecnologia até hoje desenvolvida está em paralelo com a robótica nesse aspecto. Isso se deve pelas múltiplas formas com as quais os *wearable robots* podem interagir com seu usuário, essas interações podem ser organizadas em dois grupos distintos as interações físicas e as interações cognitivas. O tipo de interação que o robô exerce com seu usuário pode ainda ser classificado como unidirecional e bidirecional. As interfaces unidirecionais são as que não fornecem nenhuma informação sobre o estado do sistema imediatamente após o envio de um comando (BUENO et al, 2008) e as interfaces bidirecionais provém uma resposta (*feedback*) imediatamente após um comando ser enviado (BUENO et al, 2008).

Faz-se a seguir uma breve abordagem sobre interação física e cognitiva com a intenção de delinear as interações necessárias para um exoesqueleto voltado a reabilitação.

2.3.1 Interação Física

Segundo ROCON et al (2008) a interação mais simples que pode existir entre um exoesqueleto e um ser humano é o acoplamento físico entre ambos. ROCON et al cita ainda pré requisitos que surgem dessa interação: a segurança, isso é executar movimentos que respeitem as limitações do corpo humano; ergonomia e conforto, um dos desafios da robótica é que sua função seja exercida promovendo o conforto do usuário, o que pode ser garantido com o alinhamento das juntas e atenção aos pontos de pressão; performance do atuador, que é específica para cada aplicação; facilidade, o dispositivo deve ser de fácil ajuste ao corpo do usuário sendo facilmente colocado e tirado. Para que esses objetivos possam ser atingidos o autor ressalta a necessidade de bons modelos dos membros humanos e sugere que o mesmo processo de modelagem utilizado para esses seja o utilizado para a modelagem do exoesqueleto.

2.3.2 Interação Cognitiva

O paradigma da reabilitação motora está intimamente relacionado com o sistema cognitivo humano, esse que é um complexo sistema psicobiológico é responsável pelos processos que regem a capacidade de aprendizado e a plasticidade neurológica de cada indivíduo. Cognição pode ser considerada como um processo sequencial de tarefas, incluindo entre elas o raciocínio, o planejamento e a execução de um objetivo previamente identificado (BUENO et al, 2008).

A Figura 6 demonstra como a interação cognitiva pode ocorrer, onde IHR significa interação humano-robótica. Segundo BUENO et al (2008) o processo de raciocínio e planejamento podem ser acessados por meio do monitoramento da atividade cerebral ou do monitoramento da atividade muscular do usuário por meio de tecnologias como eletroencefalograma e EMG. A parte que se relaciona com execução, no caso referindo-se a atividade motora, se dá por meio do sensoriamento da cinemática e cinética dos movimentos, esses dados são utilizados como entradas para o controle de sistemas do exoesqueleto.

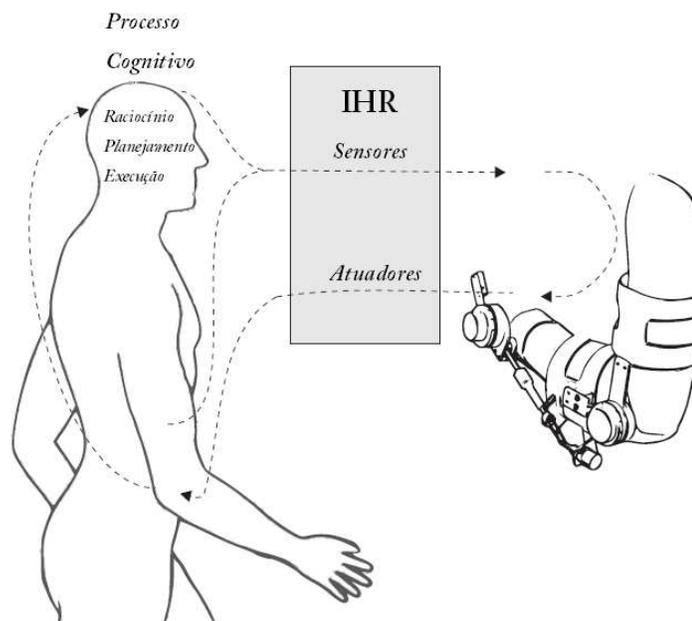


Figura 6 Processo Interação Humana-Robótica exemplificado para um exoesqueleto de membro superior (BUENO et al, 2008)

A cognição motora está relacionada com a forma que se ocorre o sistema de controle motor no corpo humano. Segundo ABERNETHY et al (2005) controle motor é uma subdisciplina do estudo dos movimentos humanos que se concentra no entendimento dos processos responsáveis pela aquisição, performance e retenção de habilidades motoras.

A Figura 7 de ABERNETHY et al (2005) demonstra um modelo sequencial do processamento de informação envolvido no controle motor . Onde as diferentes informações presentes no ambiente assim como informações sobre estado interno são recolhidas pelos diferentes sensores presentes no corpo, esses estímulos sensoriais são transmitidos pelos nervos aferentes até a o cérebro e a resposta a esses sinais é transmitida por meio dos nervos eferentes. Os nervos eferentes conduzem sinais estimulatórios aos músculos provocando sua contração. A contração de grupos musculares específicos gera (ou busca gerar) então, em resposta, o movimento desejado, esse que novamente estimula o sistema sensorial central por meio do laço de *feedback* . A reabilitação assistida atua justamente nesse laço de *feedback*.

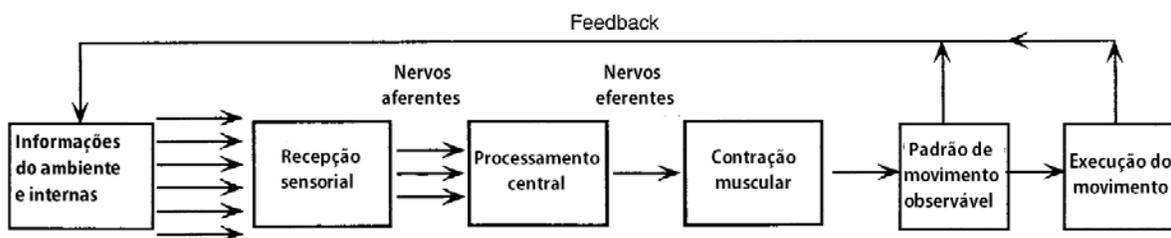


Figura 7- Modelo sequencial do sistema de controle motor humano (ABERNETHY, et.al., 2005)

2.4 REABILITAÇÃO

Para que um dispositivo seja considerado terapêutico e venha a reabilitar uma pessoa, este deve, fundamentalmente, basear-se em conceitos e técnicas que tenham sua efetividade comprovada na área reabilitação. Dentre essas possíveis terapias existentes, uma amplamente utilizada é o conceito de *Bobath*, ou tratamento de desenvolvimento neural, desenvolvido por

uma dupla composta de uma fisioterapeuta e uma psiquiatra neurofisiologista para pacientes com paralisia cerebral e vítimas de derrames.

Esta consiste em guiar o paciente a uma reeducação motora por meio da execução de determinadas tarefas e posturas atentando-se para anomalias nos padrões de movimento que podem ocorrer. No diagnóstico de anomalias se observa a sinergia dos movimentos, o conjunto de movimentos que o paciente realiza na execução de cada tarefa. O terapeuta atua focando os pontos de controle, partes do corpo que devem ser inibidas ou acionadas na execução da rotina.

O conceito de *Bobath* abrange estudos de neuroplasticidade, aprendizagem motora assim como controle motor. O que torna um desafio determinar o paradigma de treinamento que melhor promova a reabilitação na atualidade, no entanto fortes indícios apontam que o aprendizado ocorre em maior velocidade, logo em menor custo, quando uma flexibilidade ao erro é conferida ao treinamento. Cabe ao dispositivo, portanto, auxiliar a reabilitação, sem com isso encerrar o usuário em uma rotina repetitiva de movimentos, mas permitindo que uma faixa de erros seja cometida ao longo do treinamento.

Na literatura encontram-se diferentes técnicas que buscam promover uma melhor aprendizagem motora por meio de resposta ao indivíduo mediante um dado exercício, essas podem ser classificadas em três grupos:

- *Assisted as needed*, assistir quando necessário;
- Força repelente, experimental produzir uma força contrária à trajetória desejada forçando o indivíduo a lutar contra essa força;
- Guiar por uma dada trajetória;

2.5 BIOMECÂNICA

Por biomecânica designa-se a área que estuda os sistemas biológicos através da abordagem mecânica, ou seja, estuda o comportamento dos sólidos, fluídos e visco elásticos

sobre a ação de uma força de sistemas vivos. A biomecânica do movimento humano descreve, analisa e acessa as ações do corpo (WINTER, 2009), ao se tratar das trajetórias percorridas pelos membros do corpo trata-se da cinemática.

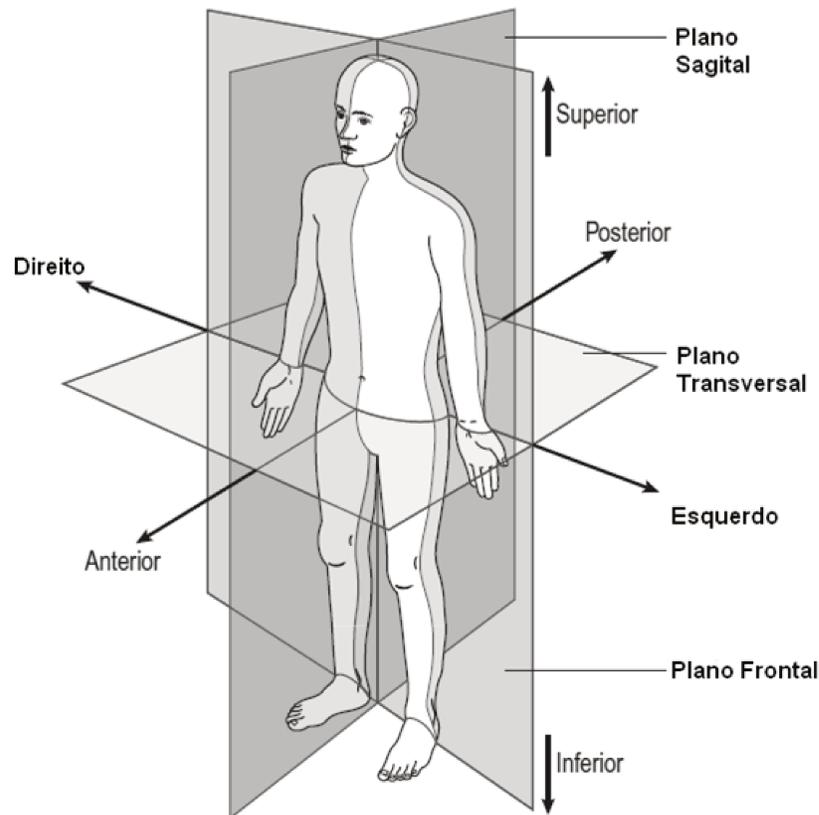


Figura 8 Posição anatômica e os três planos de referência e as seis direções fundamentais (WITTLE, 2007)

Toda análise de movimentos se dá em um espaço, na biomecânica a análise tradicionalmente se dá em três planos que segmentam o corpo conforme demonstrado na Figura 8. (WHITTLE, 2007; WINTER, 2009; ABERNETHY, 2005):

- Plano sagital mediano que divide o corpo em porções iguais de direita e esquerda;
- Plano frontal que divide uma parte corporal em frente e costa;
- Plano transversal que divide uma parte corporal em superior e inferior.

O principal plano para o estudo da marcha é o sagital, devido a ser nele em que as juntas dos membros inferiores desenvolvem a maior amplitude de movimentos, ou seja, no plano sagital se encontra o maior subespaço de dados referentes à locomoção do corpo. Embora os outros planos também apresentem informações sobre o deslocamento do corpo devido à ocorrência não só de flexão e extensão das juntas, mas também abdução e adução. A Figura 9 apresenta os diferentes movimentos presentes nos membros inferiores.

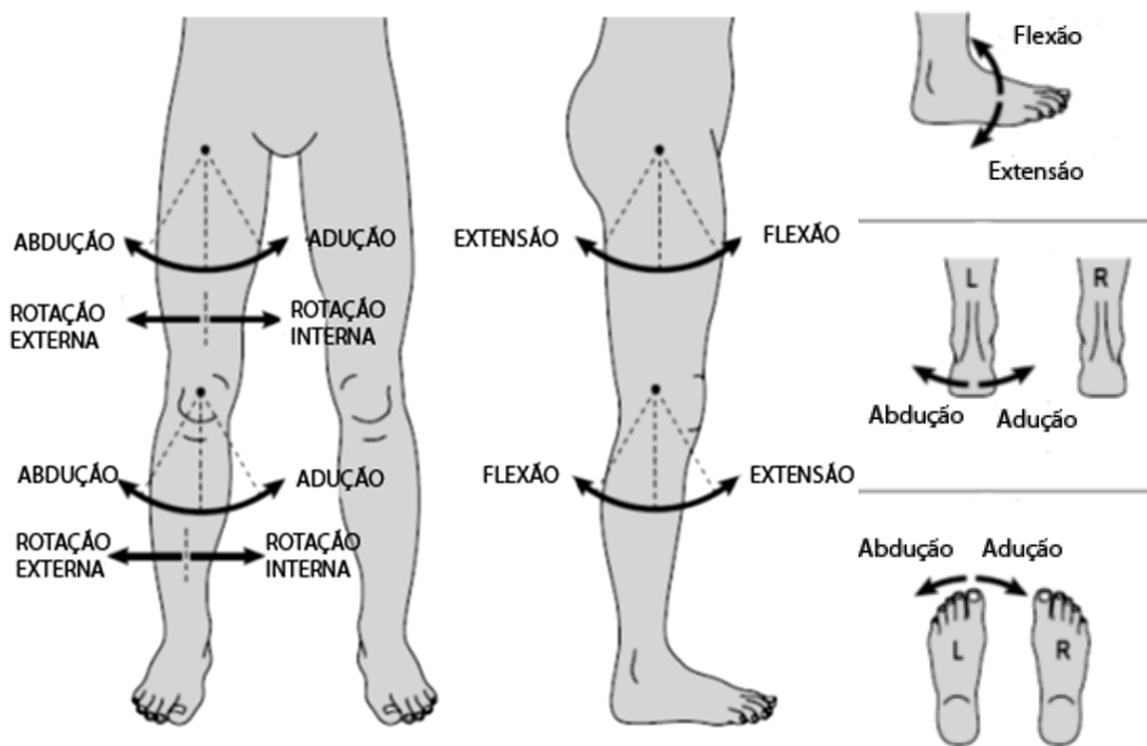


Figura 9 Movimentos Realizados Pelos Membros Inferiores (WHITTLE, 2007)

2.5.1 Antropometria

Antropometria é um ramo de estudo da antropologia física que estuda as medidas do corpo humano com a finalidade de determinar a diferença entre indivíduos e grupos (WINTER,

2009). Embora seu uso no passado tenha se dado principalmente em estudos evolutivos e históricos, atualmente, devido a crescente interface de pessoa e máquina, seu uso tem-se estendido para tecnologia. A Figura 10 mostra uma abordagem bidimensional simples tendo como parâmetro único a altura total da pessoa para segmentação do corpo humano.

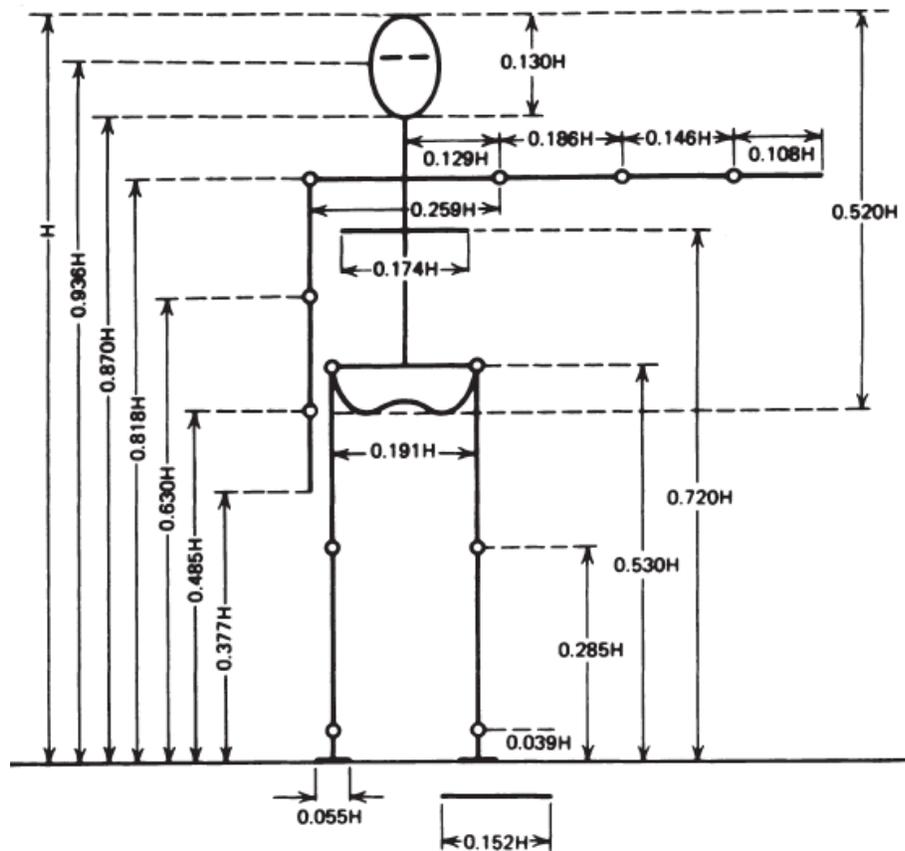


Figura 10 Antropometria: Segmentos corporais em função de frações da altura total H (WINTER, 2009)

A Tabela 1, apresentada por WINTER (2009), é um conjunto de dados antropométricos referentes à perna humana, os ossos referidos estão esquematizados na Figura 11 (WHITTLE, 2007). Essa tabela em conjunto com dados cinemáticos permite a obtenção de variáveis necessárias para análises cinéticas da marcha humana. A tabela relaciona dados de massa de cada segmento como uma fração da massa total do corpo, assim como centros de massa em relação de

fração do comprimento do segmento na relação proximal e distal. Sendo o raio de giração expresso como uma fração do comprimento do segmento no centro de massa, extremidade proximal e extremidade distal.

Tabela 1

Dados antropométricos resumidos para membros inferiores

Segmento	Definição do comprimento do segmento	Peso do segmento / peso total do corpo	Centro de massa/ comprimento do segmento		Raio de giro/ comprimento do segmento
			Proximal	Distal	Centro de gravidade
Pé	Maléolo lateral/cabeça do metatarso ii	0.0145	0.5	0.5	0.475
Perna	Côndilos femorais/ maléolo mediano	0.0465	0.433	0.567	0.302
Coxa	Trocânter maior/ côndilos femorais	0.1	0.433	0.567	0.323
Perna e pé	Côndilos femorais/ maléolo mediano	0.061	0.606	0.394	0.416
Perna total	Trocânter maior/maléolo mediano	0.161	0.447	0.553	0.326

(ETHIER e CRAIG, apud WINTER, 2007).

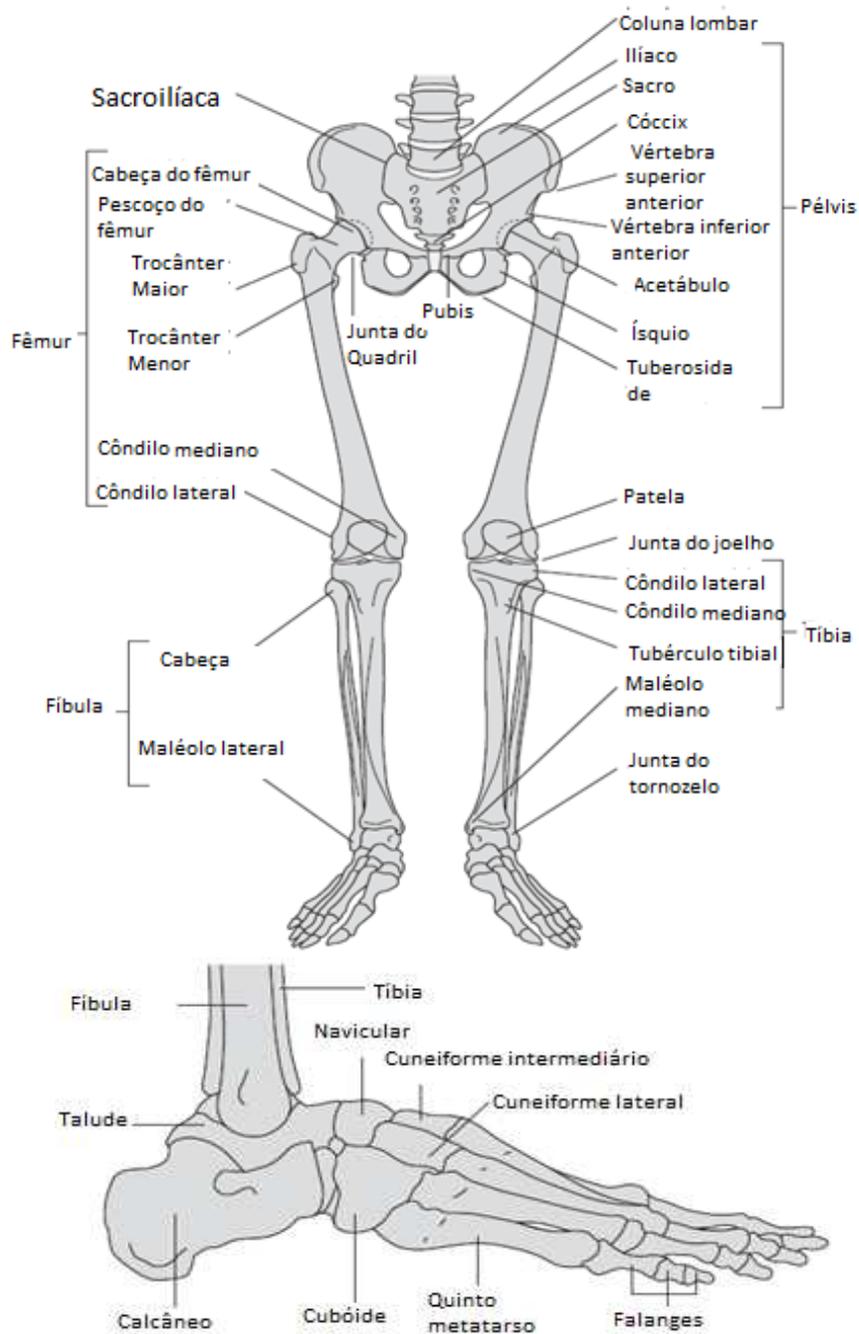


Figura 11 - a) Ossos e juntas dos membros inferiores b) Lado lateral do pé direito (WHITTLE, 2007).

Através do estudo da cinemática do movimento se determina as posições, velocidades e acelerações de cada um dos componentes de uma cadeia de elos em um dado movimento e por

meio da dinâmica as forças, momento, trabalho e energia necessários para a realização dos mesmos. Uma parte fundamental na modelagem dinâmica de um sistema é a determinação da geometria e de seus componentes e das propriedades inerciais relacionadas a esses.

A fim de se estudar um dispositivo robótico integrado ao corpo humano se faz necessário, inicialmente, modelar o mesmo. Apesar de uma abordagem bidimensional ser o suficiente para estudos de marcha, a modelagem tridimensional do corpo humano propicia uma visão mais ampla dos movimentos e requisitos necessários para execução de uma marcha.

Para a modelagem tridimensional têm-se a opção de se fazer uso de aproximações geométricas dos segmentos do corpo humano. Para isso, conta-se com modelos de geometria pré-definidos que são reajustados por meio de um número padrão de medidas. Na Figura 12 é apresentado o modelo de HANAVAN (1964) para o corpo humano.

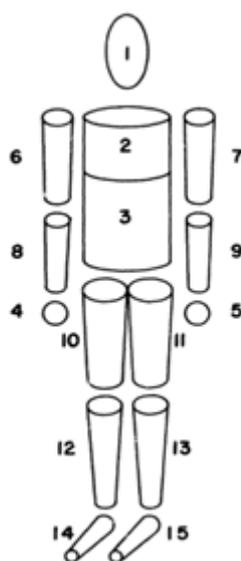


Figura 12 Corpo humano segmentado antropometria tridimensional (HANAVAN, 1964)

O modelo de HANAVAN (1964), apesar de antigo, é vastamente utilizado na segmentação do corpo humano para estudos antropomórficos, ele segrega o corpo em 16 sólidos com base em medições locais o que possibilita a aproximação da complexa geometria corporal

em sólidos como cilindros cônicos e esferas. Outra forma de simplificação pode ser encontrada em VAUGHAN, et. al (1999) demonstrado na Figura 13, em que a perna é aproximada a forma do cilindro que matem as propriedades inerciais, assim como a localização do centro de massa.

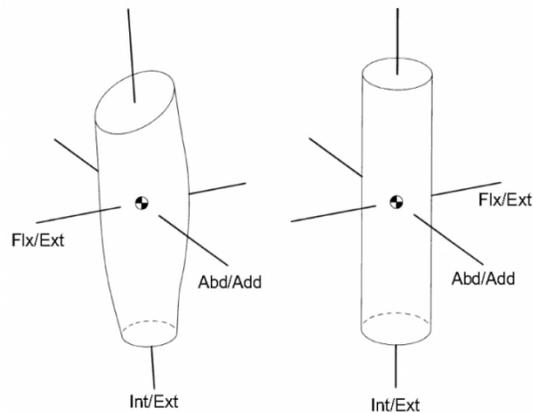


Figura 13 - Exemplo de simplificação geométrica do segmento da perna (VAUGHAN, et. al. 1999).

Já a Figura 14 refere-se ao modelo comumente utilizado no desenvolvimento do estudo do corpo humano em que a estrutura da cadeia de cinemática do modelo é aproximada com a estrutura do sistema esquelético humano.



Figura 14 – Modelo de segmentos rígidos do membro inferior com base no sistema esquelético (FORNER CORDERO et al 2008)

Atualmente com a inserção de tecnologias de medição corporais como *scanners* tridimensionais assim como o uso de espectrômetros e a tecnologia de processamento de imagem, a segmentação humana tende a evoluir em precisão possibilitando a obtenção de modelos com maior complexidade e promovendo um melhor ajuste de parâmetros para os mesmos.

2.6 ESTUDO DA MARCHA

A marcha humana levanta diversos paradigmas, sendo estudada desde a invenção do processo de obtenção de imagens através de fotografia, quando o advento tecnológico permitiu que essa fosse vista em etapas como nunca vista anteriormente. A marcha pode ser estudada de uma forma descritiva, com o interesse de se realizar um prognóstico de anormalidades comparando a trajetória em estudo com um desempenho padrão normalizado, assim como pode ser estudada por uma perspectiva física em que o sistema locomotor cumpre uma determinada trajetória a fim obter o melhor desempenho.

A Figura 15 ilustra a marcha por meio de uma simplificação do membro inferior fazendo uso imagens sobre postas dos diferentes estágios da marcha onde esses são ilustrados conforme o membro avança no espaço do plano sagital. A imagem propícia uma clara visualização de como se comporta a perna humana mediante a locomoção e serve de forte inspiração para o desenvolvimento de um modelo aproximado por segmentos e elos para a marcha antropomórfica.

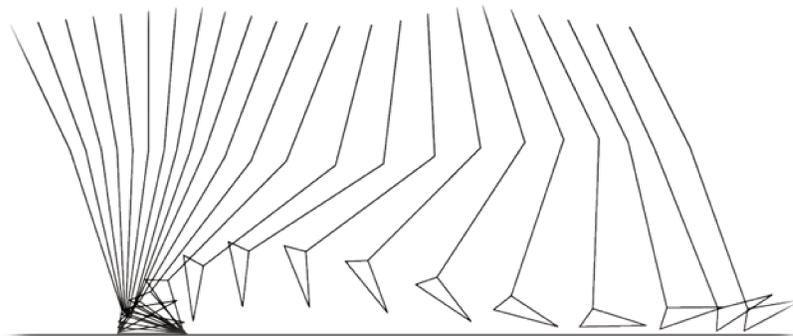


Figura 15 Marcha humana com modelo simplificado utilizado com super exposição (WHITLLE, 2007)

2.6.1 Perspectiva Biomecânica

A marcha humana é a principal função exercida pelos membros inferiores, sendo resultante de milhares de anos de evolução. Caracterizada como um controle de pequenas quedas sucessivas, complexo e único para cada indivíduo. A biomecânica realiza a análise de marcha tradicionalmente com enfoque na ocorrência de eventos específicos, que a dividem em fases distintas conforme ilustrado na Figura 16.

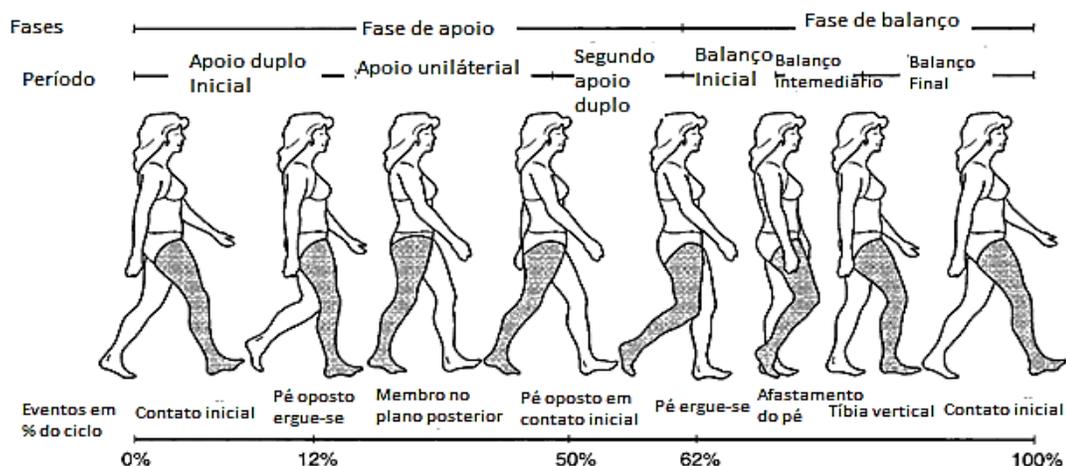


Figura 16 Ciclo de marcha normal e seus principais eventos (ABERNETHY, et.al., 2005).

A Tabela 2 relaciona cada período e fase com a tarefa a ser realizada. A seqüência de posições e orientações assumidas pelos segmentos corporais que ocorrem entre o primeiro contato de um pé com o solo até esse mesmo pé novamente tocar o solo, é denominada ciclo de marcha dividido em apoio e balanço.

O apoio é caracterizado pela interação do pé com o solo, tem início com o contato do calcanhar com o chão e fim com a retirada do dedão do mesmo. O balanço se inicia com a retirada do pé do solo e termina com o calcanhar tocando novamente o solo finalizando o ciclo de marcha.

Tabela 2

Divisão das fases da marcha humana

CICLO DE MARCHA	PERÍODOS	TAREFAS	FASES
	Apoio	Aceitação do peso	Contato inicial
			Resposta ao peso
		Suporte unilateral	Apoio Intermediário
	Apoio Final		
	Pré balanço		
	Balanço	Avanço do membro inferior	Balanço inicial
			Balanço intermediário
			Balanço final

(PERRY, 1992)

A seguir são descritos em maior detalhe os diversos estágios da marcha humana, com a perspectiva de análise de marcha biomecânica.

2.6.1.1 Evento Contato Inicial no Ciclo de Marcha

Segundo WITTLE (2007) a partir do contato inicial, na marcha normal, dá-se início a função de resposta ao peso o primeiro período do ciclo de marcha. Essa fase é caracterizada pelo contato do calcanhar com o chão. Nesse contato inicial a força de reação do chão muda sua direção de atuação de inteiramente vertical para normal inclinação da perna humana.

O joelho estende-se rapidamente um pouco antes desse contato, desenvolvendo quase uma extensão total, e então começa a flexionar-se liberando a energia armazenada durante a fase de extensão.

2.6.1.2 Fase de Resposta ao peso no Ciclo de Marcha

WITTLE (2007) descreve a resposta ao peso constituindo-se de um momento de suporte bilateral, delimitado pelo contato inicial e o levantamento do pé oposto, em que o pé encosta completamente no chão. Nela a reação do chão ao peso aplicado aumenta voltando-se para o calcanhar. Esta fase tem a duração de 0 – 12% do ciclo da marcha. Nesta fase o joelho realiza a flexão da fase de apoio, sendo essa flexão proporcional à velocidade da caminhada.

2.6.1.3 Fase de Apoio intermediário

Inicia-se com levantamento do pé opositor e finaliza-se com o erguimento do calcanhar. Esta fase ocupa o período em 7% a 32% do ciclo da marcha. Representando em torno de 18% do ciclo da marcha. O joelho após atingir o maior grau de flexão na fase de apoio (que ocorre durante o intervalo correspondente de 15% a 20% do ciclo de marcha) volta a estender-se. O pico de flexão é, normalmente, de 10° a 20° WITTLE (2007).

2.6.1.4 Fase de Apoio Final

De acordo com PERRY (1996) a fase de apoio final completa o estágio de sustentação unilateral do instante de apoio. Tendo início com o erguimento do calcanhar e finalizando no momento em que o pé oposto toca o chão. Nesta fase o peso se encontra apoiado na parte frontal do pé. Ocupando o intervalo de 30% a 50% do ciclo de marcha. O joelho aumenta sua extensão nesse intervalo, e então começa a flexionar-se.

2.6.1.5 Fase de Pré-balanço

O intervalo final do período de apoio, o pré-balanço é o instante do segundo apoio bilateral do ciclo de marcha. Dá-se início com o contato do pé oposto no chão e finaliza com o levantamento completo do pé focado. Nessa fase o peso do corpo para de atuar sobre a perna que se encontrava apoiada para atuar na perna oposta, anteriormente na fase de balanço. O joelho

aumenta então sua flexão mantendo o pé no ar para o período de balanço. Essa fase ocorre no intervalo em que o ciclo se encontra entre 50% a 60% de andamento.

2.6.1.6 Fase de Balanço inicial

Ocupa um terço do período de balanço, ocorrendo no intervalo de 60% a 73% do ciclo de marcha humano. Começa com a retirada do pé do solo, terminando no encontro do pé com o oposto, estando esse na fase de apoio intermediário. Nessa fase a perna avança para frente por meio da flexão da coxa causando aumento na flexão do joelho.

2.6.1.7 Fase de Balanço intermediário

A segunda fase do período de balanço começa com o encontro da perna com a oposta que está em fase de apoio. A fase termina quando a perna em balanço ultrapassa a perna apoiada e a tibia encontra-se na vertical. A tibia atinge a vertical em reposta da extensão do joelho, essa extensão ocorre devido à força gravitacional atuando sobre a perna. Esta fase ocorre no intervalo de 73% a 87% do ciclo de marcha.

2.6.1.8 Fase de Balanço Final

Esta fase compreende o intervalo de 87% a 100% do ciclo de marcha. Tendo início com a tibia na posição vertical e finalizando com o pé tocando o chão novamente, um instante de apoio bilateral. Essa fase marca o término do avanço da perna.

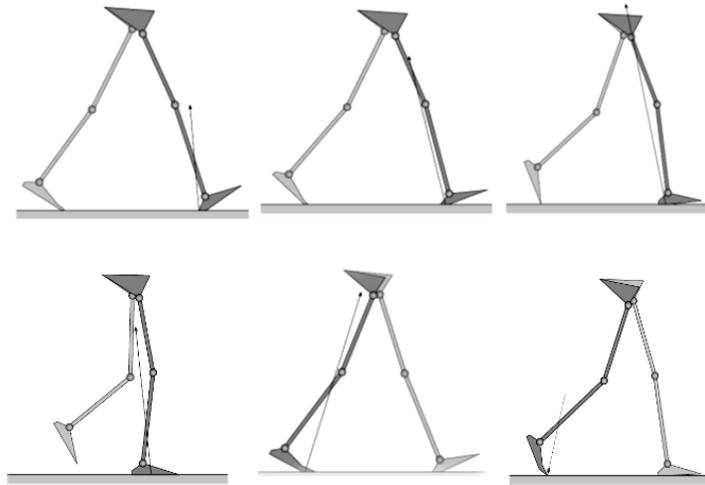


Figura 17 Vetor de reação do solo na transição das fases do período de apoio (WHITLLE, 2007).

2.6.2 Perspectiva Energética

Todo sistema biológico é produto de um processo de milhares de anos de evolução que em engenharia pode ser considerado como um processo de otimização (SAUNDES, INMAN e EBERHART,1953). A locomoção dos animais geralmente está relacionada à busca por alimento e recursos para manter sua sobrevivência, e é fundamental que essa busca seja feita com o mínimo de gasto energético. O ser humano compartilha desse paradigma, sendo assim sua marcha bípede evoluiu para que seu centro de massa seja transportado pelo espaço com a máxima eficiência energética a uma dada velocidade. Para tanto algumas características garantem o sucesso desse desempenho que se designam os seis pontos determinantes da marcha.

O custo de simplesmente deslocar horizontalmente o centro de massa do corpo sem permitir que esse oscile verticalmente é comprovadamente maior do que permitir que esse realize pequenas oscilações em torno de seu nível de equilíbrio. No entanto essas oscilações também devem ser amortecidas permitindo que o corpo flua com maior naturalidade.

A Figura 18 (ABERNETHY, et.al., 2005) refere-se ao trajeto descrito pelo centro de massa no espaço ao longo de um ciclo de marcha, é possível observar que esse descreve senóides tanto no plano horizontal (a) quanto vertical (b).

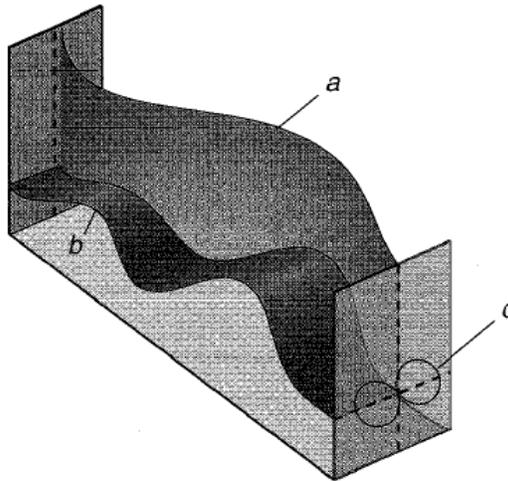


Figura 18 Trajeto do centro de massa do corpo em um plano horizontal e vertical (ABERNETHY, et.al., 2005).

SAUNDES, INMAN e EBERHART (1953) em seu artigo descreveram os seis fatores determinantes da marcha descritos como: rotação pélvica; inclinação da pélvis; flexão do joelho na fase de apoio; mecanismo do joelho; mecanismo do pé e deslocamento lateral da pélvis. Esses fatores corroboram o modelo do pêndulo invertido para os membros inferiores, mas adicionam a complexidade necessária para otimização do mesmo. A Figura 19 ilustra como esses paradigmas atuam, tomando como ponto de partida o modelo onde a junta do joelho e tornozelo são inexistentes e gradualmente adicionando ao modelo os fatores descritos como determinantes e observando o efeito que esses causam no deslocamento do centro de massa.

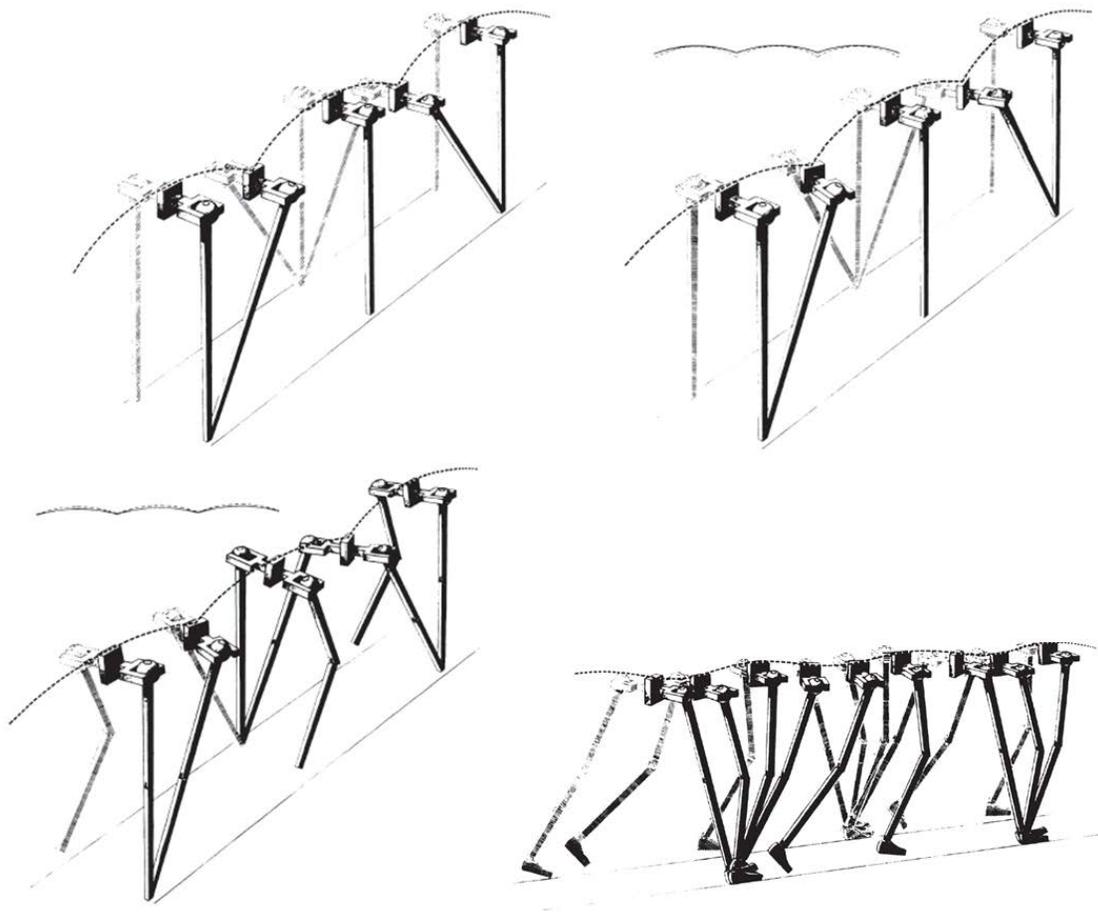


Figura 19 Os determinantes da marcha atuando para o amortecimento da oscilação vertical do centro de massa do corpo (SAUNDERS, INMAN e EBERHART 1953)

2.7 CONCLUSÃO E DISCUSSÃO DO CAPÍTULO

Nesse capítulo foram apresentados conceitos bases para o desenvolvimento da proposta de arquitetura de um exoesqueleto voltado à reabilitação da marcha humana. Definiu-se o que constitui um exoesqueleto e como esse está inserido em um novo paradigma tecnológico da robótica, assim como as diferentes definições que servem de base para sua classificação. Discutiram-se os métodos de interação que ocorrem na dinâmica entre robô e usuário, assim como o funcionamento básico do controle motor humano e esse propicia a reabilitação juntamente com os conceitos próprios da fisioterapia.

A área da biomecânica foi explanada assim como a antropometria para levantar o modelo mecânico dinâmico que descreve os membros inferiores humanos. O modelo de segmentos rígidos que se baseia no sistema esquelético e de maior grau de simplicidade é o mais atraente para estudos dinâmicos e de controle, pela facilidade que propicia na fase de análise. A marcha humana recebeu um enfoque especial no capítulo devido a essa ser a trajetória desejada a ser realizada pelo sistema, sendo estudada extensivamente a fim de se obter uma visão dinâmica de como se dá a locomoção humana e por consequência como seria possível imita-la satisfatoriamente.

3 MODELAGEM DO SISTEMA

Este capítulo desenvolve a base teórica para desenvolvimento de um modelo do sistema, para que se possibilite um estudo de seu comportamento a ser executado pelo método numérico através de simulação. O capítulo inicia-se com uma discussão sobre a anatomia da perna humana, segue-se para a modelagem do sistema: é modelada a cinemática direta e inversa assim como o estudo dinâmico, também é reservada uma seção para definir a trajetória desejada para o sistema. Por fim encerra-se o capítulo com uma pequena discussão dos pontos desenvolvidos no sistema.

3.1 MODELAGEM CINEMÁTICA

Em uma análise biomecânica considera-se o corpo humano como uma cadeia de cinemática composto por juntas e elos. No cenário ideal para o modelagem do exoesqueleto é que esse tenha sua cadeia cinemática correspondente ao membro com o qual estará atuando em paralelo. A perna humana é dotada de 6 graus de liberdade sendo 3 graus de liberdade na junta do quadril, 1 grau para o joelho e 2 graus para o tornozelo.

Apesar da amplitude de movimentos realizáveis pela perna os graus de liberdade não estão envolvidos na execução da marcha em igual prioridade, como já mencionado anteriormente, a locomoção ocorre fundamentalmente no plano sagital, embora movimentos menores sejam realizados no plano frontal, o que possibilita simplificar o modelo cinemático do membro inferior reduzindo seus graus de liberdade.

O modelo de menor grau de liberdade capaz de representar, significativamente, a perna durante a fase de balanço da marcha humana é o pêndulo duplo, como pode ser observado na Figura 15, com uma junta rotacional a representar a rotações da junta do quadril no plano sagital e uma segunda junta a representar o joelho. Já para fase de apoio o ponto referencial é deslocado para a junta do tornozelo e a extremidade que passa a se deslocar pelo espaço é o centro de

inércia localizado entre a junta do quadril e a cintura do usuário, a cadeia cinemática de interesse passa a ser então um pêndulo duplo invertido.

O pêndulo duplo é uma estrutura interessante pelo fato de ser a cadeia cinemática mais simples a apresentar comportamento não linear com a possibilidade de apresenta comportamento caótico. Na Figura 20 são ilustradas as duas cadeias cinemáticas do sistema, onde o eixo de coordenadas assinala o referencial do sistema, l_1 refere-se ao comprimento da coxa, l_2 ao comprimento da perna, θ_1 ao ângulo da coxa na fase de balanço sendo desenvolvido pela junta do quadril e na fase de apoio pelo joelho, θ_2 ao ângulo da perna na fase de balanço sendo desenvolvido pela junta do joelho e na fase de apoio pelo tornozelo.

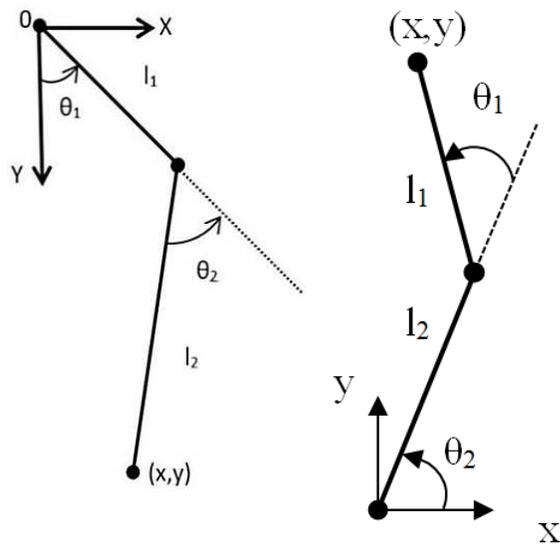


Figura 20 - Pêndulo duplo (esquerda) e pêndulo duplo invertido (direita)

3.1.1 Cinemática Direta

Para modelagem cinemática do pêndulo duplo inicia-se com a definição da matriz de rotação R_z . A matriz de rotação é uma matriz de transformação que quando multiplicada a um

vetor muda somente sua direção e não sua magnitude. Logo R_z deve corresponder ao movimento realizado no plano sagital definido pelas coordenadas (x,y) , o que é equivalente à rotação θ no eixo z , ela é definida então da seguinte forma:

$$R_z = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) & 0 \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.01)$$

Onde θ pode ser considerado então a coordenada generalizada do sistema, os valores assumidos por θ em cada elo cinemático de cada um dos modelos é definido conforme a tabela abaixo:

Tabela 3

Pêndulo duplo x Pêndulo duplo invertido coordenadas generalizadas

Elo	Pêndulo duplo	Pêndulo duplo invertido
Primeiro elo	$\theta = \theta_1$	$\theta = \theta_1 + \theta_2$
Segundo elo	$\theta = \theta_1 + \theta_2$	$\theta = \theta_2$

Para um pêndulo com seu primeiro e segundo elo de comprimento l_1 e l_2 respectivamente e tendo o centro de massa localizados ao longo de seus comprimentos a uma distância r_1 e r_2 , tem-se que as posições de cada elo são determinadas pelas seguintes funções:

- Pêndulo duplo

$$p_{cm1} = \begin{bmatrix} r_1 \sin(\theta_1) \\ -r_1 \cos(\theta_1) \end{bmatrix} \quad p_{l1} = \begin{bmatrix} l_1 \sin(\theta_1) \\ -l_1 \cos(\theta_1) \end{bmatrix} \quad (3.02)$$

$$p_{cm2} = \begin{bmatrix} r_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \sin(\theta_1) \\ -r_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) - l_1 \cos(\theta_1) \end{bmatrix} \quad p_{l2} = \begin{bmatrix} l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \sin(\theta_1) \\ -l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) - l_1 \cos(\theta_1) \end{bmatrix} \quad (3.03)$$

- Pêndulo duplo invertido

$$p_{cm1} = \begin{bmatrix} -r_1 \sin(\theta_1 + \theta_2) - l_2 \sin(\theta_2) \\ r_1 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_2 \cos(\theta_2) \end{bmatrix} \quad p_{l1} = \begin{bmatrix} -l_1 \sin(\theta_1 + \theta_2) - l_2 \sin(\theta_2) \\ l_1 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_2 \cos(\theta_2) \end{bmatrix} \quad (3.04)$$

$$p_{cm2} = \begin{bmatrix} -r_2 \sin(\theta_2) \\ r_2 \cos(\theta_2) \end{bmatrix} \quad p_{l2} = \begin{bmatrix} -l_2 \sin(\theta_2) \\ l_2 \cos(\theta_2) \end{bmatrix} \quad (3.05)$$

Onde p_{cm1} e p_{cm2} determinam a localização do centro de massa do primeiro e segundo elo e p_{l1} e p_{l2} determinam a localização da extremidade dos mesmos para ambos os modelos cinemáticos.

3.1.2 Obtenção da Jacobiana

Para determinação das demais propriedade cinemáticas dos modelos recorre-se ao uso da matriz jacobiana, essa é a matriz formada pelas primeiras derivadas parciais da função de posição em relação as coordenadas generalizadas. Ou seja, ela define a taxa de transformação que o espaço sofre a medida que as coordenadas generalizadas variam. Para os sistemas em estudo a jacobiana é definida como:

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial p_x}{\partial \theta_1} & \frac{\partial p_x}{\partial \theta_2} \\ \frac{\partial p_y}{\partial \theta_1} & \frac{\partial p_y}{\partial \theta_2} \end{bmatrix} \quad (3.06)$$

As funções que determinam então a velocidade e aceleração de cada ponto do sistema podem ser obtidas por meio da matriz jacobiana conforme as relações abaixo:

$$v = J * \dot{\theta} \quad (3.07)$$

$$a = J * \ddot{\theta} + \dot{J} * \dot{\theta} \quad (3.08)$$

Onde J é a matriz jacobiana e \dot{J} é a matriz jacobiana derivada em função do tempo e ainda $\dot{\theta}$ e $\ddot{\theta}$ são os vetores das coordenadas generalizadas, definidos como:

$$\dot{\theta} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \quad \ddot{\theta} = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} \quad (3.09)$$

Tem-se ainda que as jacobianas das extremidades a serem controladas para cada modelo cinemático são definidas para:

- Pêndulo duplo simples:

$$J_{ext} = \begin{bmatrix} l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \cos(\theta_1) & l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \sin(\theta_1) & l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

- Pêndulo duplo invertido:

$$J_{ext} = \begin{bmatrix} -l_1 \cos(\theta_1 + \theta_2) & -l_1 \cos(\theta_1 + \theta_2) - l_2 \cos(\theta_2) \\ -l_1 \sin(\theta_1 + \theta_2) & -l_1 \sin(\theta_1 + \theta_2) - l_2 \sin(\theta_2) \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

3.1.3 Cinemática Inversa

A cinemática inversa apresenta a possibilidade de fazer a transformação da trajetória do espaço cartesiano, referente à extremidade do manipulador, para o espaço das juntas. A transformação de um domínio ao outro possibilita que diferentes posições de juntas atinjam o mesmo ponto no espaço, ou seja, que para a mesma trajetória no espaço existam diferentes alternativas de configurações de juntas. No entanto, essa possibilidade de configurações acaba sendo limitada quando se refere a um modelo biomimético, dada as limitações de ângulos inerentes ao membro do qual se busca mapear as funções motoras.

A Figura 21 esquematiza os ângulos necessários para determinação das funções cinemáticas inversas das cadeias cinemáticas dos modelos estudados.

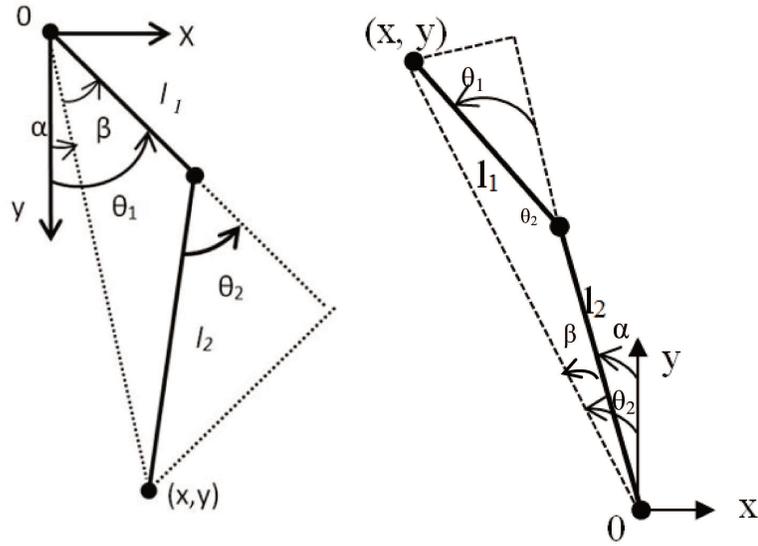


Figura 21 - Pêndulo duplo simples e invertido: cinemática inversa

3.1.3.1 Cinemática Inversa: Pêndulo duplo

Tratando-se do pêndulo duplo, conforme a Figura 21, pela lei dos cossenos tem-se que a relação do posicionamento da extremidade de contato pelo ângulo θ_2 é dada conforme:

$$\sqrt{x^2 + y^2}^2 = l_1^2 + l_2^2 - 2l_1l_2\cos(\pi - \theta_2) \quad \cos(\theta_2) = \frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1l_2}$$

Substituindo a função cosseno pela função tangente se obtém resultados de maior precisão isso é possível conforme demonstrado:

$$\tan(\theta_2/2) = \pm \sqrt{\frac{1 - \cos(\theta_2)}{1 + \cos(\theta_2)}} \quad \tan^2 \frac{\theta_2}{2} = \frac{2l_1l_2 - x^2 - y^2 + l_1^2 + l_2^2}{2l_1l_2 + x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}$$

$$\theta_2 = \pm 2 \tan^{-1} \sqrt{\frac{(l_1 + l_2)^2 - (x^2 + y^2)}{(x^2 + y^2) - (l_1 - l_2)^2}} \quad (3.12)$$

Observa-se que a solução de θ_2 resulta em dois possíveis resultados, para duas posturas distintas do manipulador conhecidas na robótica como *elbow up* e *elbow down*. No entanto ao se tratar de um dispositivo antropomórfico a primeira configuração é obviamente incompatível com os limites naturais do joelho humano, conforme evidencia a Figura 22. Uma vez conhecido θ_2 a dedução de θ_1 segue por meio do uso de ângulos auxiliares α e β .

$$\theta_1 = \alpha - \beta + \frac{\pi}{2} \quad (3.13)$$

onde:

$$\alpha = \text{atan2}(y, x) \quad \beta = \text{atan2}(l_2 \sin \theta_2, l_1 + l_2 \cos \theta_2)$$

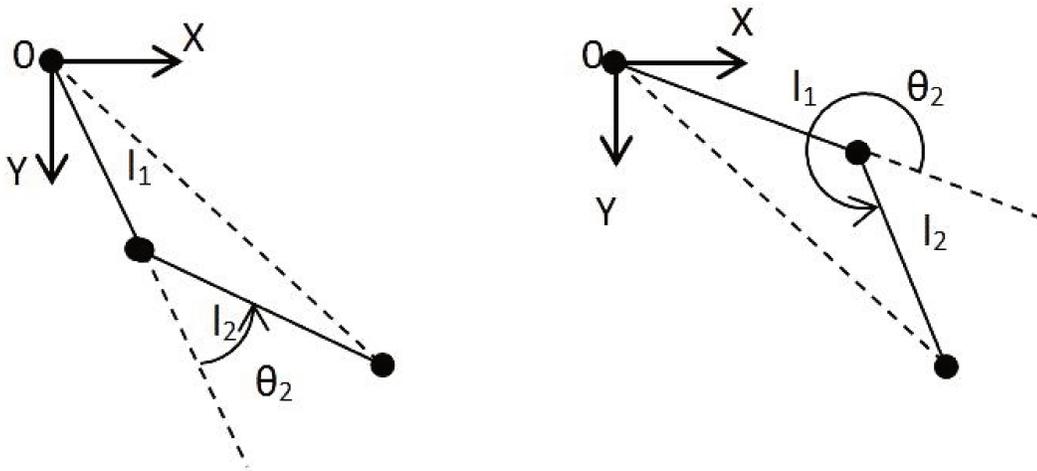


Figura 22 - Modelo cinemático inverso duas configurações possíveis a esquerda para θ_2 positivo e a direita negativo

3.1.3.2 Cinemática Inversa: Pêndulo duplo invertido

Seguindo a Figura 21 fica evidente que a dedução para os ângulos do modelo pêndulo duplo inverso segue a mesma metodologia demonstrada para o simples com algumas considerações a serem feitas, os valores atribuídos a θ_2 passam a ser atribuídos a θ_1 , isto é:

$$\theta_1 = \pm 2 \tan^{-1} \sqrt{\frac{(l_1 + l_2)^2 - (x^2 + y^2)}{(x^2 + y^2) - (l_1 - l_2)^2}} \quad (3.14)$$

E os valores de θ_2 se dão segunda a relação:

$$\theta_2 = \alpha - \beta \quad (3.15)$$

Sendo que:

$$\beta = \text{atan2}(l_1 \sin \theta_1, l_2 + l_1 \cos \theta_1) \text{ e } \alpha = \text{atan2}(y, x)$$

3.1.4 Análise de Singularidades

A singularidade do sistema pode ser encontrada por meio do determinante da matriz jacobiana do sistema. A matriz jacobiana indica em que direção no espaço o manipulador está se movimentando, uma vez que a extremidade de contato atinja uma região onde ocorre uma redução de grau de liberdade a matriz tem o valor de seu determinante igual à zero. Para os sistemas estudados, em particular para o pêndulo duplo, tem-se que a singularidades da matriz jacobiana é dada pela seguinte relação:

$$\det \left(\begin{bmatrix} l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \cos(\theta_1) & l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \sin(\theta_1) & l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \right) = 0 \quad (3.16)$$

$$l_1 l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \cos(\theta_1) - l_1 l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \sin(\theta_1) = 0$$

$$\cos(\theta_1) (\sin(\theta_1) \cos(\theta_2) + \cos(\theta_1) \sin(\theta_2)) - \sin(\theta_1) (\cos(\theta_1) \cos(\theta_2) - \sin(\theta_1) \sin(\theta_2)) = 0$$

$$\sin(\theta_2) (\cos(\theta_1)^2 + \sin(\theta_1)^2) = 0$$

$$\theta_2 = 0$$

Assim conforme demonstrado para o modelo em estudo o sistema está em uma configuração de singularidade sempre que o ângulo relativo entre o primeiro e o segundo elo θ_2

for igual à zero. O mesmo valor é obtido para o pêndulo duplo invertido, dado as semelhanças das matrizes jacobianas, tal processo é de fácil verificação.

3.2 MODELAGEM DINÂMICA

O modelo dinâmico de um manipulador robótico pode ser obtido por meio da equação de Euler-Lagrange, podendo essa relação ser definida conforme abaixo.

$$\frac{\partial}{\partial t} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_n} - \frac{\partial L}{\partial \theta_n} = \tau_n \quad (3.17)$$

Onde L, conforme a equação 3.18 é definido como a diferença entre energia cinética (K) e potencial (P), θ_n se refere à coordenada generalizada para cada junta do sistema e τ_n ao torque exercido em cada junta.

$$L = K - P \quad (3.18)$$

Ao se resolver a equação de Euler-Lagrange é obtida a equação que descreve o comportamento dinâmico do sistema 3.19, onde q corresponde às coordenadas generalizadas do sistema, sendo \dot{q} e \ddot{q} a velocidade e aceleração respectivamente.

$$M(q)\ddot{q} + V(q, \dot{q}) + G(q) = \tau \quad (3.19)$$

O sistema pode ainda ser reorganizado de modo que a relação de entrada seja o torque e a saída posição. Para tanto se inverte a matriz de inércia do sistema, que tem como característica fundamental ser simétrica, facilitando o processo.

$$\ddot{q} = M(q)^{-1} * (\tau - N(q, \dot{q})) \quad (3.20)$$

onde:

$$N(q, \dot{q}) = V(q, \dot{q}) + F(\dot{q}) + G(q) \quad (3.21)$$

sendo F a função que relaciona os efeitos de atrito viscoso e dinâmico.

3.2.1 Pêndulo duplo

Consideram-se os dados do sistema onde g é a gravidade, m_1 e m_2 como massas do sistema, I_1 e I_2 como as matrizes de inércia para seus respectivos elos, esses valores podem ser obtidos da Tabela 1. Aplicando para o modelo do pêndulo duplo simples tem-se que a energia cinética e potencial para o sistema é definida como:

$$K = l_1 r_2 + \frac{m_1 \dot{\theta}_1^2 r_1^2}{2} + \frac{m_2 \dot{\theta}_1^2 r_2^2}{2} + \frac{I_1 \dot{\theta}_1^2}{2} + m_2 \cos(\theta_2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 l_1 r_2 + m_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 r_2^2 + \frac{m_2 \dot{\theta}_2^2 r_2^2}{2} + \frac{I_2 \dot{\theta}_2^2}{2} \quad (3.22)$$

$$P = -g m_2 (r_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \cos(\theta_1)) - g m_1 r_1 \cos(\theta_1) \quad (3.23)$$

Onde $M(q)$ corresponde a matriz de inércia definida como:

$$M = \begin{bmatrix} m_2 l_1^2 + 2 m_2 \cos(\theta_2) l_1 r_2 + m_1 r_1^2 + m_2 r_2^2 + I_1 & m_2 r_2 (r_2 + l_1 \cos(\theta_2)) \\ m_2 r_2 (r_2 + l_1 \cos(\theta_2)) & m_2 r_2^2 + I_2 \end{bmatrix} \quad (3.24)$$

$V(q, \dot{q})$ é o vetor de coriolis/centrípeto:

$$V = \begin{bmatrix} -\dot{\theta}_2 l_1 m_2 r_2 \sin(\theta_2) (2 \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ \dot{\theta}_1^2 l_1 m_2 r_2 \sin(\theta_2) \end{bmatrix} \quad (3.25)$$

$G(q)$ é o vetor gravitacional:

$$G = \begin{bmatrix} g (m_2 (r_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \sin(\theta_1)) + m_1 r_1 \sin(\theta_1)) \\ g m_2 r_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (3.26)$$

3.2.2 Pêndulo duplo invertido

Para o pêndulo invertido, seguindo a mesma notação da seção anterior, tem-se que a energia cinética é dada pela seguinte função:

$$K = \frac{m_1 \dot{\theta}_1^2 r_1^2}{2} + \frac{I_1 \dot{\theta}_1^2}{2} + m_1 c(\theta_1) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 l_2 r_1 + m_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 r_1^2 + \frac{m_1 \dot{\theta}_2^2 l_2^2}{2} + m_1 c(\theta_1) \dot{\theta}_2^2 l_2 r_1 + \frac{m_1 \dot{\theta}_2^2 r_1^2}{2} + \frac{m_2 \dot{\theta}_2^2 r_2^2}{2} + \frac{I_2 \dot{\theta}_2^2}{2} \quad (3.27)$$

A energia potencial:

$$P = g m_1 (r_1 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_2 \cos(\theta_2)) + g m_2 r_2 \cos(\theta_2) \quad (3.28)$$

Por fim as matrizes de inércia ($M(q)$) o vetor de coriolis ($V(q, \dot{q})$) e o vetor gravitacional ($G(q)$):

$$M = \begin{bmatrix} m_1 r_1^2 + I_1 & m_1 r_1 (r_1 + l_2 \cos(\theta_1)) \\ m_1 r_1 (r_1 + l_2 \cos(\theta_1)) & m_1 l_2^2 + 2 m_1 \cos(\theta_1) l_2 r_1 + m_1 r_1^2 + m_2 r_2^2 + I_2 \end{bmatrix} \quad (3.29)$$

$$V = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_2^2 l_2 m_1 r_1 \sin(\theta_1) \\ -\dot{\theta}_1 l_2 m_1 r_1 \sin(\theta_1) (\dot{\theta}_1 + 2 \dot{\theta}_2) \end{bmatrix} \quad (3.30)$$

$$G = \begin{bmatrix} -g m_1 r_1 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ -g (m_1 (r_1 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_2 \sin(\theta_2)) + m_2 r_2 \sin(\theta_2)) \end{bmatrix} \quad (3.31)$$

3.2.3 Pontos de equilíbrio do sistema

Por definição tem-se que os pontos de equilíbrio do sistema dinâmico são as raízes de sua equação característica. Tratando se de manipuladores, a equação característica pode ser obtida desconsiderando as entradas do sistema:

$$M(q)\ddot{q} + V(q, \dot{q}) + G(q) = 0 \quad (3.32)$$

$$\ddot{q} = M(q)^{-1} * (-V(q, \dot{q}) - G(q)) \quad (3.33)$$

Como o sistema é de segunda ordem é necessário transformá-lo em primeira por meio de substituição de variáveis, transformando suas coordenadas generalizadas em novas variáveis assim como suas derivadas, tal como demonstrado abaixo para a equação geral do manipulador:

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} q \\ \dot{q} \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} x_n \\ x_{n+1} \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} \dot{x}_n \\ \dot{x}_{n+1} \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} x_{n+1} \\ M(x_n)^{-1} * (-V(x_n, x_{n+1}) - G(x_n)) \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} M(x_n)^{-1} * (-V(x_n, x_{n+1}) - G(x_n)) \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3.34)$$

Para o pêndulo duplo simples e invertido esses pontos se conforme relacionados pelos pares definido para os ângulos (θ_1, θ_2) : $(0,0)$; $(0, \pi)$ e $(\pi,0)$. Sendo que as velocidades angulares $\dot{\theta}_1$ e $\dot{\theta}_2$ para todos os pontos de equilíbrio dos sistemas têm seus valores iguais à zero.

3.2.4 Linearização do sistema

A teoria de controle é amplamente desenvolvida para sistemas lineares, sendo prática usual da engenharia a linearização dos sistemas para desenvolvimento do controlador. Ao se aplicar a série de Taylor para os termos não lineares na equação dinâmica nos pontos de equilíbrio do sistema é possível linearizar a equação do sistema.

No caso do manipulador aproximando senos e cossenos assim como desprezando os termos em função de $\hat{\theta}$. Assim tem-se que para a relação de torque para cada junta pode ser dada pelo sistema de equações abaixo:

- Para o pêndulo duplo:

$$T_1 = (m_2 l_1^2 + 2 m_2 l_1 r_2 + m_1 r_1^2 + m_2 r_2^2 + I_1) \ddot{\theta}_1 + \left((g l_1 m_2 + g m_1 r_1 + g m_2 r_2) \theta_1 + (m_2 r_2^2 + l_1 m_2 r_2) \ddot{\theta}_2 + (g m_2 r_2) \theta_2 \right) \quad (3.35)$$

$$T_2 = (m_2 r_2^2 + I_2) \ddot{\theta}_2 + \left((m_2 r_2^2 + l_1 m_2 r_2) \ddot{\theta}_1 + (g m_2 \theta_1 + g m_2 \theta_2) r_2 \right) \quad (3.36)$$

- Para o pêndulo duplo invertido:

$$T_1 = \ddot{\theta}_2 * (m_1 * r_1^2 + l_2 * m_1 * r_1) + \ddot{\theta}_1 * (m_1 * r_1^2 + I_1) - g * m_1 * r_1 * (\theta_1 + \theta_2) \quad (3.37)$$

$$T_2 = \ddot{\theta}_1 * (m_1 * r_1^2 + l_2 * m_1 * r_1) + \ddot{\theta}_2 * (m_1 * l_2^2 + 2 * m_1 * l_2 * r_1 + m_1 * r_1^2 + m_2 * r_2^2 + I_2) - g * m_1 * (r_1 * (\theta_1 + \theta_2) + l_2 * (\theta_2)) - g * m_2 * r_2 * (\theta_2) \quad (3.38)$$

3.3 TRAJETÓRIA DO SISTEMA

Trajetória é a relação entre dois elementos pertencentes a dois domínios distintos: tempo e espaço (BIAGIOTTI e MELCHIORRI, 2008). A trajetória do sistema é, portanto, a resposta que o sistema dinâmico deverá apresentar durante o tempo. No caso de um manipulador robótico, como o exoesqueleto, essa resposta seria o trajeto percorrido em um determinado espaço. Em robótica há o interesse de se desenvolver a trajetória em dois espaços específicos: o espaço das juntas do robô e o espaço operacional (SICILLIANO et al, 2009).

O sistema em estudo é fortemente relacionado com a marcha desenvolvida pelo ser humano. Em robótica tal marcha costuma se referir como antropomórfica referente à marcha bípede em que a junta do joelho segue a orientação do joelho humano em contraposição com a marcha ornítica em que a junta segue a orientação da junta do joelho da ave.

Logo para o desenvolvimento da trajetória é necessário acesso a dados da marcha humana. Tais dados são obtidos por meio da literatura contida em WINTER (2009) que fazem análise do membro inferior direito durante um ciclo de marcha normal. No estudo realizado por WINTER (2009) se utiliza como método de acesso cinemático televisivo juntamente com uma

plataforma de força, ou seja, um método que combina tanto a medição cinemática quanto cinética. O método televisivo segundo WITTLE (2007) consiste do uso de marcadores posicionados nos membros da pessoa em análise, esses marcadores são colocados próximos dos centros de cada junta ou fixados nos segmentos dos membros de uma forma em que seja possível identificar tanto suas posições e como suas orientações. WITTLE afirma ainda que cada câmera possui uma fonte de luz e que o material dos marcadores é reflexivo, o que aumenta a visibilidade de cada ponto de estudo.

A Figura 23 ilustra o posicionamento dos marcadores adotados no acesso da marcha realizados por WINTER (2009) e adotados como referência para o desenvolvimento do modelo dinâmico em conjunto com Tabela 1. O indivíduo do estudo possui o peso corporal de 56.7 kg e os dados acessados foram obtidos numa taxa 69.9 quadros/s. O ciclo de marcha inicia-se com o evento da saída do dedão do pé direito do solo a 0s, iniciando assim a fase de balanço, a 0.386s ocorre o contato do calcanhar direito com o solo, 0.987 s o pé direito deixa novamente o chão e entrando em contato com esse mais uma vez a 1.373s, o tempo total da duração da marcha é de 1.6 s.



Figura 23 Posicionamento e medições dos marcadores utilizados no acesso de marcha (WINTER, 2009).

A partir do levantamento completo dos dados de marcha foram obtidos os gráficos que descrevem a trajetória do sistema tanto no espaço das juntas quanto no espaço operacional.

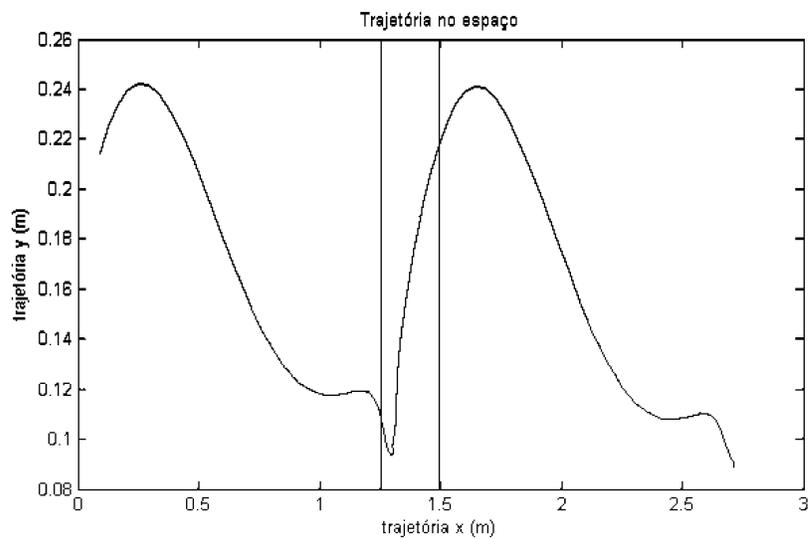


Figura 24 - Gráfico da trajetória no espaço

O gráfico na Figura 24 descreve a trajetória descrita pela junta do tornozelo no plano sagital (x,y) durante um ciclo de marcha partindo do evento em que o pé retira-se completamente do solo. As duas linhas verticais no gráfico delimita o período de apoio localizado na secção central do gráfico do período de balanço localizado nas extremidades.

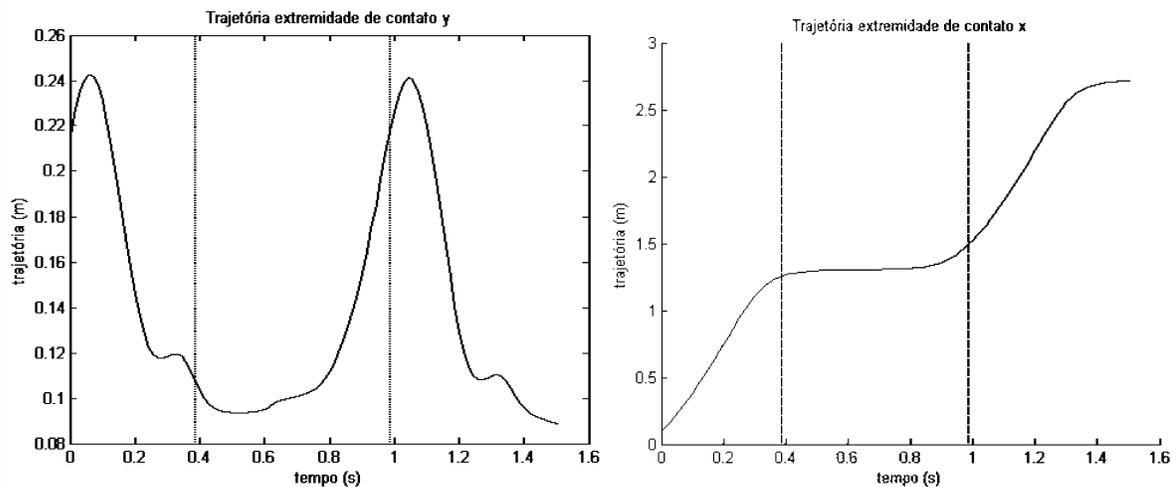


Figura 25 - Gráfico da trajetória do tornozelo em função do tempo à esquerda para o eixo y e à direita para o eixo x

A Figura 25 permite ver a trajetória para cada eixo do espaço separadamente em função do tempo. O primeiro gráfico, à esquerda, descreve a trajetória que o tornozelo percorre no eixo y e o segundo, à direita, a trajetória no eixo x. Por meio de observação de ambos os gráficos chega-se as seguintes conclusões: que o movimento cíclico da marcha é descrito exclusivamente no eixo y, enquanto que o eixo x demonstra claramente que o avanço no espaço acontece de forma quase que linear durante a fase de balanço seguido pela fase apoio onde o membro para de progredir para servir de apoio para o corpo enquanto que o membro oposto realiza o avanço.

A Figura 26 descreve a trajetória no plano sagital para o centro de massa do HAT (à esquerda) – sigla em inglês para *Head, Arms and Torax* o que traduzido para o português corresponde à cabeça, braços e tórax. O HAT é uma forma de simplificar os efeitos inerciais exercidos pela parte superior do corpo possibilitando uma simplificação do modelo dinâmico dos

membros inferiores quando se estuda a marcha. Já à esquerda está o gráfico que descreve a trajetória no plano sagital da junta do quadril, é visível a similaridade entre as duas trajetórias.

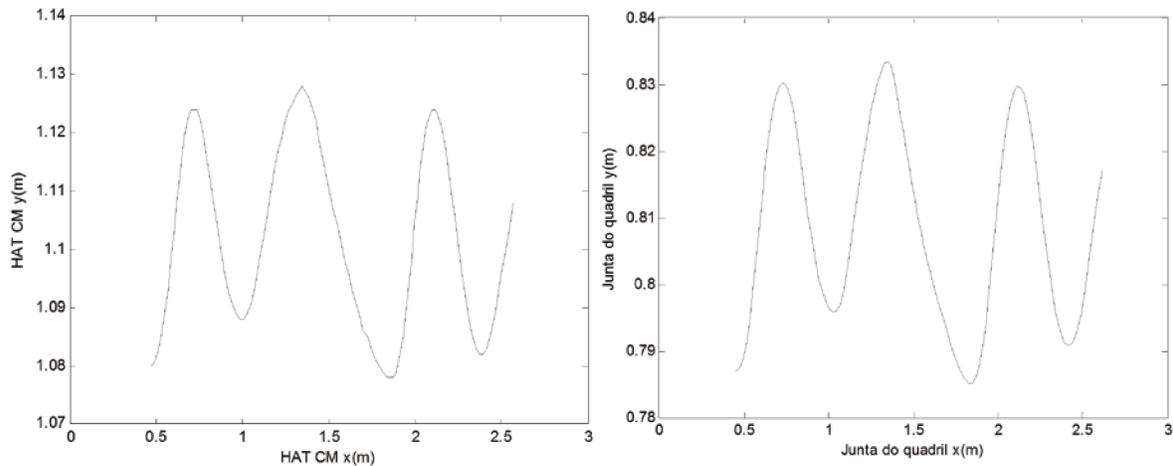


Figura 26 - Gráfico da trajetória do centro de massa do HAT (à esquerda) e gráfico da trajetória da junta do quadril (à direita) plotados no espaço do plano sagital

A Figura 27 corresponde aos gráficos da evolução do centro de massa do HAT nos eixos y e x em função do tempo ao longo do ciclo de marcha. Como pode se notar por meio do gráfico à direita do eixo x o centro de massa trafega de maneira interrompida quase que de maneira linear durante todas as fases do ciclo de marcha apresentando somente uma pequena oscilação durante o período de 0.386 a 0.972 segundos, período em que ocorre a fase de apoio. Quanto às oscilações no eixo y tanto o pico assim como o vale máximos são atingidos durante a fase de apoio. Sendo o vale máximo atingido imediatamente ao fim do período de apoio.

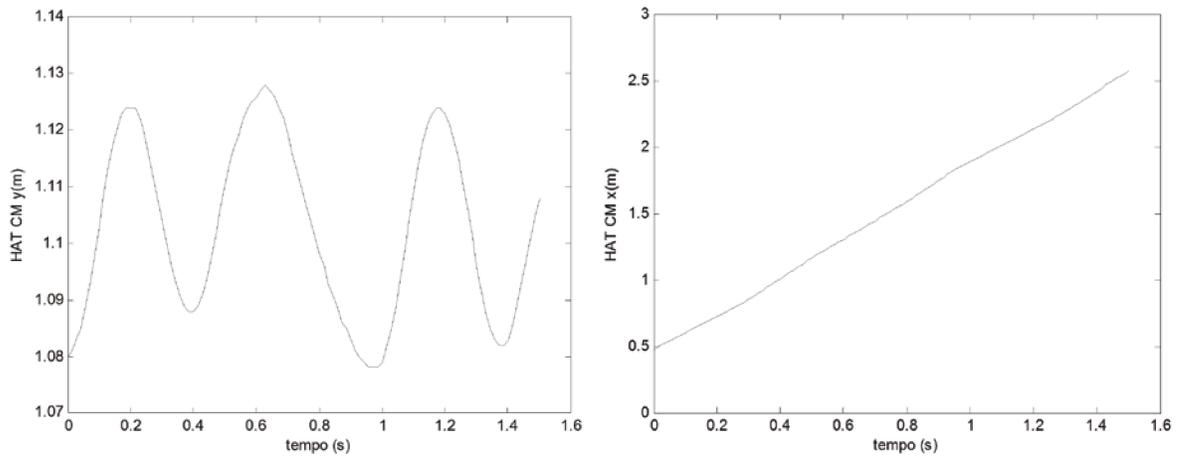


Figura 27 Gráfico da trajetória do HAT em função do tempo à esquerda para o eixo y e à direita para o eixo x

Pela Figura 28 é possível observar que o comportamento cinemático da junta do quadril no espaço é quase que análogo ao comportamento expresso pelo centro de massa do HAT.

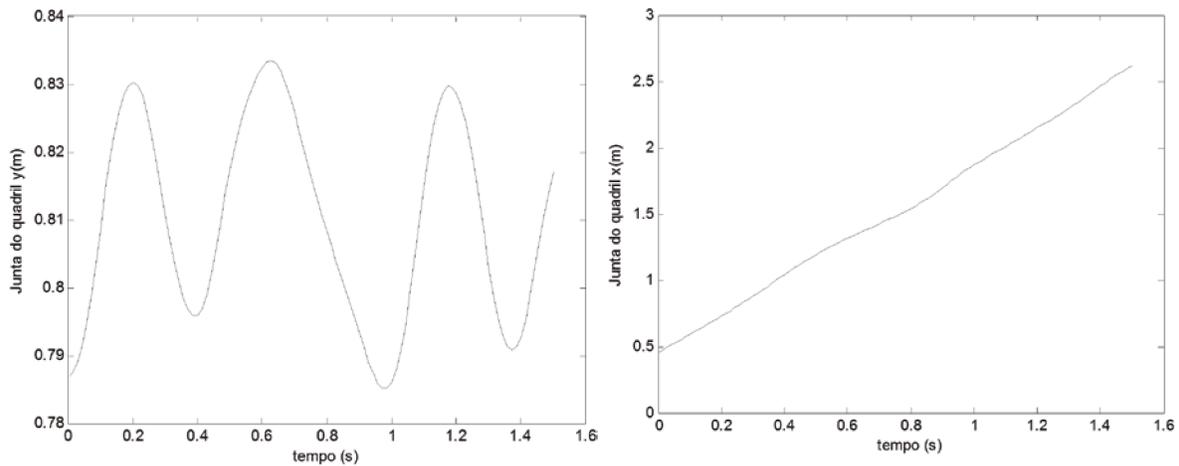


Figura 28 Gráfico da trajetória do quadril em função do tempo à esquerda para o eixo y e à direita para o eixo x

Como x descreve um percurso linear ao longo do tempo o comportamento torna-se de fácil mapeamento, logo a função que descreve a trajetória com finalidade de implementação digital pode ser definida como:

$$y(\Delta x(t))$$

Onde y pode ser definido por meio do uso de *splines* em função de x , e os valores de x serão incrementados gradualmente, dada um determinado padrão de quantização. A Figura 29 refere-se aos gráficos das trajetórias do quadril, joelho e tornozelo, respectivamente, no espaço das juntas quando analisado no plano sagital.

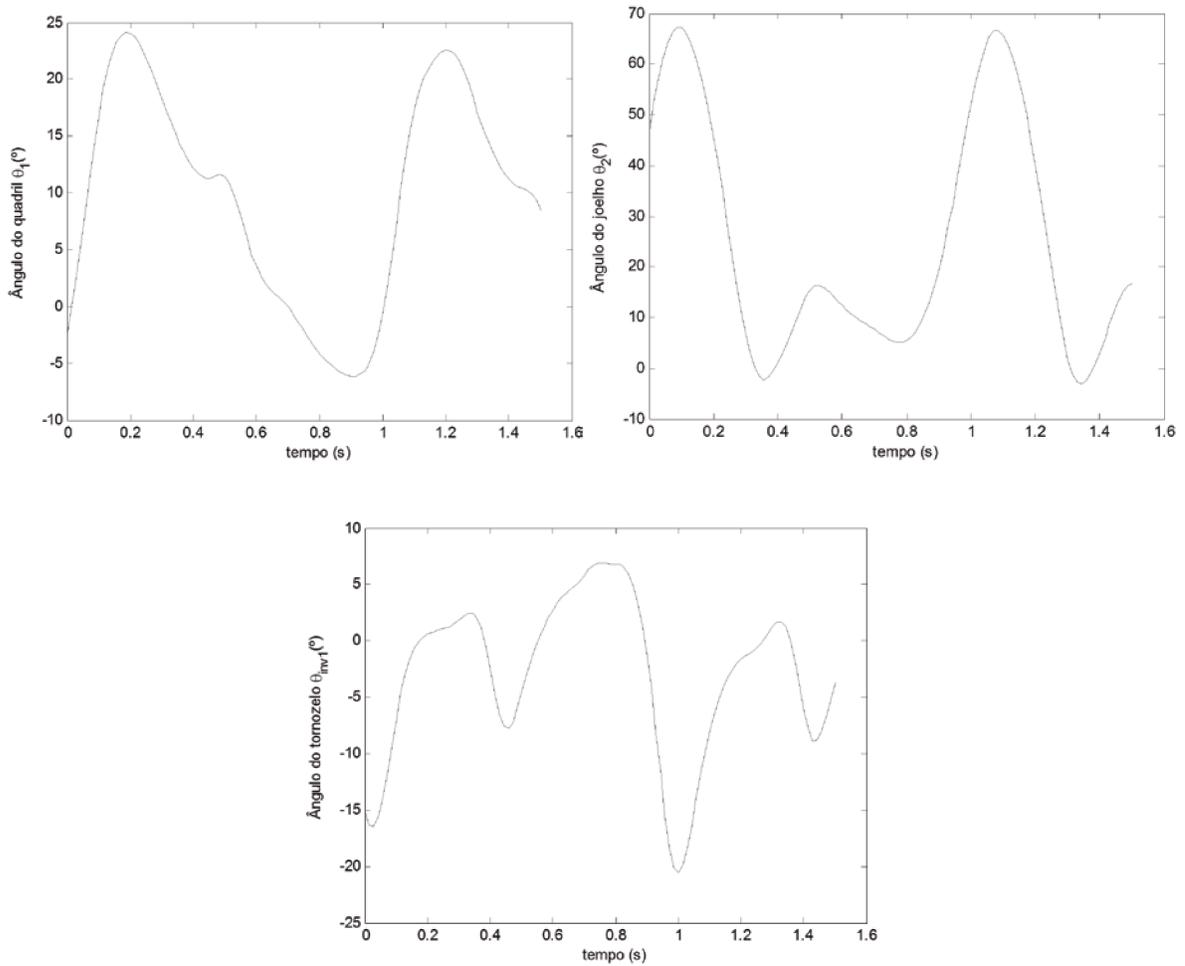


Figura 29 - Trajetória do quadril (esquerda), do joelho (direita) e tornozelo (abaixo) no espaço das juntas analisado no plano sagital durante a realização da marcha em função do tempo

3.4 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

Neste capítulo desenvolveu-se o formalismo necessário para o desenvolvimento dos modelos matemáticos que regem e descrevem o comportamento do sistema. Sendo inicialmente apresentada uma discussão breve do comportamento funcional do membro inferior durante a realização da marcha e partindo-se para a proposta do geral do sistema que visa contemplar tal comportamento.

Uma vez tendo se esclarecido a necessidade de utilização de ambos os modelos para execução da marcha e como o sistema alterna entre ambos, deu seguimento ao trabalho com a parte contínua. A modelagem cinemática, direta e inversa, é para tanto o primeiro passo, onde a mesma visa descrever como o sistema percorre o espaço sem que sejam consideradas as forças e causas desse movimento, considerando-se posteriormente a dinâmica e a determinação da resposta desejada a trajetória do sistema.

O sistema resultante, desenvolvido matematicamente ao longo desse capítulo, é de notória complexidade, apresentando como na maioria dos sistemas robóticos um comportamento altamente não linear e funcionalmente descontínuo, além da necessidade de percorrer uma trajetória específica no espaço, com pouco espaço para erros operacionais e imprecisões, uma vez que seu desempenho está atrelado diretamente ao bem estar de seu usuário. Aqui por tanto se buscou desenvolver a base na qual o sistema de controle irá operar: um modelo que simula com sucesso o comportamento dinâmico do membro inferior humano.

4 ARQUITETURA DE CONTROLE

Nesse capítulo se discute o desenvolvimento teórico das técnicas de controle utilizadas no sistema do exoesqueleto. O capítulo inicia-se com uma discussão sobre a locomoção e a apresentação do conceito de sistemas híbridos. Segue-se então para a modelagem do sistema, determinam-se os principais eventos que marcam a execução da trajetória da marcha e desses eventos definem-se as transições que governam o sistema. Uma vez descrito e modelado o comportamento do sistema no domínio discreto de eventos parte-se para a modelagem do controlador no domínio contínuo. O capítulo se encerra com uma pequena discussão sobre um possível algoritmo de controle com base nos paradigmas de reabilitação discutidos no segundo capítulo.

4.1 CONTROLE DE EXOESQUELETO

“O objetivo de um sistema de controle é fazer com que a variável controlada atinja o valor ou estado determinado por intermédio de uma referência” (ROSÁRIO, 2005). Ao se tratar de um manipulador robótico, como o exoesqueleto em questão, é intuitivo definir como variáveis a serem controladas as que se determinam a sua posição no espaço. No sistema de controle de manipuladores por posição se atua monitorando uma ou mais variáveis a fim de o que sistema dinâmico que descreve o comportamento do manipulador tenha como resposta seja a trajetória desejada.

No entanto o real objetivo do exoesqueleto voltado à reabilitação não é de fácil medição, uma vez que não se restringe unicamente a guiar o membro pelo espaço, mas concomitante a isso melhorar o desempenho físico do usuário em si na realização de uma determinada tarefa.

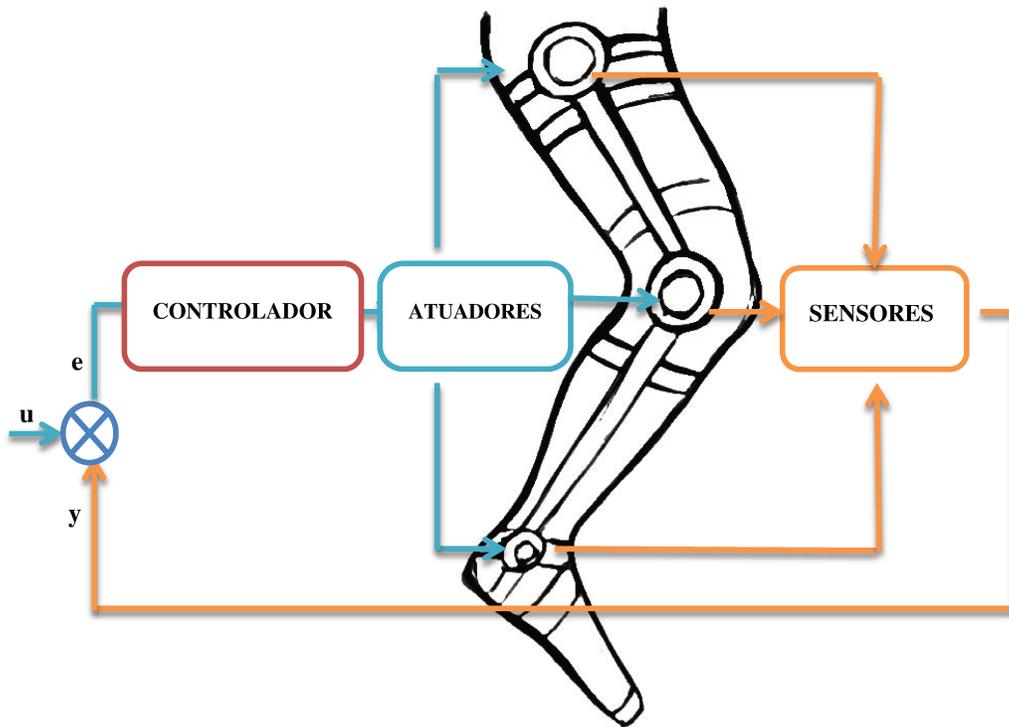


Figura 30 Sistema de controle para exoesqueleto inferior

4.2 ABORDAGEM DA LOCOMOAÇÃO COMO UM SISTEMA HÍBRIDO

Como já mencionado no capítulo anterior desta dissertação a marcha é tradicionalmente estudada pela biomecânica como uma sequência cíclica de eventos. A divisão mais clara da marcha está entre o período de balanço e de apoio, nesses não só o sistema adota uma trajetória diferente para cada período, mas o membro inferior adota um comportamento dinâmico distinto, podendo ser aproximado ao modelo representado alternadamente o comportamento de um pêndulo duplo na fase de balanço e comportando-se como um pêndulo invertido na fase de apoio.

Esse comportamento descrito por meio de dois modelos físicos diferentes gera uma descontinuidade no sistema, pois em um momento tem-se que a extremidade de interesse, a ser controlada, é a trajetória descrita pelo pé, com o objetivo de avançar o membro inferior no espaço, e em outro o centro de massa do corpo, com o objetivo de equilibrar o corpo, o

entretanto de transição encontra na fase de apoio duplo da marcha. Essa descontinuidade funcional entre dois modelos dinâmicos contínuos, que funcionam entre módulos, levanta a necessidade de recorrer, juntamente com modelagem contínua, à teoria de sistema de discretos de eventos o que qualifica o sistema como híbrido.

4.2.1 SISTEMA HÍBRIDO

O sistema híbrido pode ser definido como um sistema dinâmico que se apresente componentes discretos e contínuos (HENZINGER, 1996). Com o advento dos controladores digitais o número de sistemas que podem ser classificados como híbridos tem crescido exponencialmente, no entanto, o formalismo que os define pode ser ainda considerado recente, sendo tido por muitos como uma área ainda não cristalizada. A robótica tem grande interesse nesses sistemas, pois permitem que descontinuidades e não-linearidades de sistemas normalmente descritos por meio de equações diferenciais sejam modeladas por meio do formalismo de DEVS - *Discrete Event System* em inglês que significa sistema de eventos discreto (SCHAFT et SCHUMACHER, 1999).

4.2.2 PROPOSTA DA ARQUITETURA DE CONTROLE

Tem-se então que a mesma cadeia cinemática adota duas posturas distintas mediante a ocorrência de eventos específicos e cíclicos, eventos que caracterizam um sistema discreto, que pode ser modelado por meio de eventos discretos, e simultaneamente cada um desses eventos é marcado por um comportamento dinâmico contínuo, que pode ser modelado por meio de equações diferenciais. A Figura 31 apresenta esquematizado o sistema proposto, nela se encontram ilustrados os dois modelos mecânicos para modelagem do membro inferior (canto superior e inferior esquerdo) e a ilustração de como o sistema de eventos discretos controla a

alternância entre ambos os modelos (canto superior direito) por meio do monitoramento de transições que são sinalizadas como flechas.

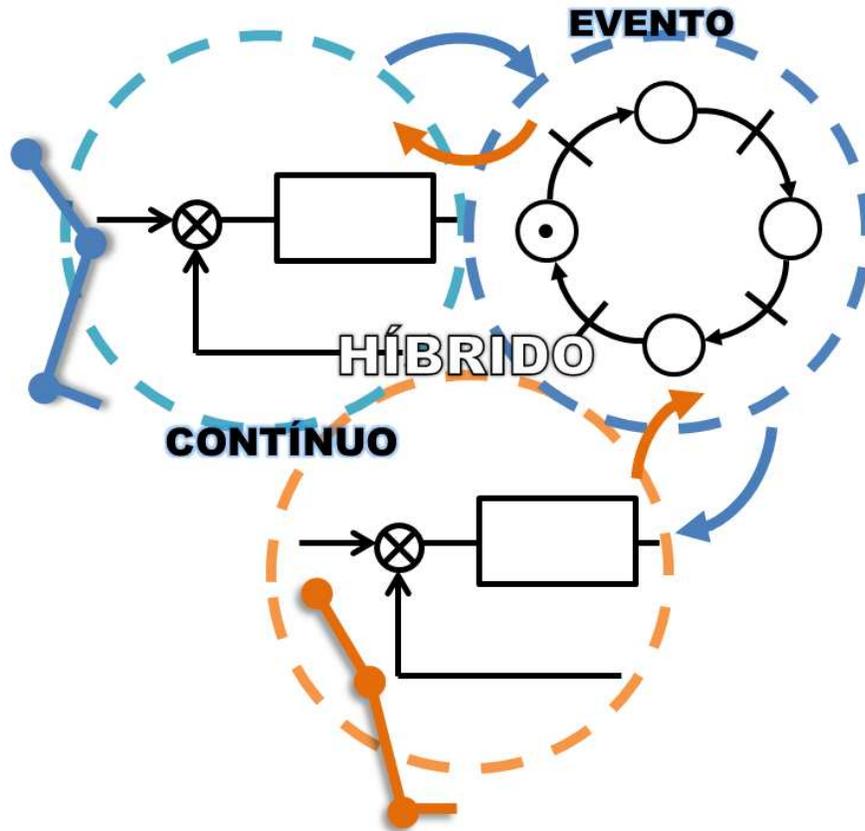


Figura 31 Arquitetura de modelo híbrido do exoesqueleto

4.3 EVENTOS DISCRETOS

Na Figura 32 é apresentada a proposta de modelo da marcha em eventos discretos por meio do formalismo de rede de Petri. Rede de Petri se caracterizam como um modelo matemático de propósito geral de descrever as relações existentes entre eventos e suas condições, essas foram definidas por um matemático alemão Carl Adam Petri na década de 60 e posteriormente na

década de 80 sendo adotada por engenheiros na modelagem de sistemas dinâmicos de eventos discretos (DAVID e ALLA, 2010).

No modelo é possível observar as transições (arcos) desencadeadas pelos eventos, *heel contact*- contato de calcanhar e *toe off* – saída do dedão, que ocorrem após determinados estados, balanço e apoio tanto simples como o duplo, contínuos dos membros inferiores, esquerdo e direito, durante a execução da marcha.

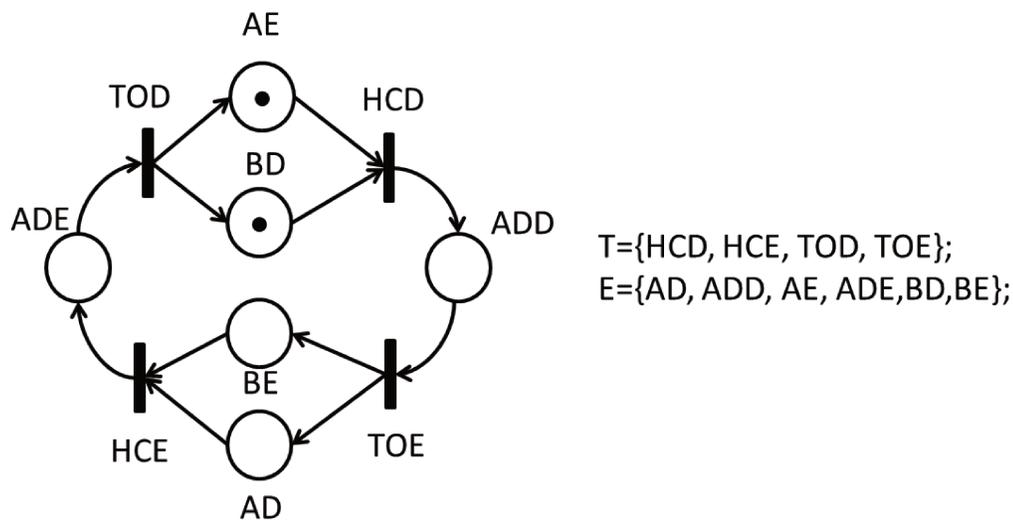


Figura 32 - Modelo em eventos discretos da marcha

O modelo começa com os estados alternados da perna esquerda em balanço enquanto a perna direita encontra-se em apoio simples, na ocorrência do evento de contato do calcanhar esquerdo, o estado do sistema altera para o apoio duplo com a perna que estava em avanço à frente. A partir do momento em que o pé direito deixa o chão o sistema dispara a transição TOD e o sistema altera seu estado novamente se encontrando agora com o estado oposto ao inicial com a perna esquerda em apoio e a perna direita em balanço. Como se nota no sistema o estado de apoio duplo é um estado intermediário aos dois períodos principais da marcha é nele em que o

centro de massa do corpo irá alternar seu apoio de uma perna para outra, conforme esse avança no espaço.

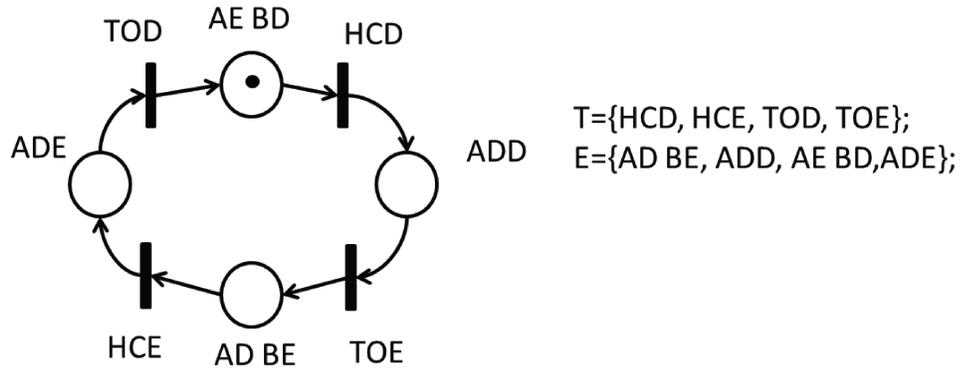


Figura 33 – Modelo sintetizado da marcha

Ao analisar o modelo é possível que esse seja reduzido, englobando os estados redundantes em estados únicos conforme ilustrado na Figura 33. Sendo assim a locomoção humana é em síntese uma máquina de quatro eventos e quatro estados. Na Figura 34 se introduz um estado P em que a marcha cessa, no entanto o critério de transição que levam a esse estado assim como os que levam a saída desse estado não podem ser determinados dinamicamente uma vez que dependem unicamente da vontade do usuário. Ainda assim é possível determinar por meio de empirismo que o estado de parada ocorre necessariamente após o apoio duplo, com os dois pés no chão a perna que se encontra na posição posterior a outra avança, por meio de um semi-balanço, terminando paralelo a perna que estava à frente.

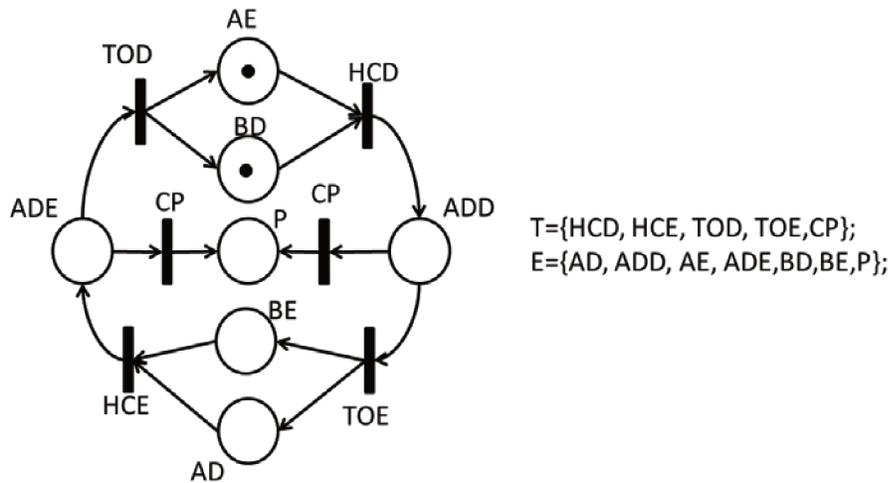


Figura 34 – Sistema com estado de parada

4.4 SISTEMA DE CONTROLE CONTÍNUO

O controlador é o dispositivo que irá possibilitar que o sistema apresente uma resposta desejada mediante um sinal de entrada. O controlador sempre atuará no sistema com base em um modelo matemático desenvolvido pelo mesmo. A modelagem do sistema em estudo constitui das equações dinâmicas desenvolvidas ao longo do capítulo anterior, elas por fim descrevem como o sistema se comporta dinamicamente mediante a suas entradas e condições iniciais. No entanto essas tem por característica sua complexidade e não linearidade não sendo de simples resolução.

Tradicionalmente no controle clássico de juntas para manipuladores robóticos busca-se linearizar o sistema e como consequência desacoplar as influências inerciais de uma junta a outra, reduzindo o sistema de controle do manipulador robótico, ao controle de seu atuador. Para a equação 3.18 a matriz de inércia do sistema M e os demais termos representados N (função que representa a somatória dos demais termos da equação dinâmica do manipulador com exceção do torque de entrada e o torque de distúrbio) são substituídos por valores aproximados por $\hat{M} = I$ e $\hat{N} = -\ddot{q}_d$ (LEWIS, DAWSON, ABDALLAH, 2004). Isso permite que a entrada de torque seja

dependente somente das variáveis relacionada à junta i caracterizando então um sistema SISO (*single input single output*).

No entanto, tal simplificação requer que a relação de redutores produza uma proporção suficientemente baixa para que os efeitos inerciais possam ser ignorados o que reduz por consequência a velocidade, e aumenta o peso a ser acoplado a cada junta, o que faz com que o controle clássico de juntas se torne uma metodologia menos indicada para *wearables robots*.

Outra técnica de controle que não depende intrinsecamente do uso de redutores é a linearização por meio de *feedback*. A linearização por meio de *feedback* constitui em encontrar uma entrada para um sistema não-linear que transforme o mesmo em um sistema linear equivalente (KHALIL, 2001). Na robótica essa técnica recebe uma variação especial denominada como controle por torque-computado, esse método é usado como referência para outros tipos de controle como o robusto, o adaptativo, assim como o por meio de redes neurais (LEWIS, DAWSON e ABDALLAH, 2004). Desenvolver, portanto, um controlador com base no torque computado é interessante até mesmo por possibilitar mais facilmente aplicações futuras. Entre elas a possibilidade de utilizar propriedades não lineares do sistema, como os ciclos limites, e desenvolver exoesqueletos semi-passivos que diminuam o gasto energético do sistema.

4.4.1 Torque Computado

A Figura 35 demonstra a arquitetura utilizada no controlador de torque computado conforme LEWIS, DAWSON e ABDALLAH (2004). A arquitetura é marcada pela presença de um a malha interna não linear, no qual o torque que lineariza o sistema é calculado, há também a presença de uma malha externa de realimentação, segundo qual a entrada u é calculada. Observa-se ainda na figura que o sistema linear é composto pela soma em série da malha interna não linear com o sistema dinâmico do manipulador.

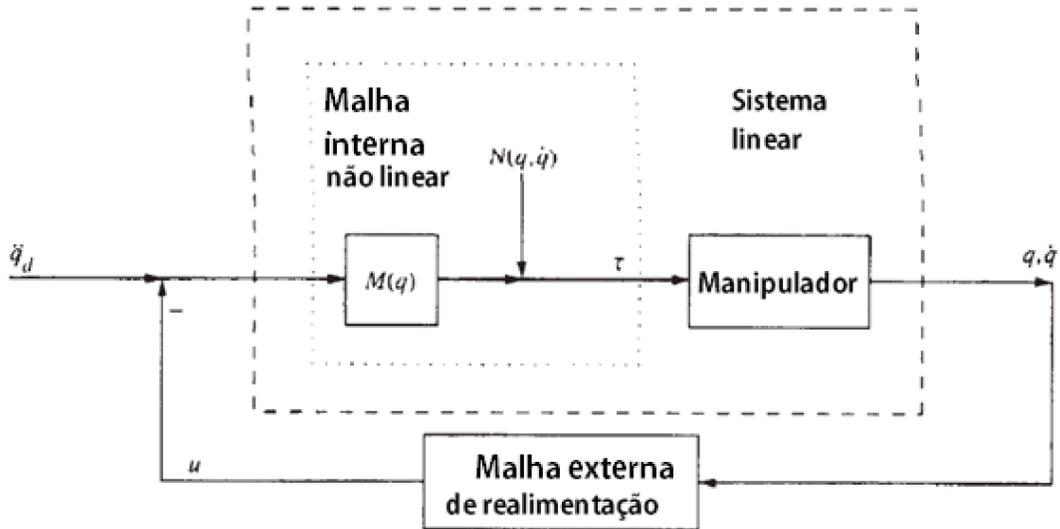


Figura 35 Arquitetura de controle por torque computado (LEWIS, DAWSON e ABDALLAH, 2004)

4.4.1.1 Malha interna de controle

O desenvolvimento do laço interno é feito a partir da equação dinâmica do manipulador definida como:

$$M(q)\ddot{q} + N(q, \dot{q}) + \tau_d = \tau \quad (4.01)$$

onde $q(t)$ é a variável generalizada da junta, e $\tau(q)$ representa o torque controlado, sendo que $\tau_d(q)$ representa o efeito do distúrbio no sistema. Ao considerar um controle de trajetória onde o objetivo é que o robô assuma valores de q determinados ao longo de um tempo específico t . O sinal de erro a ser controlado do sistema pode ser considerado como:

$$e(t) = q_d(t) - q(t) \quad (4.02)$$

Onde $q_d(t)$ é a função da trajetória desejada e $q(t)$ a posição do manipulador. Ao obter a derivada a segunda do sinal de erro:

$$\ddot{e} = \ddot{q}_d - \ddot{q} \quad (4.03)$$

Sabendo que a função da trajetória real deriva a segunda \ddot{q} do manipulador pode ser obtida por meio da inversão da equação dinâmica do manipulador:

$$\ddot{q} = M^{-1}(N + \tau_d - \tau) \quad (4.04)$$

A equação de erro pode então ser definida como:

$$\ddot{e} = \ddot{q}_d - M^{-1}(N + \tau_d - \tau) \quad (4.05)$$

Onde a equação que define a entrada de linearização de *feedback* é definida como:

$$u = \ddot{q}_d + M^{-1}(N - \tau) \quad (4.06)$$

E a função de distúrbio é tida como:

$$w = M^{-1}\tau_d \quad (4.07)$$

Ao colocar o torque em evidência na equação de entrada de linearização de *feedback* obtém-se então a lei de torque computado:

$$\tau = M(\ddot{q}_d - u) + N \quad (4.08)$$

Ao se encontrar uma entrada $u(t)$ que estabilize a função de erro afim de que esse seja zero a entrada $\tau(t)$ faz com que o manipulador robótico siga a trajetória desejada.

4.4.1.2 Malha externo de controle

Uma das possíveis funções de entrada que é representada no sistema como um laço de realimentação interna é o controle PD, proporcional derivativo, cuja configuração é demonstrada em detalhes na Figura 36 (onde o termo N foi substituído pelos demais termos e F representa a força de perturbações no sistema causada pelo atrito e θ é a coordenada generalizada). A ação do

controle proporcional derivativo do sistema, segundo o formalismo desenvolvido aqui, pode ser definida como:

$$u = -K_p e - K_v \dot{e} \quad (4.09)$$

Onde K_p é a matriz de ganho do controle proporcional, que atua no sistema proporcionalmente ao sinal do erro, e K_v é a matriz de ganho do controle derivativo, que atua conforme a taxa de variação do erro. É comum selecionar as matrizes de ganho como matrizes diagonais simétricas, a estabilidade do sistema é assegurada globalmente contanto que todos os valores de ganho, K_p e K_v , selecionados sejam positivos (LEWIS, DAWSON e ABDALLAH, 2004; KELLY; SANTIBÁÑEZ, LORÍA, 2005).

A equação que descreve a dinâmica do erro pode ser definida segundo:

$$\ddot{e} + K_v \dot{e} + K_p e = w \quad (4.10)$$

Sendo sua equação característica definida conforme:

$$\Delta_c(s) = |s^2 I + K_v s + K_p| \quad (4.11)$$

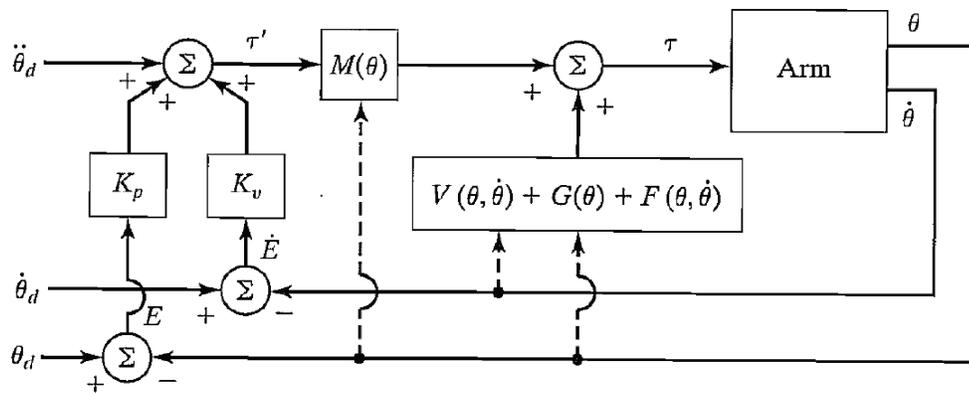


Figura 36 Arquitetura do controle por torque computado com laço externo com controle PD (CRAIG, 2005)

4.5 DESENVOLVIMENTO DO CONTROLADOR

Para o modelo estudado o controlador de torque computado pode ser calculado para cada um dos modelos conforme as equações dinâmicas 3.35, para o primeiro elo, e 3.36, para o segundo elo no pêndulo duplo, as equações 3.37 e 3.38 para o primeiro e segundo elo para o pêndulo duplo invertido. Essas equações, desenvolvidas no capítulo anterior, têm como entrada as trajetórias exibidas nos gráficos da Figura 29, juntamente com o laço de realimentação com as medições das trajetórias.

Os valores selecionados para os ganhos K_p e K_v são determinados de forma empírica tendo como parâmetro de seleção a resposta do desempenho do sistema por meio da simulação.

4.6 REABILITAÇÃO

Para reabilitação adotou-se o paradigma de reabilitação de assistir quando necessário, para tanto deve ser considerar uma amplitude de tolerância de erro entre o torque gerado pelo controlador e o aplicado pelo usuário. Uma vez que o erro exceda o valor determinado pela faixa de tolerância o controlador atua com um valor de atuação ponderado de acordo com o erro cometido.

A sensibilidade ao erro é modulada por meio da função $f(e)$.

$$e = |\tau_h - \tau_c| \quad (4.12)$$

$$y = f(e) \mid 0 \leq y \leq 1 \quad (4.13)$$

$$\tau = (1 - y)\tau_h + (y)\tau_c \quad (4.14)$$

Sendo assim quando habilitada a tolerância a erros, ou seja, em estágios intermediários de reabilitação o sinal alimentado do sistema será uma soma proporcional entre o torque calculado pelo sistema de controle e o humano conforme mostrado na equação x.

4.7 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

Nesse capítulo desenvolveu-se a teoria de controle necessária para que o exoesqueleto desenvolva dinamicamente a trajetória da marcha. A arquitetura de controle abordou duas perspectivas: uma dinâmica contínua e outra orientada dinâmica de eventos que ocorrem durante a marcha humana. Para administrar as descontinuidades funcionais descritas pelo membro inferior, recorreu-se ao conceito de sistemas híbridos, para tanto, inicialmente decorreu-se sobre como esse estaria atuando como um todo, seguindo para uma modelagem de eventos discretos da marcha por meio do formalismo de rede de Petri.

Para administrar a dinâmica contínua do sistema foi proposto o controle por meio de torque-computado, em que há a vantagem de se promover uma estabilidade global do sistema, não sendo necessárias grandes taxas de redução como no controle de junta clássico. O que permite uma aplicação baixo custo, pois diminui os custos com a atuação do sistema.

5 IMPLEMENTAÇÃO COMPUTACIONAL DO SISTEMA

Nesse capítulo será discutido o desenvolvimento computacional na plataforma do Matlab[®] e Simulink[®] do modelo matemático do sistema dinâmico descrito no terceiro capítulo e a implementação do sistema de controle descrito no quarto capítulo.

5.1 APRESENTAÇÃO DO SISTEMA

A implementação computacional do sistema é realizada por meio da plataforma de simulação Simulink[®], parte integrante do software Matlab[®], acrônimo para “laboratório de matemática” em inglês, dedicado a computação numérica desenvolvido pela MathWorks. Na simulação buscou-se validar numericamente o desenvolvimento e modelagem do sistema dinâmico assim como o controle necessário para que esse realizasse a trajetória da marcha, simulou-se ainda um projeto de controle de reabilitação experimental delimitado com base na literatura de controle motor.

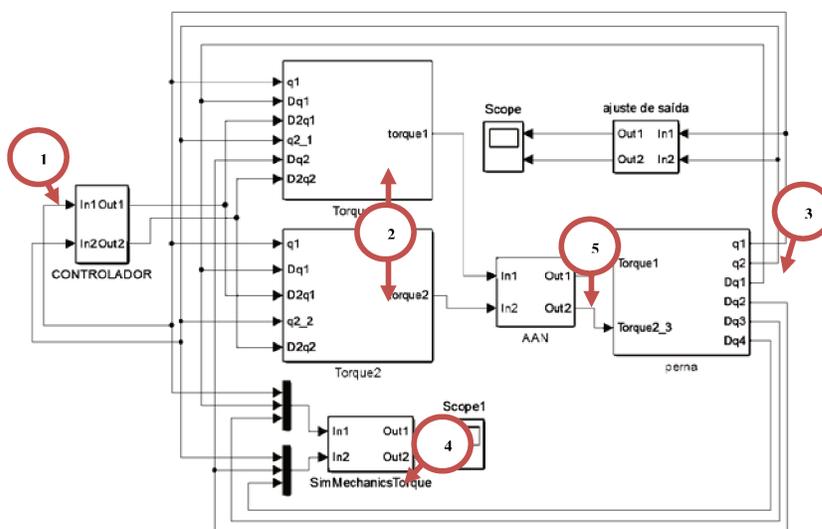


Figura 37 - Arquitetura do sistema desenvolvido no Simulink[®]

A Figura 37 apresenta uma visão panorâmica da estrutura de simulação desenvolvida, nela encontram-se assinalados blocos enumerados de acordo com o fluxo de sinais que ocorre durante a simulação assim como a importância de seu papel no sistema. Assim tem-se, respectivamente, assinalados: o controlador, os dois blocos responsáveis pelo cálculo do torque para o controle por meio de torque computado, o sistema dinâmico proveniente da modelagem da perna, a modelagem dinâmica do sistema por meio do SimMechanics™ e por último o bloco que esboça um controle para uma reabilitação proporcional.

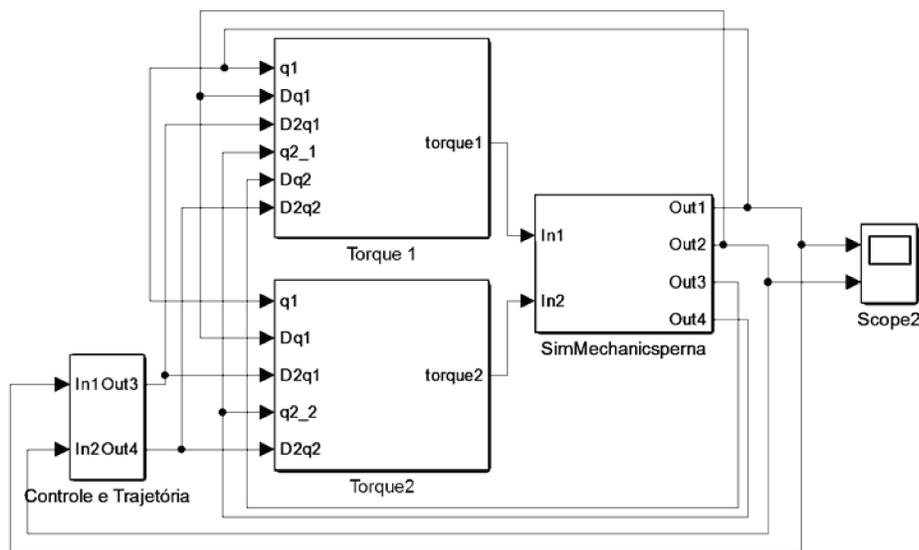


Figura 38 Arquitetura simplificada do sistema

A Figura 38 apresenta o funcionamento do mesmo sistema onde a aplicação resume-se ao controle de um modelo desenvolvido com o auxílio do SimMechanics™. A modelagem do SimMechanics™ apresenta uma vantagem sob a modelagem puramente matemática, por permitir que uma resposta visual seja obtida da simulação do sistema, tal como a Figura 39, que ilustra a resposta simulação de um ciclo de marcha bilateral, introduzindo uma trajetória com um atraso equivalente referente ao membro direito para o membro esquerdo.

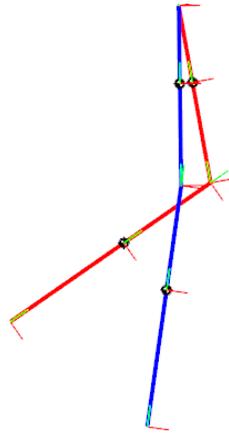


Figura 39 Representação visual do modelo desenvolvido no SimMechanics da execução da marcha bilateral

5.2 IMPLEMENTAÇÃO DO MODELO DO SISTEMA

Nesta seção discute-se em detalhes o desenvolvimento da implementação computacional de cada um dos modelos apresentados na Figura 37. Os valores inerciais e geométricos utilizados na simulação dinâmica estão relacionados na Tabela 4 estimados conforme a literatura e os dados experimentais fornecidos por WINTER (2009).

Tabela 4

Valores de ganhos do Controlador de Torque Computado

Variáveis inerciais		Variáveis geométricas	
$I_{(zz)1}$	0.5751	l_1	0.314m
$I_{(zz)2}$	0.3384	l_2	0.425m
m_1	5.67kg	r_1	0.136m
m_2	2.6366kg	r_2	0.184m

5.2.1 Modelo do Controlador

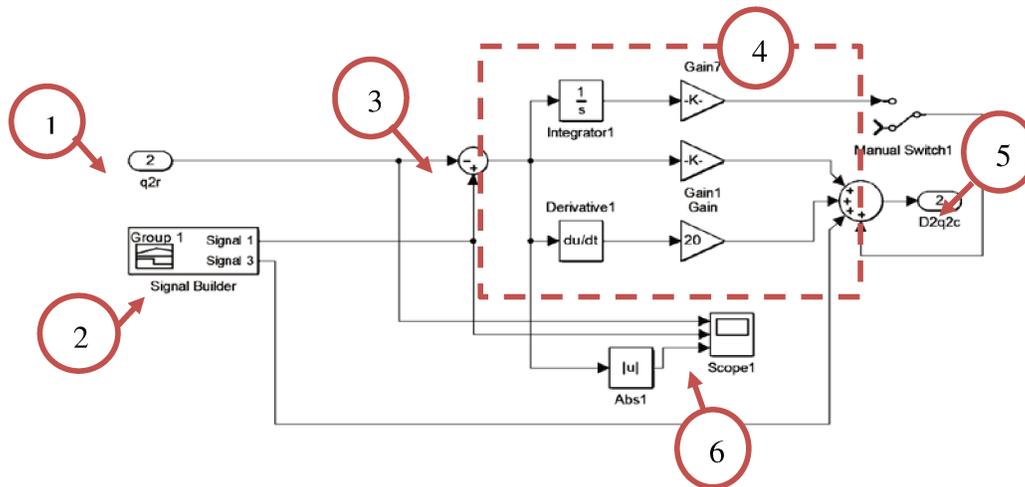


Figura 40 – Arquitetura do bloco de controle desenvolvido para uma junta n em Simulink®

A Figura 40 demonstra a implementação do controlador desenvolvido para cada uma das juntas dos modelos dinâmicos com base na teoria discutida no capítulo anterior. Os ganhos para cada um dos termos de controle são indicados pela Tabela 5, na qual juntamente com o efeito do controlador PD inclui-se a fim de avaliação de desempenho do sistema o termo referente ao controle integral de ganho K_i .

A estrutura do bloco constitui-se: 1) a entrada do sistema que é o sinal “ q ” referente à posição do elo “ n ” no espaço das juntas; 2) sinal de referência do sistema q_d e sua derivada à segunda: \ddot{q}_d com base nos dados da literatura do estudo de marcha; 3) somador/comparador do sinal desejado q_d com sinal medido q ; 4) modelo da equação do sistema do controlador “ u ” podendo ou não incluir os efeitos do controle integral; 5) saída do sistema \ddot{q}_c com base na qual será calculado o valor do torque que atua no sistema dinâmico; 6) a parte destinada a visualização e análise do erro do sistema;

Tabela 5

Valores de ganhos do Controlador de Torque Computado

Mecanismo	Pêndulo duplo		Pêndulo duplo invertido	
	θ_1	θ_2	θ_1	θ_2
Proporcional (K_p)	550	550	150	250
Derivativo (K_v)	150	50	50	100
Integral (K_i)	-	500	-	-

5.2.2 Modelo dinâmico matemático

Devido à extensão dos sistemas resultantes da modelagem do sistema dinâmico suas arquiteturas são reservadas ao apêndice A referente à estrutura de cálculo de torque, e ao apêndice B a arquitetura do modelo dinâmico mecânico da estrutura do pêndulo duplo.

O apêndice A é a implementação computacional das equações para o pêndulo duplo: 3.35, demonstrada no primeiro diagrama de blocos da seção que descreve a relação dinâmica das entradas $\theta_1, \dot{\theta}_1$ (que são realimentadas diretamente do bloco referente ao modelo dinâmico do pêndulo) e $\ddot{\theta}_1$ (calculada por intermédio do bloco do controlador) com o cálculo do torque para a junta do quadril; e 3.36 no segundo diagrama que descreve a relação das entradas $\theta_2, \dot{\theta}_2$ e $\ddot{\theta}_2$ com o cálculo do torque necessário para a junta do joelho. Ainda no apêndice A, referente ao cálculo das juntas do pêndulo duplo invertido, tem-se as equações: 3.37 no terceiro diagrama que refere-se a junta do joelho; e por fim a equação 3.38 no quarto diagrama de blocos da seção refere-se à junta do tornozelo computadas de modo análogo as equações do pêndulo duplo.

No apêndice B encontra-se modelada a equação 3.20 com os valores referentes ao pêndulo duplo conforme descritos no terceiro capítulo o primeiro diagrama de blocos refere-se ao cálculo da equação diferencial do comportamento da junta do quadril e o segundo diagrama a da

junta do joelho. Sendo o modelo dinâmico do pêndulo duplo invertido desenvolvido exclusivamente no SimMechanics™.

5.2.3 Modelagem dinâmica no SimMechanics™

O SimMechanics™ é uma plataforma de simulação tridimensional de múltiplos corpos de sistemas mecânicos integrante do Simscape™, uma biblioteca integrante do Simulink® destinada a simulação de sistemas físicos. A modelagem do sistema pelo SimMechanics™ assim como outros pacotes do Simulink® é executada por meio de uma arquitetura de predominância visual, onde conectam-se blocos uns aos outros em série, esses blocos são funções específicas que trocam informação por meio de suas entradas e saídas.

Os blocos no SimMechanics™ usados na modelagem podem ser divididos em quatro grupos: corpos (*bodies*), juntas (*joints*), sensores (*sensors*) e atuadores (*actuator*), os dois últimos grupos se subdividem em orientadores a corpos ou a juntas.

- Os blocos de corpos são configurados conforme as propriedades inerciais dos mesmos que representam assim como com sua localização espacial tomando como referência um ponto de referencial inercial definido como solo (*ground*).
- Os blocos que definem as juntas são definidos análogos aos graus de liberdade que proporcionam aos blocos de corpos que se comunicam pelo seu intermédio
- Os blocos que definem os sensores atuam como saídas do sistema, podendo apresentar medições a respeito do estado cinético ou cinemático de juntas e corpos.
- Os blocos de atuadores são as entradas do sistema, podendo essas ser definidas como entradas cinemáticas como a trajetória desejada, assim como cinéticas onde podem ser especificados, por exemplo, os torques atuando em cada junta.

A Figura 41 é a estrutura do modelo dinâmico desenvolvido no SimMechanics™ conforme a metodologia explicada para ambos os modelos mecânicos, diferindo entre eles

somente quanto aos dados de entrada para cada bloco. Na figura segundo a legenda, tem-se que: 1) *ground*: bloco que define a posição do eixo de referencia do sistema; 2) *body*: os dados referentes às propriedades inerciais assim como a localização e orientação espacial dos elos do mecanismo são os mesmos utilizados no desenvolvimento do modelo matemático; 3) juntas de rotação no eixo z, correspondem no sistema a θ_1 e θ_2 ; 4) entrada do sistema referente ao torque da primeira junta T_1 e T_2 ; 5) sensores das juntas fazem a leitura da posição e da velocidade de cada uma das juntas; 6) atuadores das juntas, traduzem os sinais referentes às entradas T_1 e T_2 para sinais do SimMechanics™; 7) as saídas do sistema são respostas das leituras executadas pelos sensores das juntas.

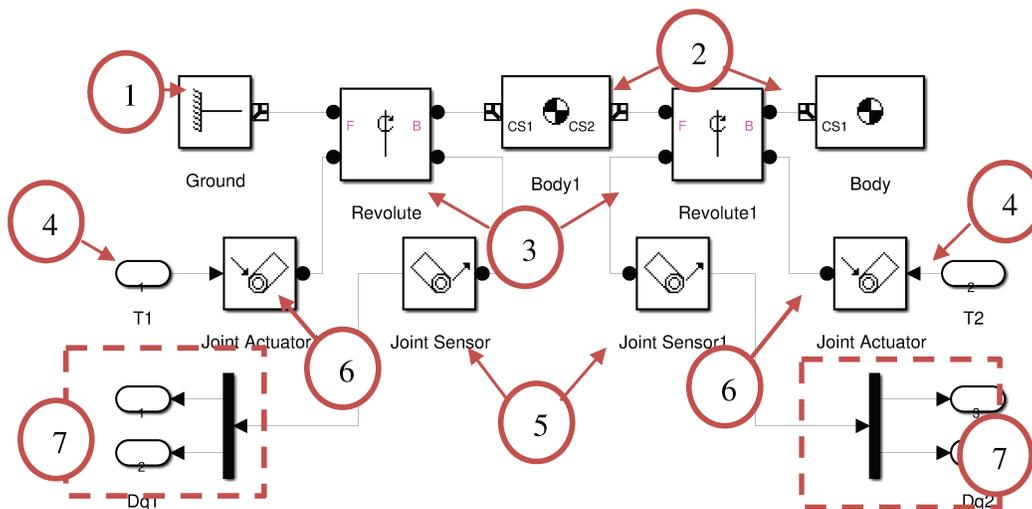


Figura 41 - Modelo dinâmico do sistema desenvolvido com o uso do toolbox SimMechanics™

Uma variação do mesmo foi feita com a adição de um atuador para o bloco do corpo referente à extremidade de l_2 no modelo do pêndulo duplo, com a finalidade de observar o efeito no controlador da força de impacto no momento da marcha onde o calcanhar encontra com o solo.

função são multiplicados a seus sinais respectivos, sendo um ganho o inverso do outro; 6) as saídas do sistema que transmitem o torque ponderado.

5.3 SISTEMA DE EVENTOS

O sistema de eventos administra a transição entre os modelos dinâmicos do sistema, os modelos dinâmicos para ambos os modelos são implementados conforme a arquitetura proposta na seção anterior, e o sistema de eventos segue o algoritmo resumido no fluxograma da Figura 43. Como a simulação se deu por meio de uma marcha unilateral, levando em consideração o movimento da perna direita a fim de treinar os movimentos que nela estão envolvidos, omitiu-se a simulação do estado de apoio duplo definido na figura Figura 32.

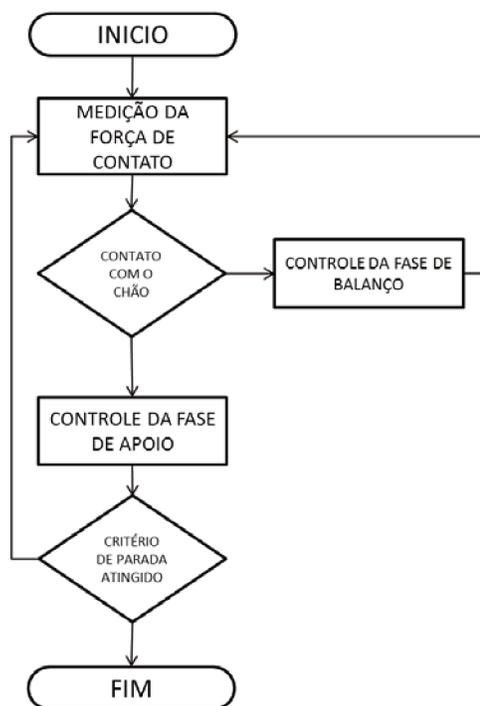


Figura 43 Fluxograma

Para simulação foram implementados dois subsistemas no SimMechanics™, análogos aos demonstrados na Figura 41 com a estrutura de um deles correspondente ao pêndulo duplo e outro ao invertido, ativados pelo evento de início de contato com o solo e o fim do contato com o solo respectivamente. Os dados que se utilizaram a respeito do contato assim como o da trajetória também são obtidos da literatura de WINTER (2009).

5.4 DESEMPENHO E RESULTADOS

5.4.1 Desempenho do sistema de controle

Os sistemas de controle foram implementados para cada modelo dinâmico conforme a estrutura apresentada na seção 5.2.1, com os valores demonstrados na Tabela 5. Discutem-se aqui os resultados obtidos para cada um deles.

5.4.1.1 Pêndulo duplo

Para o modelo do pêndulo duplo o controle aplicado para a junta do quadril seguiu o modelo do torque computado PD, obtendo-se um bom comportamento do sistema conforme mostra a Figura 44, onde a trajetória desejada é descrita pelas linhas tracejadas e a trajetória resultante pela sólida. A trajetória escolhida para o sistema corresponde a um ciclo de marcha inteiro.

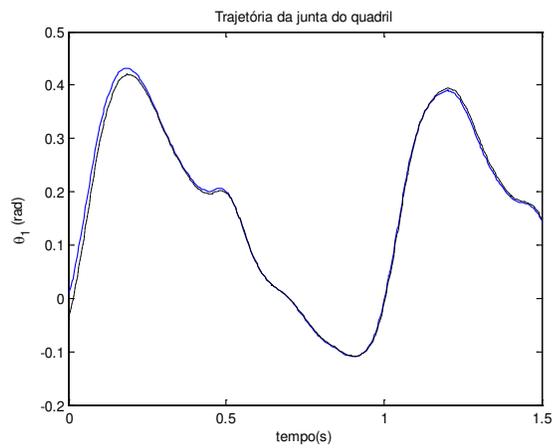


Figura 44 Gráfico da trajetória da junta do quadril. Trajetória desejada em linhas tracejadas, trajetória resultante em linhas sólidas

A Figura 45 descreve o comportamento do erro do sistema, onde esse se mantém numa faixa de estabilidade razoável após o tempo de subida.

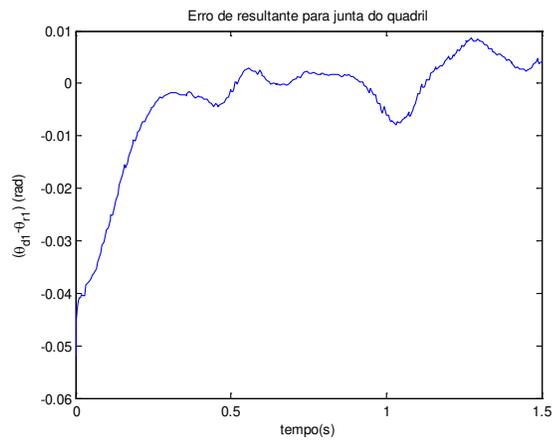


Figura 45 Gráfico do erro entre a trajetória desejada e trajetória resultante da junta do quadril

A Figura 46 refere-se ao gráfico que descreve o comportamento da junta do joelho no modelo do pêndulo duplo comparando a trajetória resultante, assinalada pela linha sólida, com a trajetória desejada, assinalada pela linha tracejada.

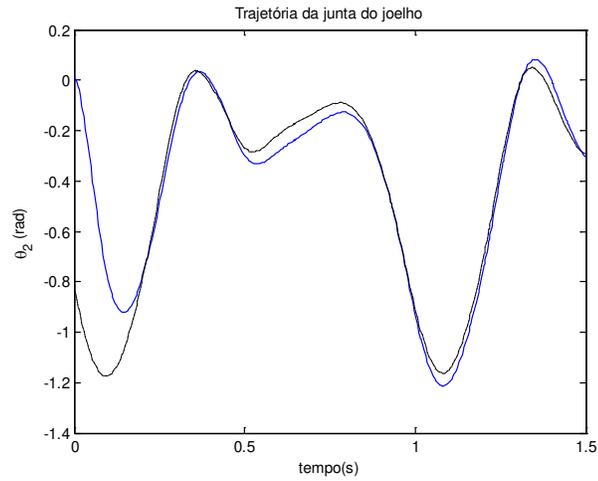


Figura 46 Gráfico da trajetória da junta do joelho. Trajetória desejada em linhas tracejadas, trajetória resultante em linhas sólidas

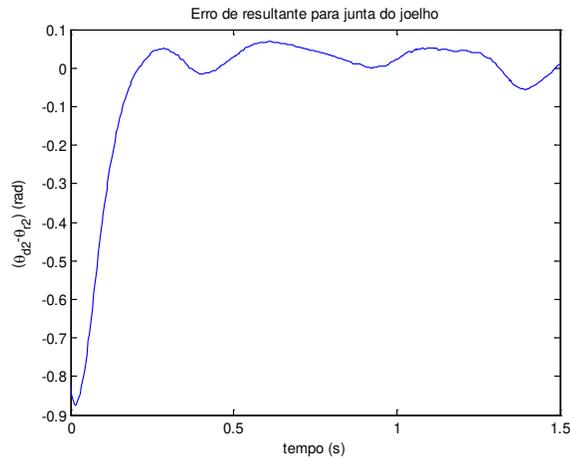


Figura 47 Gráfico do erro entre a trajetória desejada e trajetória resultante para junta do joelho

Para junta do joelho se mostrou necessário adicionar o termo referente ao controle integral no sistema de controle: K_i , que atua na integral do sinal de erro: ε , sendo, portanto, um controle de PID. A Figura 47 descreve a evolução do sinal de erro para o sistema.

5.4.1.2 Pêndulo duplo invertido

Para o sistema dinâmico do pêndulo duplo invertido isolou-se trajetória do período referente à fase de apoio para as juntas do joelho e tornozelo. Para ambas as juntas foi possível aplicar o controle de torque computado com PD, com os valores de ganho apresentados na Tabela 5, onde θ_1 refere-se a junta do joelho e θ_2 a junta do tornozelo.

A Figura 48 demonstra o desempenho da junta do joelho na execução da trajetória de apoio, e a Figura 49 o comportamento do sinal de erro resultante da medição entre a trajetória desejada e a trajetória resultante. A Figura 50 é o gráfico que se refere à trajetória da junta do tornozelo, sendo a Figura 51 o erro apresentado.

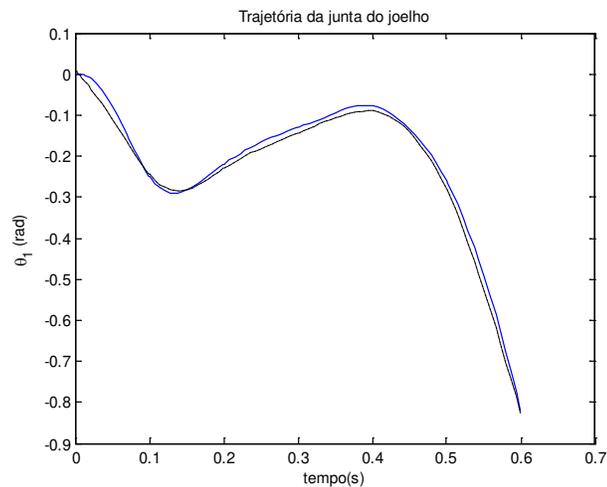


Figura 48 Trajetória da junta do joelho Trajetória desejada em linhas tracejadas, trajetória resultante em linhas sólidas

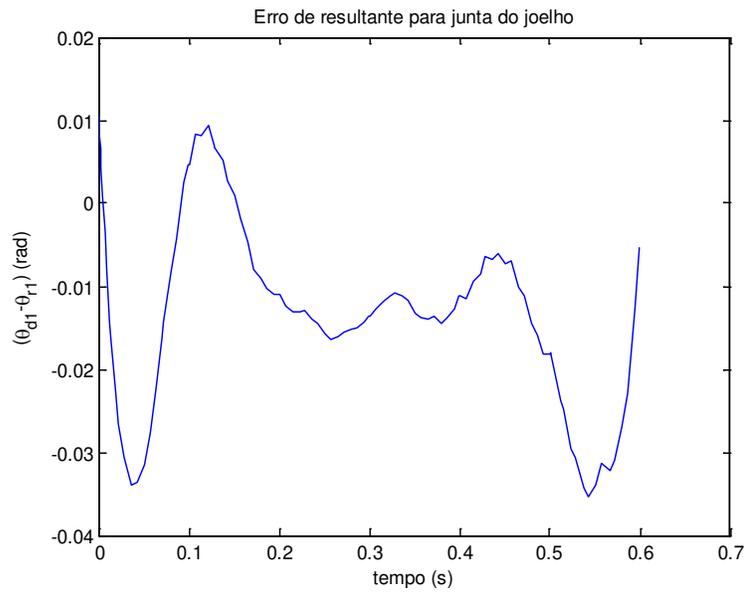


Figura 49 Erro entre a trajetória desejada e trajetória resultante da junta do quadril

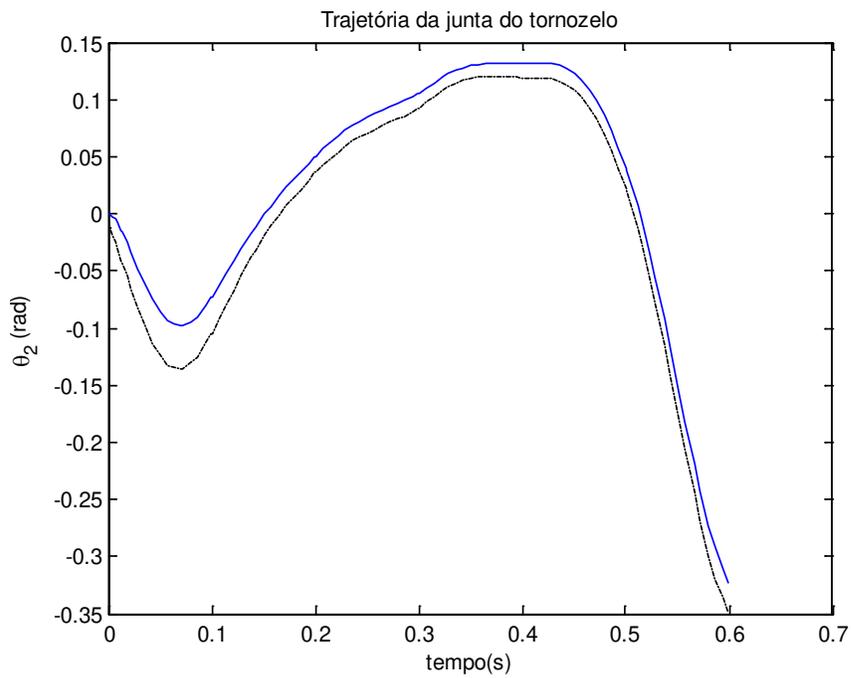


Figura 50 Trajetória da junta do tornozelo. Trajetória desejada em linhas tracejadas, trajetória resultante em linhas sólidas

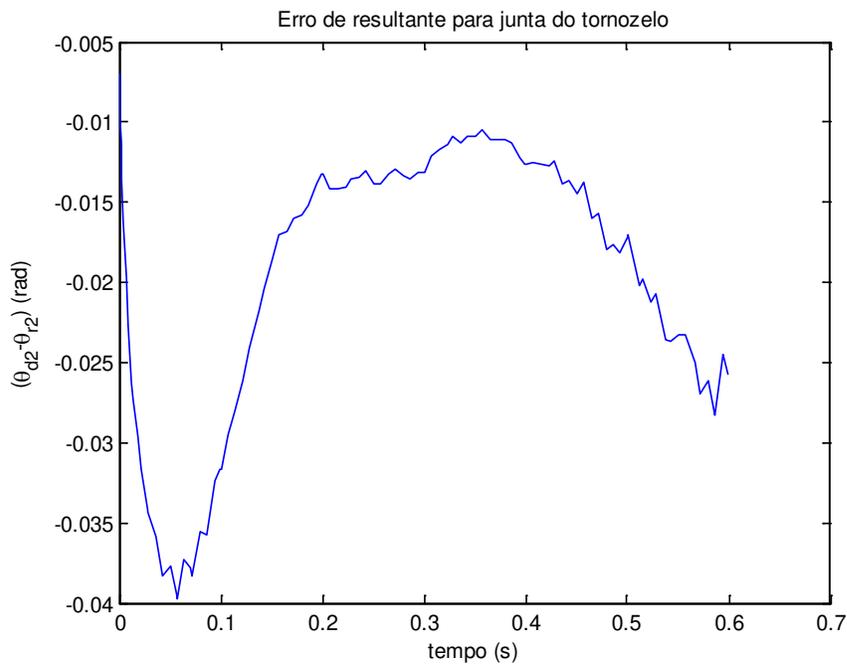


Figura 51 Erro entre a trajetória desejada e trajetória resultante da junta do quadril

5.5 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

Este capítulo apresentou etapas para a implementação computacional do sistema dinâmico e o sistema de controle dos modelos propostos. Foi proposta a arquitetura da função de reabilitação e como essa interage e se comunica com diferentes módulos do sistema. Foram executadas simulações numéricas do desempenho dos sistemas sob o efeito do controlador ajustado para o melhor desempenho dinâmico na execução das trajetórias desenvolvidas pelas juntas durante a marcha.

O sistema de controle proposto mostrou um bom desempenho para ambos os modelos, mantendo a taxa de erro significativamente pequena e desenvolvendo satisfatoriamente a trajetória da marcha humana fornecida como referência.

6 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS

Neste capítulo visa-se sintetizar as principais conclusões e resultados obtidos durante o desenvolvimento dessa dissertação de mestrado, e com base nos resultados obtidos apontar perspectivas futuras da continuidade do projeto do exoesqueleto para reabilitação da marcha humana.

Ao longo desta dissertação desenvolveu-se metodologia direcionada para a proposta de arquitetura de controle para um exoesqueleto robótico de membros inferiores com finalidade de reabilitação da locomoção humana. Para o desenvolvimento do mesmo considerou-se três temas centrais: a marcha humana e biomecânica, a modelagem matemática e a arquitetura controle do sistema.

6.1 MARCHA HUMANA E BIOMECÂNICA

A revisão bibliográfica proporcionou uma introdução à biomecânica e a antropometria, e levantar o modelo mecânico dinâmico que descreve o comportamento dos membros inferiores humanos. A biomecânica estuda o movimento da marcha tradicionalmente no plano sagital, que divide o corpo em direito e esquerdo, pelo qual o corpo se projeta durante a locomoção, validando, assim, a adoção de um modelo planar para a execução dos movimentos da marcha. A antropometria descreve as relações existentes entre os segmentos do corpo humano assim como suas propriedades inerciais em proporção a medições de fácil obtenção tais como altura e peso. Por meio da antropometria juntamente com a anatomia humana é possível desenvolver a geometria do modelo adotado para cada membro humano, assim como as propriedades de cada um desses segmentos.

O estudo do marcha descreve como o corpo se comporta mediante a execução da locomoção humana. Com base nesse estudo é possível identificar simplificações passíveis de

serem adotadas em torno da modelagem dos membros inferiores, como aproximar o comportamento cinemático da perna humana ao comportamento de um do pêndulo invertido na fase de apoio e o pêndulo duplo na fase de balanço e avanço do membro inferior.

6.2 MODELAGEM MATEMÁTICA DO SISTEMA

O formalismo matemático do modelo desenvolvido com base desta dissertação nos estudos biomecânicos e da marcha humana foi desenvolvido no terceiro capítulo. Em ambos os modelos, considerando que cada um deles fossem dotados de dois graus de liberdade, levou-se em consideração as trajetórias de cada junta necessárias a serem realizadas no desenvolvimento da marcha em suas principais funções: apoio e balanço.

Para o estudo de como os mecanismos se movimentam pelo espaço desenvolveu-se a função cinemática no espaço cartesiano assim como a cinemática inversa, necessárias para o desenvolvimento dos modelos dinâmicos que regem o comportamento do sistema. Do estudo cinemático conclui-se que devido a limitações das juntas antropomórficas o modelo de dois graus de liberdade não apresenta a existência de redundâncias para o posicionamento espacial. Para o desenvolvimento dinâmico usou-se o formalismo da equação Lagrange, obtendo-se como resultado as arquiteturas a serem controladas pelo sistema de controle.

6.3 CONTROLE DO SISTEMA

A teoria de controle para o exoesqueleto considerou-se uma arquitetura híbrida de controle: uma orientada a dinâmica contínua e outra orientada a dinâmica de eventos que ocorrem durante a marcha humana. Recorrendo-se ao conceito de sistemas híbridos por meio do formalismo de rede de Petri é possível formalizar entre o entendimento da marcha por meio da

análise biomecânica da marcha e o conceito contínuo incorpora os preceitos da mecatrônica envolvidos na dinâmica do modelo.

O controle por meio de torque-computado, permite uma aplicação de baixo custo, pois diminui os custos com a atuação do sistema. O sistema de controle demonstrou um bom desempenho para ambos os modelos, mantendo a taxa de erro significativamente pequena e desenvolvendo satisfatoriamente a trajetória da marcha humana fornecida como referência.

6.4 SIMULAÇÃO

A implementação computacional e simulação do sistema na plataforma do Simulink™ permitiu estudar o comportamento do sistema dinâmico por meio de métodos numéricos. Foi proposta a arquitetura da função de reabilitação e como essa interage e se comunica com diferentes módulos do sistema. Foram executadas simulações numéricas do desempenho dos sistemas sob o efeito do controlador ajustado para o melhor desempenho dinâmico na execução das trajetórias desenvolvidas pelas juntas durante a marcha.

6.5 PERSPECTIVAS FUTURAS

Durante o período de desenvolvimento desse trabalho e com base na metodologia e revisão bibliográfica foi possível vislumbrar as seguintes perspectivas de estudo e experimentação:

- Desenvolver um modelo de maior grau de liberdade: desse modo, permitir que um maior número de movimentos presentes nas juntas dos membros inferiores humanos possam ser mapeados pelo exoesqueleto;

- Desenvolver sistema de equilíbrio: acrescentar um controle de estabilidade do centro de massa do corpo a ser implementado no modelo referente a fase de apoio;
- Melhorar o gasto energético: explorar a possibilidade de menor uso de atuação utilizando as propriedades dinâmicas do sistema, melhorando o gasto energético do exoesqueleto e permitindo uma maior autonomia de funcionamento;
- Sistema de reabilitação: aprofundar a aplicação dos paradigmas de reabilitação no sistema de controle do funcionamento dinâmico dos mecanismos.
- Desenvolver e implementar a arquitetura de controle híbrido descrito na dissertação
- Implementar protótipo experimental para validação prática de resultados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABERNETHY, B. et al. **The Biophysical foundations of human movement**. Champaign: Human Kinetics. 2ª Ed. 2005.

AKDOGAN, Erkan; ADLI, Mehmet Arif. **The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherobot**. Mechatronics, Volume 21, Issue 3, April 2011, Pages 509–522

BUENO, L et al. **Human-robot cognitive interaction**. In: PONS, José L. **Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons**. Madrid: John Wiley & Sons.2008.

BIAGIOTTI, Luigi e MELCHIORRI, Claudio. **Trajectory Planning for Automatic Machines and Robots**. Springer 2008.

CRAIG, John J. **Introduction to Robotics: Mechanics and Control**. New Jersey: Pearson Prentice Hall. 3ª ed 2005

DAVID, René; ALLA, Hassane. **Discrete, Continuous, and Hybrid Petri Nets**. Springer 2ª ed 2010.

FORNER-CORDERO, A, et al. Kinematics and dynamics of wearable robots. In: PONS, José L. **Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons**. Madrid: John Wiley & Sons.2008.

HANAVAN, Ernest P. **A mathematical model of the human body**. Air Force Base Ohio,1964.

HEZINGER, Thomas A. **The Theory of Hybrid Automata**. IEEE Computer Society Press pg 278-292, 1996

KHALIL, Hassan K. **Nonlinear Systems**. New Jersey: Prentice Hall. 3ª ed. 2001.

KAZEROONI, Homayoon. Exoskeletons for Human Performance Augmentation. In: SICILIANO, Bruno e KHATIB, Oussama. **Springer Handbook of Robotics**. Verlag Berlin Heidelberg: Bologna: Springer. 2008.

KELLY, R.; SANTIBÁÑEZ, V e LORÍA, A. **Control of Robot Manipulators in Joint Space**. Springer: 2005.

LEWIS, Frank L DAWSON, Darren M., ABDALLAH Chaouki T. **Robot Manipulator Control Theory and Practice**. CRC Press 2ª Ed 2004.

MIZEN, N.J.: **Preliminary design for the shoulders and arms of a powered, exoskeletal structure**, Cornell aeronaut. Lab. Rep. VO-1692-V-4 (1965)

PERRY, Jacquelin. **Gait Analysis: Normal and Pathological Function**. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated, 1992.

PITKIN, Mark R. **Biomechanics of Lower Limb Prosthetics**. Boston, Ma: Springer- 2010.

PONS J. L., CERES R e CALDER ´ON L. **Introduction to wearable robotics**. In: PONS, José L. **Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons**. Madrid: John Wiley & Sons.2008.

ROCON, E. et al. **Human-robot physical interaction** In: PONS, José L. **Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons**. Madrid: John Wiley & Sons. 2008.

ROSÁRIO, João Maurício. **Princípios de Mecatrônica**. São Paulo: Pearson Prentice Hall 2005

RUIZ, A et al. **Exoskeletons for Rehabilitation and Motor Control**. Biomedical Robotics and Biomechatronics. 2006. BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on. Pisa: IEEE. 2006.

SAUNDERS, J.B; INMAN, Verne e EBERHART, Howard. **The Major determinants in normal and Pathological Gait**. 1953.

SCHAFT, Arjan van der, SCHUMACHER, Hans. **An Introduction to Hybrid Dynamical Systems**. Enschede/Amsterdam 1999.

SEIREG, A. GRUNDMANN:J. **Design of a Multitask Exoskeletal Walking Device for Paraplegics, Biomechanics of Medical Devices** (Marcel Dekker, New York 1981) pp. 569–644

SICILIANO, Bruno, SCIAVICCO, Lorenzo, VILLANI, Luigi e ORIOLO, Giuseppe. **Robotics – Modelling Planning and Control**. Springer 2009.

VAUGHAN, Christopher L; DAVIS, Brian L; CONNOR, Jeremy C O. **Dynamics Of Human Gait**. 2 ed. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers, 1999.

WINTER, David A. **Human balance and posture control during standing and walking**. *Gait and Posture*, Vol. 3, No. 4. (December 1995), pp. 193-214

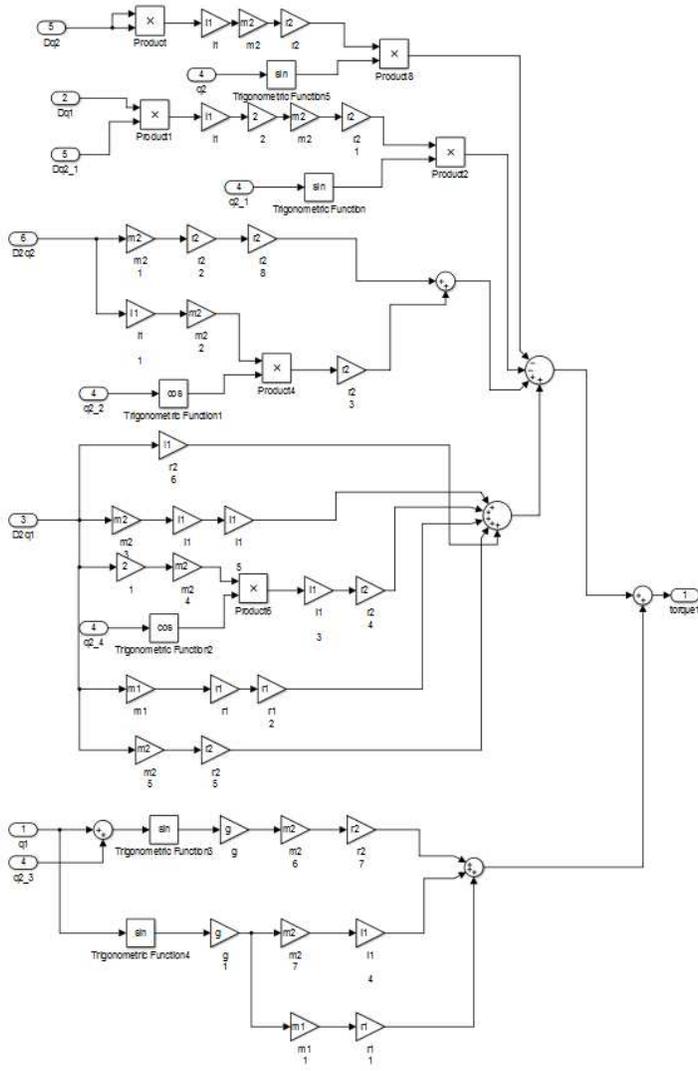
WINTER, David A. **Biomechanics and motor control of human movement**. Hoboken: John Wiley & Sons. 4 ed. 2009.

WHITTLE, Michael W. **Gait Analysis an Introduction**. Philadelphia: Elsevier.4th ed 2007.

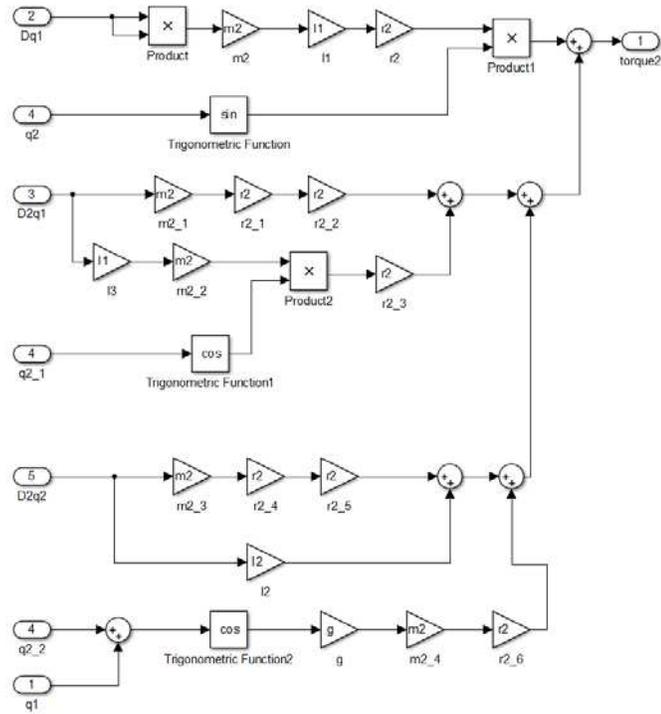
YAGN, N. **Apparatus for facilitating walking, running, and jumping.** 420 179 and 438 830,
1890

APÊNDICE A

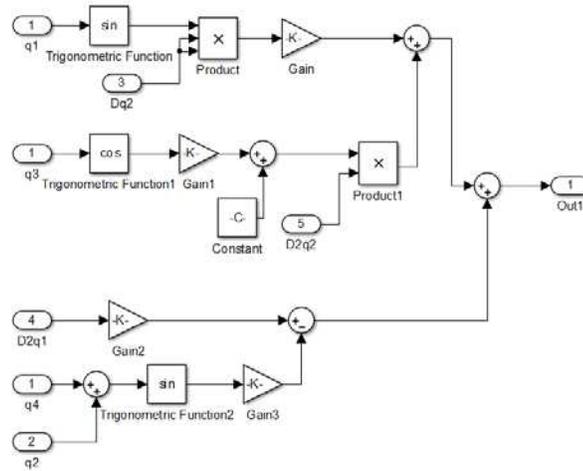
Implementação computacional da equação 3.35 na plataforma do Simulink®



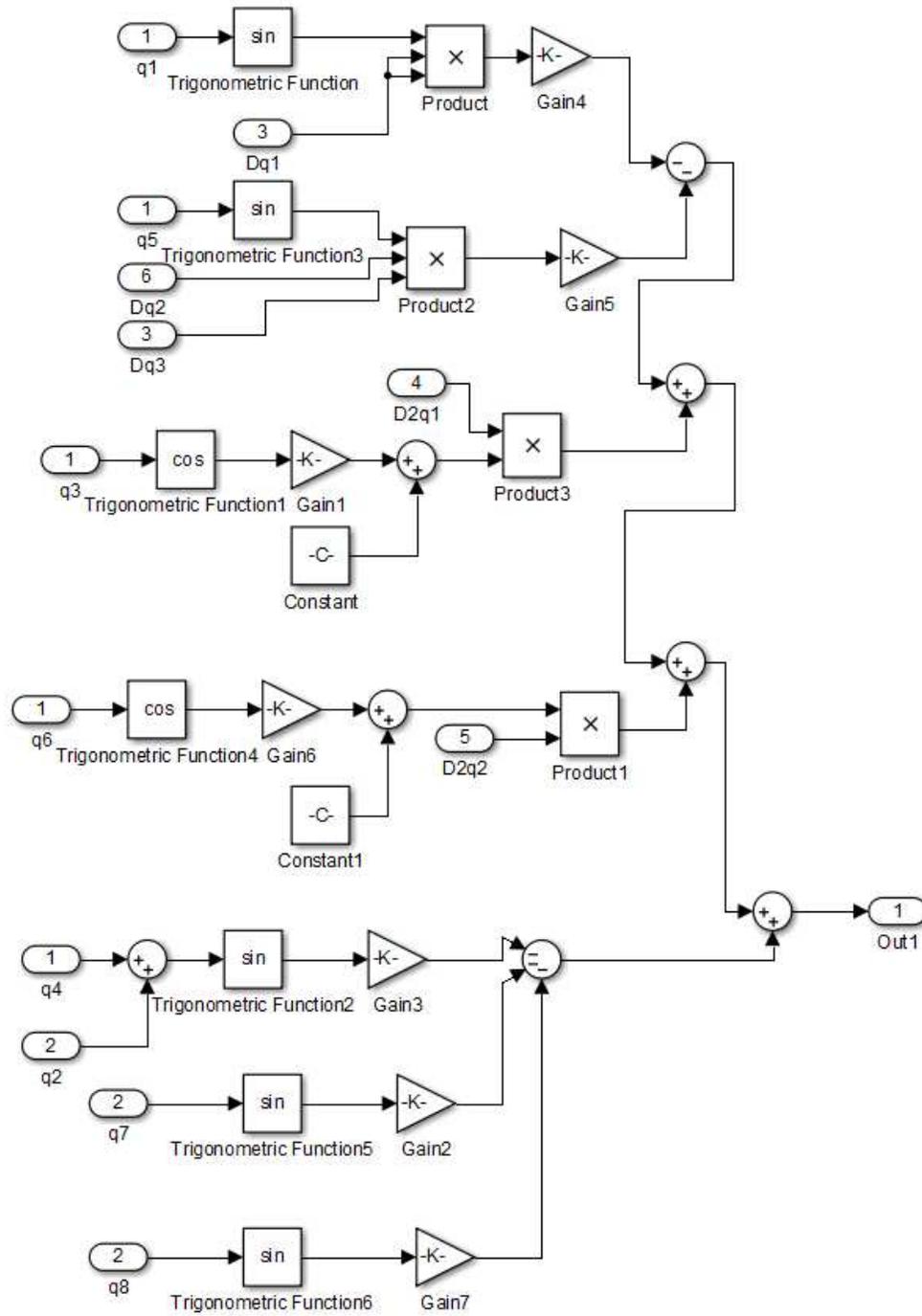
Implementação computacional da equação 3.36 na plataforma do Simulink®



Implementação computacional da equação 3.37 na plataforma do Simulink®

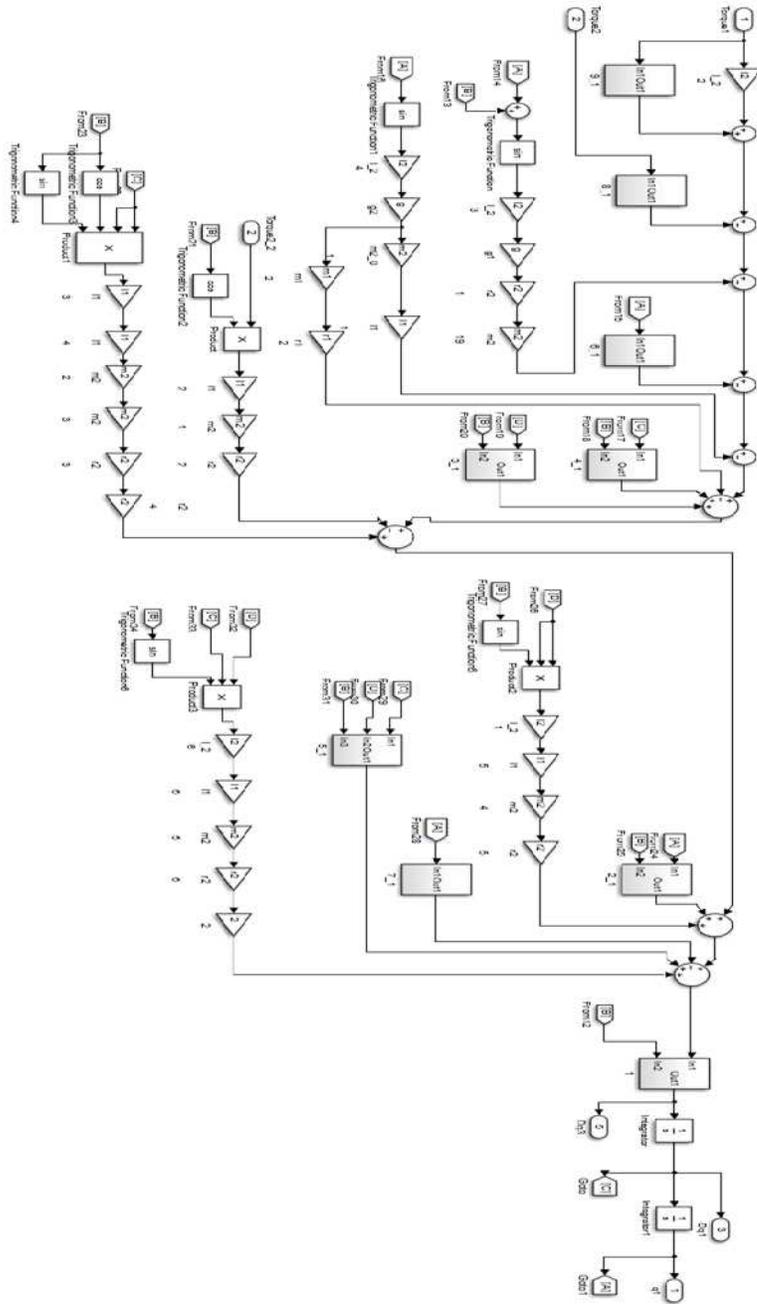


Implementação computacional da equação 3.38 na plataforma do Simulink®

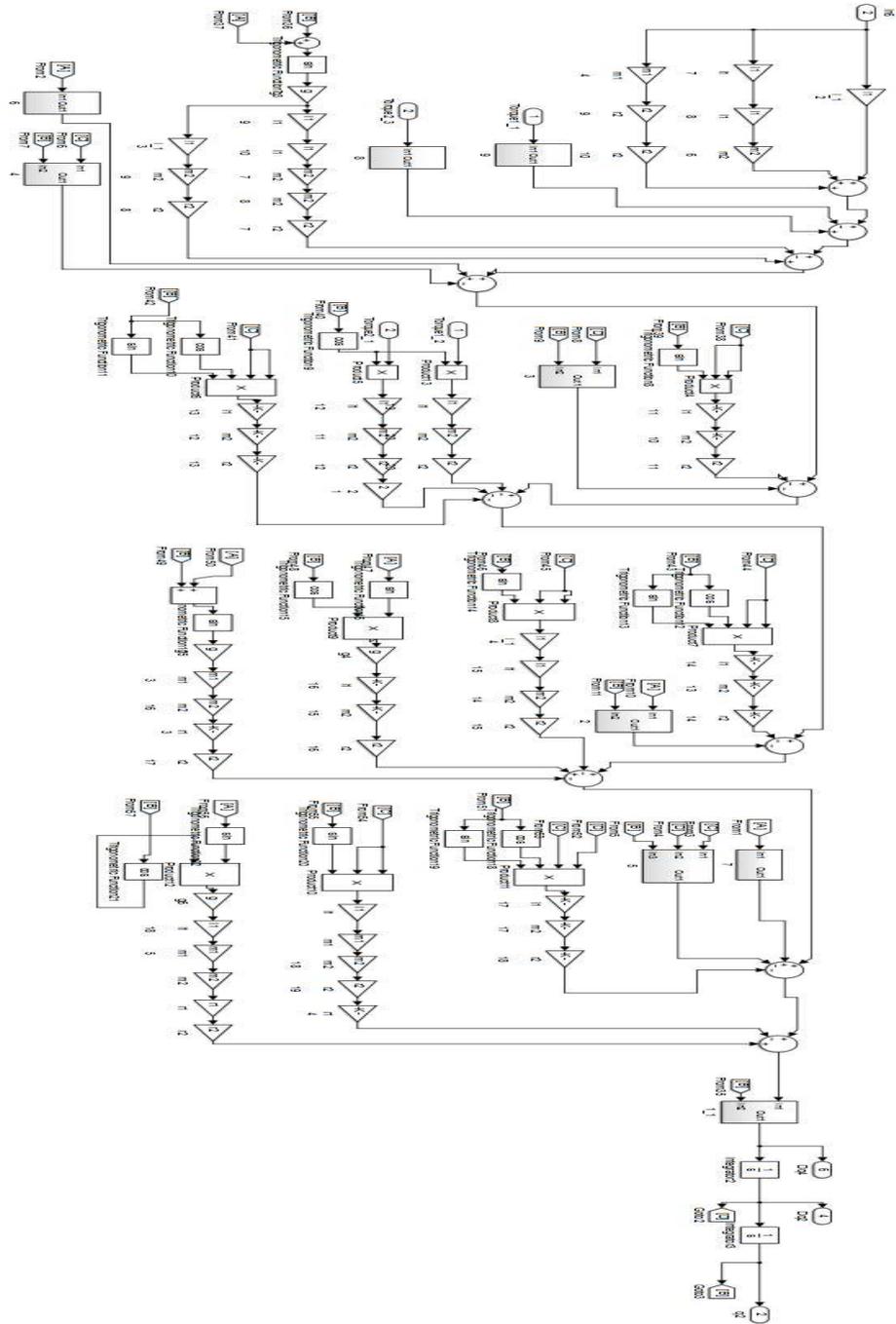


APÊNDICE B

Modelo dinâmico do pêndulo duplo para junta θ_1



Modelo dinâmico do pêndulo duplo para junta θ_2



APÊNDICE C

Modelagem dinâmica de pendulo duplo antropomórfico perna código Matlab®

```
%Rayanne Floriano Batista
%modelagem dinâmica de pendulo duplo antropomórfico perna
%centro de massa localizado em uma posição de 0.433 proximal na perna e
%cálculo de lagrange para pendulo duplo
syms I1 I2 Dq1 Dq2 D2q1 D2q2 q1 q2 t1 t2
syms l1 l2 r1 r2 g m1 m2
Dq=[Dq1;Dq2];
D2q=[D2q1;D2q2];
% cylinderleg;
% load('torquesimdata.mat');
%posicionamento para plano (z,y)
ps1=[r1*sin(q1);-r1*cos(q1)];
ps2=[l1*sin(q1)+r2*sin(q1+q2);-l1*cos(q1)-r2*cos(q1+q2)];
pse=[l1*sin(q1)+l2*sin(q1+q2);-l1*cos(q1)-l2*cos(q1+q2)];%end effector
%jacobiana
J1=jacobian(ps1,[q1,q2]);
J2=jacobian(ps2,[q1,q2]);
J=jacobian(pse,[q1,q2]);%end effector
dJ1=fulldiff(J1,{q1,q2});
dJ2=fulldiff(J2,{q1,q2});
iJ=inv(J);
itJ=(inv(J)).';
dJ=dJ2;
%velocidade
v1=J1*Dq;
v2=J2*Dq;
%aceleração
a1=J1*D2q+dJ1*Dq;
a2=J2*D2q+dJ2*Dq;
%energia potencial
P=m1*g*ps1(2,1)+m2*g*ps2(2,1);
%energia cinética
K=1/2*m1*(v1).'*v1+1/2*[Dq1;0;0].'*I1*[Dq1;0;0]+1/2*m2*(v2).'*v2+1/2*[Dq2;0;0].'*I2*[Dq2;0;0];
%Lagrange
L=simplify(K-P);
%q1
T1=simplify(fulldiff(diff(L,Dq1),{q1,q2})-diff(L,q1));
T1=collect(T1,[Dq2,Dq1,D2q2,D2q1]);
F1=diff(L,q1);
p1=diff(L,Dq1);
%q2
T2=simplify(fulldiff(diff(L,Dq2),{q1,q2})-diff(L,q2));
```

```

T2=collect (T2, [Dq2,Dq1,D2q2,D2q1]);
F2=diff (L,q2);
p2=diff (L,Dq2);
%solve T
[Dqn1,Dqn2]=solve (T1,T2,D2q1,D2q2);
Dqn1=simple (Dqn1);
Dqn2=simple (Dqn2);
%matriznes
M=[diff (T1,D2q1),diff (T1,D2q2);diff (T2,D2q1),diff (T2,D2q2)];
G=[diff (T1,g);diff (T2,g)]*g;
V=[T1-G(1,1)-M(1,1)*D2q1-M(1,2)*D2q2;T2-G(2,1)-M(2,1)*D2q1-M(2,2)*D2q2];
N=V+G;
%espaço-estado
D2qt=inv (M)*(-N+[t1;t2]);
D2qt=simple (D2qt);

```

Modelagem dinâmica de pendulo duplo invertido antropomórfico perna código Matlab[®]

```

%Rayanne Floriano Batista
%modelagem dinâmica de pendulo duplo invertido antropomórfico perna
%centro de massa localizado em uma posição de 0.433 proximal na perna e
%cálculo de lagrange para pendulo duplo invertido
syms I1 I2 Dq1 Dq2 D2q1 D2q2 q1 q2 t1 t2
syms l1 l2 r1 r2 g m1 m2
Dq=[Dq1;Dq2];
D2q=[D2q1;D2q2];
%posicionamento para plano (z,y)
ps1i=[-l2*sin(q2)-r1*sin(q1+q2);l2*cos(q2)+r1*cos(q1+q2)];
pse=[-l2*sin(q2)-l1*sin(q1+q2);l2*cos(q2)+l1*cos(q1+q2)];%end effector
ps2i=[-r2*sin(q2);r2*cos(q2)];
pl2i=[-l2*sin(q2);l2*cos(q2)];
%jacobiana
J1i=jacobian(ps1i,[q1,q2]);
J2i=jacobian(ps2i,[q1,q2]);
Ji=jacobian(pse,[q1,q2]);%end effector
dJ1i=fulldiff(J1i,{q1,q2});
dJ2i=fulldiff(J2i,{q1,q2});
%velocidade
v1i=J1i*Dq;
v2i=J2i*Dq;
%aceleração
a1i=J1i*D2q+dJ1i*Dq;
a2i=J2i*D2q+dJ2i*Dq;
%energia potencial
Pi=m1*g*ps1i(2,1)+m2*g*ps2i(2,1);
Pi=simple (Pi);
latex (Pi)
%energia cinética

```

```

Ki=1/2*m1*(v1i).'*v1i+1/2*[Dq1;0;0;].'*I1*[Dq1;0;0]+1/2*m2*(v2i).'*v2i+1/2*[Dq
2;0;0].'*I2*[Dq2;0;0];
Ki=simple(Ki);
latex(Ki)
%Liagrangge
Li=simplify(Ki-Pi);
%q1
T1i=simplify(fulldiff(diff(Li,Dq1),{q1,q2})-diff(Li,q1));
T1i=collect(T1i,[Dq2,Dq1,D2q2,D2q1]);
F1=diff(Li,q1);
p1=diff(Li,Dq1);
%q2
T2i=simplify(fulldiff(diff(Li,Dq2),{q1,q2})-diff(Li,q2));
T2i=collect(T2i,[Dq2,Dq1,D2q2,D2q1]);
F2=diff(Li,q2);
p2=diff(Li,Dq2);
%solve T
[Dqn1i,Dqn2i]=solve(T1i,T2i,D2q1,D2q2);
Dqn1i=simple(Dqn1i);
Dqn2i=simple(Dqn2i);
%matriznes
Mi=[diff(T1i,D2q1),diff(T1i,D2q2);diff(T2i,D2q1),diff(T2i,D2q2)];
Mi=simple(Mi);
latex(Mi)
Gi=[diff(T1i,g);diff(T2i,g)]*g;
Gi=simple(Gi);
latex(Gi)
Vi=[T1i-Gi(1,1)-Mi(1,1)*D2q1-Mi(1,2)*D2q2;T2i-Gi(2,1)-Mi(2,1)*D2q1-
Mi(2,2)*D2q2];
Vi=simple(Vi);
latex(Vi)
Ni=Vi+Gi;
%espaço-estado
D2qti=inv(Mi)*(-Ni+[t1;t2]);
D2qti=simple(D2qti);

```