

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A REDAÇÃO FINAL DA
TESE DEFENDIDA POR Cleudiane Soares Santos

..... E APROVADA
PELA COMISSÃO JULGADORA EM 27 / 02 / 09.....

Helder Anibal Hermi
..... ORIENTADOR

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Proposta de Órtese Exoesquelética Baseada no Mecanismo do Paralelograma para Reprodução da Marcha Humana

Autora: Cleudiane Soares Santos

Orientador: Prof. Dr. Helder Anibal Hermi

Co-orientador: Prof. Dr. João Maurício Rosário

24/2009

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
CÉSAR LATTES

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

Proposta de Órtese Exoesquelética Baseada no Mecanismo do Paralelograma para Reprodução da Marcha Humana

Autora: Cleudiane Soares Santos
Orientador: Prof. Dr. Helder Anibal Hermini
Co-orientador: Prof. Dr. João Maurício Rosário

Curso: Engenharia Mecânica
Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico

Dissertação de mestrado acadêmico apresentada à comissão de Pós Graduação da Faculdade de Engenharia Mecânica, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Campinas, 2009
S.P. – Brasil

INIDATE BC
1ª CHAMADA
UNICAMP Sa59p
OMBO 90/ 83033
ROC 16-148-09
D X
REQO 11,00
ATA 25/08/09
OD TIT 449.233

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

Santos, Cleudiane Soares
Sa59p Proposta de órtese exoesquelética baseada no
mecanismo do paralelograma para reprodução da marcha
humana / Cleudiane Soares Santos. --Campinas, SP:
[s.n.], 2009.

Orientadores: Helder Anibal Hermini, João Maurício
Rosário.

Dissertação de Mestrado - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Locomoção humana. 2. Reabilitação. 3. Robótica.
I. Hermini, Helder Anibal. II. Rosário, João Maurício.
III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
Engenharia Mecânica. IV. Título.

Título em Inglês: Proposal of orthosis exoskeletal based on mechanism of the
parallelogram for reproduce human gait

Palavras-chave em Inglês: Human Gait, Rehabilitation, Robotics

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico

Titulação: Mestre em Engenharia Mecânica

Banca examinadora: Renato Ventura Bayan Henriques, Auteliano Antunes dos
Santos Júnior

Data da defesa: 27/02/2009

Programa de Pós Graduação: Engenharia Mecânica

C1
R-1397

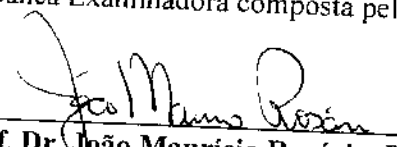
**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADÊMICO

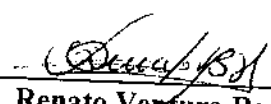
**Proposta de Órtese Exoesquelética Baseada no
Mecanismo do Paralelograma para
Reprodução da Marcha Humana**

Autora: Cleudiane Soares Santos
Orientador: Prof. Dr. Helder Aníbal Hermini
Co-orientador: Prof. Dr. João Maurício Rosário

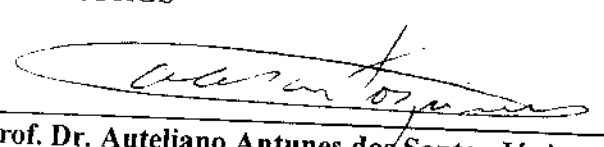
A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou esta Dissertação:



Prof. Dr. João Maurício Rosário, Presidente
FEM - UNICAMP



Prof. Dr. Renato Ventura Bayan Henriques
ECE - UFRGS



Prof. Dr. Auteliano Antunes dos Santos Júnior
FEM - UNICAMP

Campinas, 27 de fevereiro de 2009.

16/07/2009

Dedicatória:

Dedico este trabalho ao meu Deus e ao meu querido esposo.

Agradecimentos

Este trabalho não poderia ser terminado sem a ajuda de diversas pessoas às quais presto minha homenagem:

Ao Grande DEUS criador do Universo, que me acompanhou em todos os momentos, ajudando-me em minhas limitações.

Ao meu esposo Aliandro Henrique Costa Santos pelo apoio diário.

Aos meus pais João e Cleudenice e irmãos Jociane, Jocivaldo e Cleudinaldo pelo incentivo em todos os momentos da minha vida.

A minha avó Cleonice, minha tia Cleudelina, meus sogros Henrique e Fátima, minhas cunhadas Andréa, Márcia, Ângela e Luana e aos meus sobrinhos Íris, Cleyton e Jordan pelo amor sempre dedicado.

Ao meu orientador Prof. Helder, pela orientação do trabalho.

Ao meu co-orientador Prof. João Maurício pelo privilégio de sua orientação durante a elaboração deste trabalho, pelo incentivo, conselhos e amizade.

A todos os professores e colegas do departamento e do SIFEM.

Ao amigo João Polis da oficina mecânica do DEMA, ao Celso do SENAI e a fisioterapeuta Luciana por todo o apoio.

Aos amigos da graduação pelas lembranças e amizade sempre revigorada.

Aos meus amigos e irmãos, que compreenderam minha ausência em diversos momentos, e pelo apoio e carinho.

A FAPEMA e a CAPES, pelo apoio financeiro.

A todos que ajudaram de forma direta e indireta na conclusão deste trabalho.

*Entrega o teu caminho ao Senhor;
confia nele, e o mais Ele o fará.
Salmos 37.5.*

Resumo

SANTOS, Cleudiane Soares, *Proposta de Órtese Exoesquelética Baseada no Mecanismo do Paralelograma para Reprodução da Marcha Humana*, Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2009. 251 p. Dissertação (Mestrado).

Indivíduos que apresentam fraqueza muscular severa e padrões de movimento anormal devido a problemas que podem ocorrer em decorrência de um acidente vascular cerebral (AVC), síndrome de Guillian Barre, traumatismos crânio-encefálicos, ou esclerose múltipla exigem a necessidade de órteses exoesqueléticas. Neste trabalho, apresentamos uma proposta de desenvolvimento de uma órtese de membros inferiores com foco no desenvolvimento de produto de baixo custo e compromisso dimensão e peso reduzido. Na literatura, vários métodos têm sido propostos para equilibrar a gravidade que inclui contrapesos, molas e paralelogramos auxiliares. Utilizamos o método híbrido para conseguir a compensação da gravidade durante o movimento da marcha humana, que pode ser usada em estudos clínicos com indivíduos com comprometimento da perna. Nesta dissertação de mestrado combinamos a utilização de paralelogramos auxiliares para localizar o centro de massa do mecanismo, juntamente com molas para conseguir o equilíbrio de cada perna, sendo implementado um modelo virtual em Pro/ENGINEER e análise cinemática e dinâmica do movimento através de simulação em MATLAB/SimulinkTM.

Palavras Chave: Marcha Humana, Equilíbrio da Gravidade, Exoesqueleto, Engenharia de Reabilitação.

Abstract

SANTOS, Cleudiane Soares, *Proposal of Orthosis Exoskeletal Based on Mechanism of the Parallelogram for Reproduce Human Gait*, Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2009. 251 p. Dissertação (Mestrado).

Peoples who have severe muscle weakness and abnormal movement patterns due to problems that may occur due to a cerebral vascular accident (CVA), Guillian Barre Syndrome, traumatic brain injury, or multiple sclerosis, or require the need for orthosis exoskeletal. In this work, we present a proposal to develop a lower limb orthosis with a focus on product development of low cost and commitment size and low weight low weight and low cost. In the literature, a number of methods have been proposed for gravity balancing which include counterweights, springs, and auxiliary parallelograms. We use the hybrid method to achieve the balance of gravity during the movement of human gait, which can be used in clinical studies with subjects with leg impairment. This woks combined the use of auxiliary parallelograms to locate the center of mass of the mechanism along with springs to achieve balancing of each leg and implemented a virtual model in Pro/ENGINEER and analysis of kinematic and dynamic motion simulation using MATLAB/Simulink™.

Keywords: Human Gait, Gravity Balancing, Exoskeleton, Rehabilitation Engineer.

Índice

Lista de Figuras	xiv
Lista de Tabelas	xx
Nomenclatura	xxi
1 Introdução	1
1.1 Motivação para o estudo	3
1.2 Objetivos	3
1.3 Aspectos do trabalho	4
1.4 Descrição dos capítulos	6
2 Conceitos Básicos e Revisão da Literatura	8
2.1 Definição de conceitos	9
2.2 Estudo de próteses	11
2.2.1 Definição de prótese	11
2.2.2 Histórico das próteses	11
2.2.3 Evolução das próteses	12
2.2.4 Considerações gerais sobre próteses de membro inferior	16
2.3 Estudo de órteses	20
2.3.1 Definição de órtese	20
2.3.2 Histórico das órteses	21
2.3.3 Evolução das órteses	22

2.3.4 Benefícios das órteses	24
2.3.5 Considerações gerais sobre órteses de membros inferiores	24
2.3.5.1 Classificação das órteses de membros inferiores	25
2.3.6 Características mecânicas das órteses	30
2.3.6.1 Rotação	30
2.3.6.2 Forças Axiais	30
2.3.7 Sistema de força das órteses	31
2.3.7.1 Sistema de controle de pressão de três pontos	31
2.3.7.2 Sistema de controle à força de reação do solo de quatro pontos	34
2.4 Fundamentos da Marcha Humana	35
2.4.1 Breve introdução	35
2.4.2 Histórico	36
2.4.3 Cinemetria	39
2.4.3.1 Subdivisões da fase de apoio	44
2.4.3.2 Subdivisões da fase de balanço	45
2.4.3.3 Características da marcha humana	46
2.4.4 Dinamometria	47
2.4.5 Força de Reação do Solo	48
2.4.6 Potência e Energia	49
2.4.7 Dispositivos auxiliares a marcha humana	50
2.4.7.1 Marcha com auxílio de muletas	51
2.4.7.2 Marcha com auxílio de andadores	53
2.5 Modelagem Cinemática	55
2.5.1 Estudo sobre articulações	57
2.6 Estrutura do paralelogramo	60
2.6.1 Introdução	60
2.6.2 Problemas de posicionamento	64
2.6.3 Considerações sobre estrutura do paralelogramo	64
2.7 Centro de Massa	66
2.7.1 Cálculo do centro de massa	66
2.8 Equilíbrio da gravidade	68

2.8.1 Cálculo do equilíbrio da gravidade	69
2.8.1.1 Utilizando paralelogramos auxiliares	70
2.8.1.2 Utilizando molas	72
2.9 Tecnologias mundiais recentes	74
2.9.1 Exoesqueletos	80
2.10 Considerações finais do capítulo	91
3 Proposta de Estrutura Exoesquelética	91
3.1 Identificando as necessidades	91
3.2 Pesquisa de mercado	92
3.3 Definição do mecanismo proposto	93
3.4 Especificações gerais do produto	94
3.5 Dimensões do corpo humano	94
3.6 Dispositivos e equipamentos	98
3.6.1 Escolha do tipo de motor	98
3.6.2 Escolha do tipo de bateria e carregador	100
3.6.2.1 Cálculo da autonomia e tempo de recarga da bateria	101
3.6.3 Escolha do tipo de sistema de transmissão e velocidade da órtese	101
3.6.4 Escolha do tipo de microcontrolador	103
3.7 Sistema mecânico	104
3.7.1 Descrição do desenvolvimento do protótipo virtual	104
3.7.2 Montagem da órtese exoesquelética de membros inferiores	105
3.8 Acionamento do dispositivo	106
3.9 Aquisição de dados e controle	108
3.10 Considerações finais do capítulo	108
4 Modelagem Matemática de Estrutura Exoesquelética	110
4.1 Definição do mecanismo proposto	110
4.1.1 Equilíbrio da gravidade usando paralelogramos auxiliares e molas (Método Híbrido)	113

4.1.1.1 Calculando o centro de massa	113
4.1.1.2 Calculando o equilíbrio da gravidade	120
4.2 Cinesilogia	127
4.2.1 Introdução	127
4.2.2 Cálculo da cinemática da marcha com dois graus de liberdade	128
4.3 Modelo Dinâmico da C-WALK	142
4.3.1 Análise para o Link a1	143
4.3.2 Análise para o Link 2	145
4.3.3 Análise para o Link a2	146
4.3.4 Análise para o Link 1	150
4.4 Vantagens e desvantagens do mecanismo do paralelogramo	157
4.5 Considerações finais do capítulo	158
 5 Resultados, Análises e Discussões	 159
5.1 Introdução	159
5.2 Sistema para avaliação do exoesqueleto	160
5.3 Resultados obtidos na simulação computacional	161
5.3.1 Energia Potencial com e sem equilíbrio da gravidade	161
5.3.1.1 Energia Potencial com Equilíbrio da Gravidade	165
5.3.1.2 Energia Potencial sem Equilíbrio da Gravidade	166
5.3.1.3 Energia Potencial com e sem Equilíbrio da Gravidade	167
5.3.2 Momento de inércia de cada junta e da composição das juntas	168
5.3.2.1 Momento de inércia de cada junta	170
5.3.2.2 Momento de inércia da composição das juntas	173
5.3.3 Comportamento dinâmico do sistema de acionamento e controle	175
5.3.3.1 Dados referentes à Junta 1	182
5.3.3.2 Dados referentes à Junta 2	184
5.4 Programa para acionamento dos servomotores a partir do microcontrolador	186
5.5 Análise do peso e custo da órtese exoesquelética	186
5.5.1 Análise do peso da órtese exoesquelética	186

5.5.2 Análise do custo da órtese exoesquelética	187
5.6 Conclusões finais	188
6 Conclusões e Perspectivas Futuras	189
6.1 Principais objetivos atingidos	190
6.2 Resultados esperados com a construção da órtese	191
6.3 Etapas futuras	192
Referências Bibliográficas	193
Apêndice A	204
Apêndice B	215
Apêndice C	224
Apêndice D	225
Apêndice E	233
Apêndice F	236
Apêndice G	241
Apêndice H	246
Apêndice I	249

Lista de Figuras

1.1 Classificação simplificada dos problemas de mobilidade	2
1.2 Doenças que afetam a mobilidade	4
2.1 Histórico das próteses de membros inferiores	12
2.2 Primeiro amputado a quebrar a barreira dos 11 segundos na prova dos 100 metros rasos	13
2.3 Prótese recoberta por um silicone especial que imita a pele humana	14
2.4 Ravizzoni brincando com os filhos depois de uma jornada de trabalho	15
2.5 Prótese biônica fabricada pela Ossur	17
2.6 Prótese convencional	18
2.7 Prótese modular	19
2.8 Órtese, 1999	22
2.9 Evolução das órteses	23
2.10 Órtese de membros inferiores (COLOMBO et al, 2000)	25
2.11 Órtese exoesquelética	26
2.12 Tipos de pontos de pressão de uma órtese	31
2.13 Efeitos do aumento da área de contato sobre a superfície corporal de uma AFO	32
2.14 Controle do sistema de pressão de três pontos para prevenir dorsiflexão (A), flexão plantar (B), inversão (C), eversão (D), abdução (E) e adução (F)	33
2.15 Controle da FRS no plano sagital	35
2.16 Ciclos da marcha humana	37
2.17 Passo e passada da marcha humana	38
2.18 Áreas da Biomecânica (BAUMANN, 1995)	38
2.19 Sequência de fotos da marcha humana	39
2.20 Início da marcha	40

2.21 Flexão do joelho	40
2.22 Extensão do joelho	40
2.23 Início da marcha	41
2.24 Pé plano	41
2.25 Médio apoio	41
2.26 Retirada do calcanhar	41
2.27 Retirada dos dedos	41
2.28 Fase de balanço	41
2.29 Fases da marcha	42
2.30 Eventos durante o ciclo da marcha	43
2.31 Fase de apoio	44
2.32 Subdivisão da fase de apoio na marcha humana	45
2.33 Subdivisão da fase de balanço no apoio na marcha humana	46
2.34 Apoio do pé durante o andar	47
2.35 Força de reação do solo durante a marcha	48
2.36 Teste ergométrico	49
2.37 Tipos de muletas	51
2.38 Tipo de andador	53
2.39 Volume de trabalho dos membros superiores e inferiores do corpo humano	56
2.40 Tornozelo Humano (KAPANDJI, 2000)	57
2.41 Joelho Humano (KAPANDJI, 2000)	58
2.42 Quadril Humano (KAPANDJI, 2000)	58
2.43 Definição dos planos de um corpo humano	59
2.44 Movimentos relacionados ao joelho	59
2.45 Robô com juntas em paralelogramo	61
2.46 Robô industrial	61
2.47 Configurações possíveis para o mecanismo	62
2.48 Mecanismo de quatro barras com duas montagens possíveis	62
2.49 Representação esquemática do exoesqueleto para suporte de perna	63
2.50 Representação do dispositivo Pub. N°: US 2006/0241539 A1, 26 oct. 2006	63
2.51 Manipulador polar com dois graus de liberdade	64

2.52 Robô de estrutura do tipo paralelogramo	65
2.53 Contrapesos	68
2.54 Molas	68
2.55 Centro de Massa	68
2.56 Método Híbrido	69
2.57 Sistema de três links utilizando paralelogramos auxiliares para determinar o centro de massa do sistema	70
2.58 Link conectado por uma junta de revolução a uma estrutura com inércia fixa e apoiada por uma mola	72
2.59 Prótese biônica fabricada pela Ossur	76
2.60 Criação de rostos artificiais com sincronização do movimento e som	77
2.61 Robô DB aprende movimentos olhando os seres humanos executá-los	78
2.62 Robô Da Vinci	79
2.63 Perna biônica	79
2.64 Desenho artístico da aparência dos soldados do futuro	81
2.65 Instituto de Tecnologia de Kanagawa (SPECTRUM IEEE, 2005)	83
2.66 Universidade de Tsukuba (SPECTRUM IEEE, 2005)	84
2.67 Instituto Coreano de Ciência e Tecnologia (SPECTRUM IEEE, 2005)	84
2.68 Scuola Superiore Sant'Anna (SPECTRUM IEEE, 2005)	85
2.69 Universidade de Salford (SPECTRUM IEEE, 2005)	85
2.70 Universidade de Washington (SPECTRUM IEEE, 2005)	86
2.71 Universidade Saga (SPECTRUM IEEE, 2005)	86
2.72 Mini-exoesqueleto WAD Honda (INOVAÇÃO TECNOLÓGICA, 2008)	87
2.73 Ex-soldado israelense utilizando o ReWalk	88
2.74 Vistas do exoesqueleto robótico – ReWalk	89
2.75 Exoesqueleto robótico – ReWalk	89
2.76 Exoesqueleto robótico – ECD	91
3.1 Classificação da órtese quanto à função	94
3.2 Classificação da órtese quanto à confecção e partes do corpo	94
3.3 Comprimento médio de cada membro em relação à altura total do corpo	96
3.4 Esquema cinemático da órtese para uma perna	97

3.5 Esquema cinemático da órtese	98
3.6 Representação do sistema de transmissão	102
3.7 Criação do 3º modelo – versão final	105
3.8 Diagrama de integração para acionamento do motor CC	107
3.9 Tipos de acionamentos da órtese exoesquelética	107
3.10 Fluxograma de funcionamento do microcontrolador	108
4.1 Mecanismo com equilíbrio da gravidade para auxílio à marcha humana	112
4.2 Variáveis presentes no dispositivo	113
4.3 Termos usados para a derivação	116
4.4 Estrutura da órtese com as molas	120
4.5 Sistema com dois links e duas molas	121
4.6 Ângulos das fases da marcha humana	129
4.7 Ângulos da fase da marcha	130
4.8 Início da marcha	131
4.9 2ª Fase de apoio	132
4.10 3ª Fase de apoio	133
4.11 4ª Fase de apoio	134
4.12 5ª Fase de apoio	135
4.13 6ª Fase de apoio	136
4.14 Início da fase de balanço	137
4.15 2ª Fase de balanço	138
4.16 Fase de balanço – Final	139
4.17 Início da Marcha – Um ciclo completo	141
4.18 Estrutura do tipo paralelogramo	143
5.1 Diagrama de blocos de entradas e saídas	161
5.2 Variáveis utilizadas no programa da Energia Potencial	162
5.3 Mais variáveis utilizadas no programa da Energia Potencial	162
5.4 Ângulo do quadril e joelho em função do tempo	164
5.5 Energia Potencial com Equilíbrio da Gravidade	165
5.6 Energia Potencial sem Equilíbrio da Gravidade	167
5.7 Energia Potencial COM e SEM equilíbrio da gravidade	168

5.8 Momento de inércia do quadril versus tempo	170
5.9 Momento de inércia do joelho versus tempo	171
5.10 Momento de inércia do quadril e joelho versus tempo	171
5.11 Momento de inércia do quadril e versus ângulo do quadril	172
5.12 Momento de inércia do joelho e versus ângulo do joelho	172
5.13 Momento de inércia da composição das juntas versus tempo	173
5.14 Momento de inércia da composição das juntas versus ângulo do quadril	174
5.15 Momento de inércia da composição das juntas versus ângulo do joelho	174
5.16 Tela principal	175
5.17 Modelo da órtese exoesquelética	176
5.18 Ícone do sinal de referência para as juntas	176
5.19 Sinal de referência da junta 1	177
5.20 Sinal de referência da junta 2	177
5.21 Ícone do modelo dinâmico para as juntas	178
5.22 Configuração do modelo dinâmico das juntas	178
5.23 Ícone do modelo das juntas	179
5.24 Modelo da junta 1	179
5.25 Modelo da junta 2	180
5.26 Ícone do bloco do controlador PID	180
5.27 Modelo do controlador para junta 1	181
5.28 Modelo do controlador para junta 2	181
5.29 Respostas do motor para a junta 1	182
5.30 Respostas da trajetória, controle, corrente e sinal de entrada para a junta 1	183
5.31 Respostas do motor para a junta 2	184
5.32 Respostas da trajetória, controle, corrente e sinal de entrada para a junta 2	185
5.33 Valor da massa da órtese exoesquelética C-WALK	186
A.1 Mecanismo de quatro barras	204
A.2 Mecanismo de quatro barras de montagem aberta e com $\pi < q_2 < 2\pi$	206
A.3 Mecanismo de quatro barras de montagem cruzada	206

A.4 Mecanismo de quatro barras de montagem aberta com os pontos O e C desalinhados em relação à horizontal	207
A.5 Mecanismo de quatro barras de montagem aberta com notação para aplicação da equação de Freudenstein	207
B.1 Motor CC 12V limpador de pára-brisa	215
B.2 Características do motor limpador de pára-brisa	216
B.3 Bateria YUASA de 12V utilizada para a alimentação dos motores	217
B.4 Carregador de Bateria 12V	218
B.5 Microcontrolador Basic Step	219
B.6 Compilador Basic Step	220
B.7 Ligação da placa com o computador	221
B.8 Ligação da placa com o computador	221
B.9 Posições da haste do mecanismo	222
B.10 Montagem do servomecanismo na placa	223
C.1 Desenho detalhado do exoesqueleto	224
D.1 Definição das variáveis de entrada e saída e sistema de segurança	225
D.2 Definição da 1ª Fase de Apoio	226
D.3 Definição da 2ª e da 3ª Fase de Apoio	226
D.4 Definição da 4ª e da 5ª Fase de Apoio	227
D.5 Definição da 6ª Fase de Apoio e da 1ª Fase de Balanço	227
D.6 Definição da 2ª Fase de Balanço e da 3ª Fase de Balanço	228
E.1 Linhas de programa (1 a 28)	233
E.2 Linhas de programa (28 a 55)	234
E.3 Linhas de programa (55 a 82)	234
E.4 Linhas de programa (82 a 109)	235
E.5 Linhas de programa (116 a 127)	235
H.1 Dados referentes ao pé	246
H.2 Dados referentes à coxa	247
H.3 Dados referentes à perna	248
H.4 Dados referentes à barra do quadrilátero	248

Lista de Tabelas

2.1 Apoios ortopédicos	27
3.1 Necessidades do sistema para utilização	92
3.2 Peso x Custo de órteses existentes no mercado	93
3.3 Graus de liberdade considerados para cada uma das juntas da órtese	97
3.4 Dimensionamento do sistema de transmissão do protótipo final	102
3.5 Tabela de descrição e quantidade das peças	106
4.1 Definição de todos os termos	114
4.2 Ângulos da marcha humana	128
5.1 Valores das variáveis utilizadas no programa da Energia Potencial	163
5.2 Entradas utilizadas no programa da Energia Potencial	163
5.3 Variáveis utilizadas no programa do Momento de Inércia	169
5.4 Tabela de custo para produção do C-WALK	187
B.1 Especificações Técnicas do Motor	216
B.2 Especificações Técnicas da Bateria	218
B.3 Especificações Técnicas do Carregador	219

Nomenclatura

Letras Latinas

F - Força aplicada ao braço da alavanca	[N]
i - Numeração do link	[adm]
d - Distância	[m]
d_i - Distância do link i	[m]
L₁ - Comprimento do link 1	[mm]
L₂ - Comprimento do link 2	[mm]
L₃ - Comprimento do link 3	[mm]
L₄ - Comprimento do link 4	[mm]
M - Massa total do sistema	[kg]
M₁ - Massa do link 1	[kg]
M₂ - Massa do link 2	[kg]
M₀ - massa da carga do manipulador	[kg]
N₁ – Velocidade da engrenagem motora	[rpm]
N₂ - Velocidade da engrenagem movida	[rpm]
L_{c1} - Distância ao centro de gravidade do link 1	[mm]
L_{c2} - Distância ao centro de gravidade do link 2	[mm]
L_{c3} - Distância ao centro de gravidade do link 3	[mm]
L_{c4} - Distância ao centro de gravidade do link 4	[mm]
L*₁ - Distância ao centro de gravidade do link 1	[mm]
L*₂ - Distância ao centro de gravidade do link 2	[mm]
L*₃ - Distância ao centro de gravidade do link 3	[mm]

L_{*4} - Distância ao centro de gravidade do link 4	[mm]
l_i - Comprimento do link i	[mm]
l^*i - Distância do centro de massa do i-ésimo link principal sobre o link anterior	[mm]
l^*ai - Distância do centro de massa do i-ésimo link auxiliar sobre o link anterior	[mm]
r_{O1C} - centro de massa do ponto O_1 ao ponto C	[adm]
r_i - Vetor posição do ponto inicial ao centro de massa do link i auxiliar	[adm]
r_{ai} - Vetor posição do ponto inicial ao centro de massa do link i auxiliar	[adm]
r_{pi} - Vetor posição do ponto inicial ao centro de massa do link i	[adm]
b_i - vetor unitário ao longo do link i	[adm]
s_i - distância ao longo do link i	[mm]
V - Energia Potencial Total	[J]
V_s - Energia Potencial Elástica	[J]
V_g - Energia Potencial Gravitacional	[J]
g - Gravidade	[m/s ²]
K_i - Rigidez da mola i	[N/m]
m_i - Massa do i-ésimo link principal	[kg]
m_{ai} - Massa do i-ésimo link auxiliar	[kg]
m_{pi} - Massa do i-ésimo ponto de massa	[kg]
x_i - Comprimento da mola i	[mm]
X_n - Comprimento no eixo X onde n é o número do passo	[mm]
Y_n - Comprimento no eixo Y onde n é o número do passo	[mm]
τ_i - Torque do motor da junta i	[Nm]
I_i - Momento de inércia do link i	[Kgm ²]
K_i - Energia cinética do link i	[J]
P_i - Energia Potencial do link i	[J]

Letras Gregas

θ_1 - Ângulo da junta 1	[graus]
θ_2 - Ângulo da junta 2	[graus]

Abreviações

4R - Quatro juntas de rotação

AFOs - Ankle-Foot Orthosis: órtese tornozelo – pé

AVC - Acidente Vascular Cerebral

AVE - Acidente Vascular Encefálico

CA - Corrente alternada

CAD - Computer Aided Design: Desenho com Auxílio do Computador

CAE - Computer Aided Engineering: Engenharia Assistida por Computador

CAM - Computer Aided Manufacturing: Manufatura Assistida por Computador

CC - Corrente contínua

CD - Compact Disc: Disco Compacto

CEP - Motor do pará-brisa dianteiro

CM - Centro de massa

CNA - Catálogo Nacional de Ajudas Técnicas

DB - Dynamic Brain

DC - Direct Current: Corrente contínua

DOF - Degrees of Freedom: Graus de liberdade

EM - Esclerose Múltipla

FA - Fase de Apoio

FB - Fase de Balanço

FRS - Força de Reação do Solo

HKAFO - Hip-Knee-Ankle-Foot: órtese quadril- joelho- tornozelo-pé

KAFOs - Knee-Ankle-Foot: órtese joelho- tornozelo- pé

PID - Controlador Proporcional+Integral+Derivativo

RGO - Reciprocating Gait Orthosis

RPM - Rotações por minuto

TCE - Traumatismo Crânio-Encefálico

Siglas

CAPES - Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

CNN - Cable News Network

CPU - Central Processing Unit: Unidade Central de Processamento

DARPA - Defense Advanced Research Projects Agency

DPM - Departamento de Projetos Mecânicos

ECD - Electric Cable Differential

EUA - Estados Unidos da América

FEM - Faculdade de Engenharia Mecânica

FAPEMA - Fundação de Amparo à Pesquisa e ao Desenvolvimento Científico e Tecnológico do Maranhão

GE - General Eletric

GCAR - Grupo de Controle, Automação e Robótica

IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

IEEE - Instituto de Engenheiros Elétricos e Eletrônicos

ISO - International Organization for Standardization

OMS - Organização Mundial de Saúde

UFRGS - Universidade Federal do Rio Grande do Sul

UNICAMP - Universidade Estadual de Campinas

Capítulo 1

Introdução

O crescimento do número de deficientes no Brasil é uma realidade com a qual o país tem se defrontado, especialmente nos últimos anos. Dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística mostram que isto se dá principalmente em função dos acidentes no trânsito e também a balas perdidas, gerando diversos tipos de deficiência e afetando a qualidade de vida de muitas pessoas (IBGE, 2008).

Com relação aos membros inferiores, o número de pessoas com perdas motoras é crescente e algumas órteses mecânicas passivas produzem aos usuários grandes dificuldades de locomoção em terrenos inclinados e com obstáculos, como rampas e escadas. Pelo fato de tais órteses serem passivas, elas não apresentam em sua maioria, resistência que facilite a locomoção nesses terrenos.

Segundo ORTOLAN (2002), um dos principais problemas que a sociedade moderna enfrenta é a integração das pessoas com algum tipo de deficiência às tarefas do cotidiano. Embora não se perceba, na maioria das pessoas, há complexidade que gera dificuldades na execução de tarefas simples, como abrir uma porta, ouvir e atender ao telefone, levantar, segurar um objeto ou andar. Vários esforços no sentido de reabilitar estes indivíduos vêm sendo feitos em vários lugares no mundo.

DIAS (2006) afirma que os problemas de mobilidade estão classificados segundo quatro grandes áreas (Figura 1.1) descritas a seguir:

- **Ortopedia:** é a especialidade médica que cuida das doenças e deformidades dos ossos, músculos, ligamentos, articulações, enfim, relacionadas ao aparelho locomotor.
- **Neurologia:** é uma especialidade médica que estuda o sistema nervoso central e periférico, suas relações e os seus transtornos.
- **Reumatologia:** é a área do conhecimento médico que se ocupa do estudo das doenças que acometem os tecidos conjuntivos.
- **Cirurgia:** é a parte do processo terapêutico em que o cirurgião realiza uma intervenção manual ou instrumental no corpo do paciente com determinados fins.

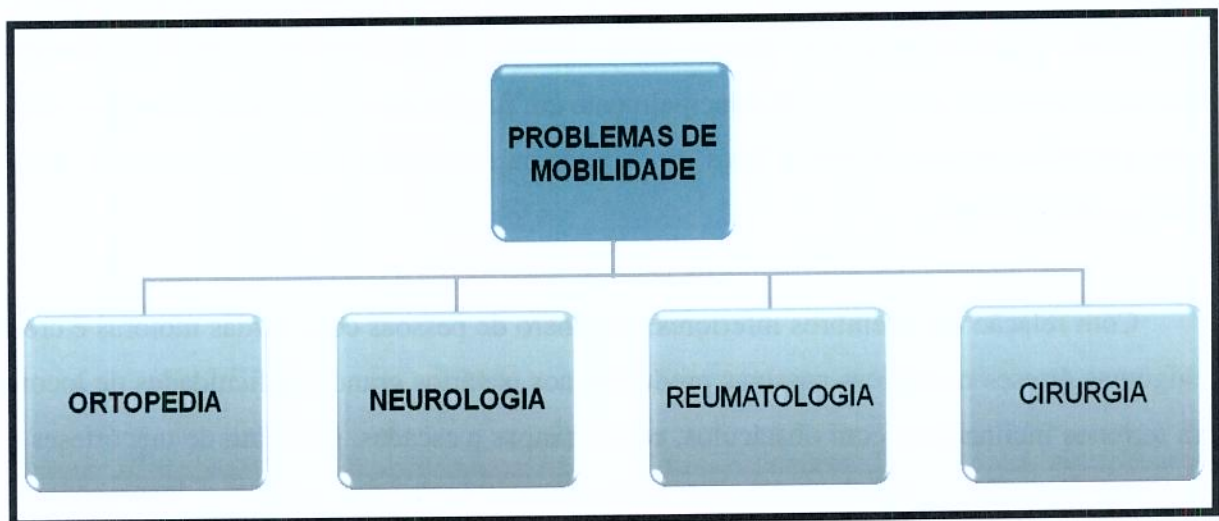


Figura 1.1 – Classificação simplificada dos problemas de mobilidade

Dentre as deficiências causadas por problemas neurológicos, podem-se mencionar os casos oriundos de lesões medulares, como a paraplegia e a tetraplegia, e os causados por lesões crânio-encefálicas. No campo das deficiências músculo-esqueléticas inclui-se amputações de membros inferiores ou superiores, doenças congênitas, e algumas doenças degenerativas, como a osteoporose.

Diversos avanços na área de robótica propiciam aos pacientes com algum tipo de lesão a esperança de readquirir alguns movimentos perdidos e até mesmo andar. Próteses e órteses de

alta tecnologia, que empregam sinais mioelétricos para seu controle, permitem a realização de tarefas variadas, sendo amplamente comercializadas pelo mundo. No entanto há ainda muito a ser feito para se tornarem plenamente antropomórficas, ou seja, semelhante ao homem quanto à forma.

1.1 Motivação para o estudo

As órteses de membros inferiores atualmente disponíveis no mercado não atendem a muitos dos requisitos dos seus usuários, em especial devido à funcionalidade insuficiente e a seu alto peso e custo. Segundo GONÇALVES (2008), uma órtese deste tipo chega ao mercado com o preço de 14.000 euros. Este fato, aliado à importância do assunto, foi à motivação deste trabalho.

1.2 Objetivos

Esta dissertação de mestrado apresenta o desenvolvimento de uma órtese eletromecânica de membros inferiores, visando à reprodução dos movimentos da marcha humana com fins terapêuticos para indivíduos com comprometimento em uma das pernas, a fim de possibilitar ao paciente portador de deficiência motora tornar-se mais independente, mais produtivo e assim, mais integrado a sociedade. Para que isso seja possível, os seguintes objetivos específicos deverão ser alcançados:

- Definição do dispositivo com estrutura exoesquelética para reprodução da marcha humana com baixo peso e custo
- Estudo das variáveis que influenciam o peso do dispositivo
- Construção do desenho em CAD do dispositivo
- Realização de testes de verificação de desempenho e análise de resultados
- O trabalho contempla o planejamento da órtese até o protótipo virtual e análise dos resultados, mas não abrange a construção do protótipo real, apenas garante que a órtese em estudo apresenta-se viável para ser construída e disponibilizada para os usuários.

1.3 Aspectos do trabalho

Esta dissertação propõe o estudo para posterior desenvolvimento de uma órtese ativa, com dois graus de liberdade, com movimentos do quadril e do joelho, realizados por servomotores, e o tornozelo passivo. Esse mecanismo é capaz de gerar movimentos humanos programados com objetivo de auxiliar a reabilitação e fisioterapia de pacientes com baixa capacidade muscular.

Este trabalho utiliza o equilíbrio da gravidade em conjunto com paralelogramos auxiliares para reduzir o peso e custo do dispositivo no projeto de um exoesqueleto, com foco em reabilitação de pessoas com alguma dificuldade de movimento com as pernas, ou outras doenças que as impossibilitem de caminhar, mas que esteticamente tenham os membros em perfeitas condições.

Esta órtese poderá ser utilizada por indivíduos com fraqueza muscular severa e padrões de movimento anormal devido a algumas doenças, conforme Figura 1.2.

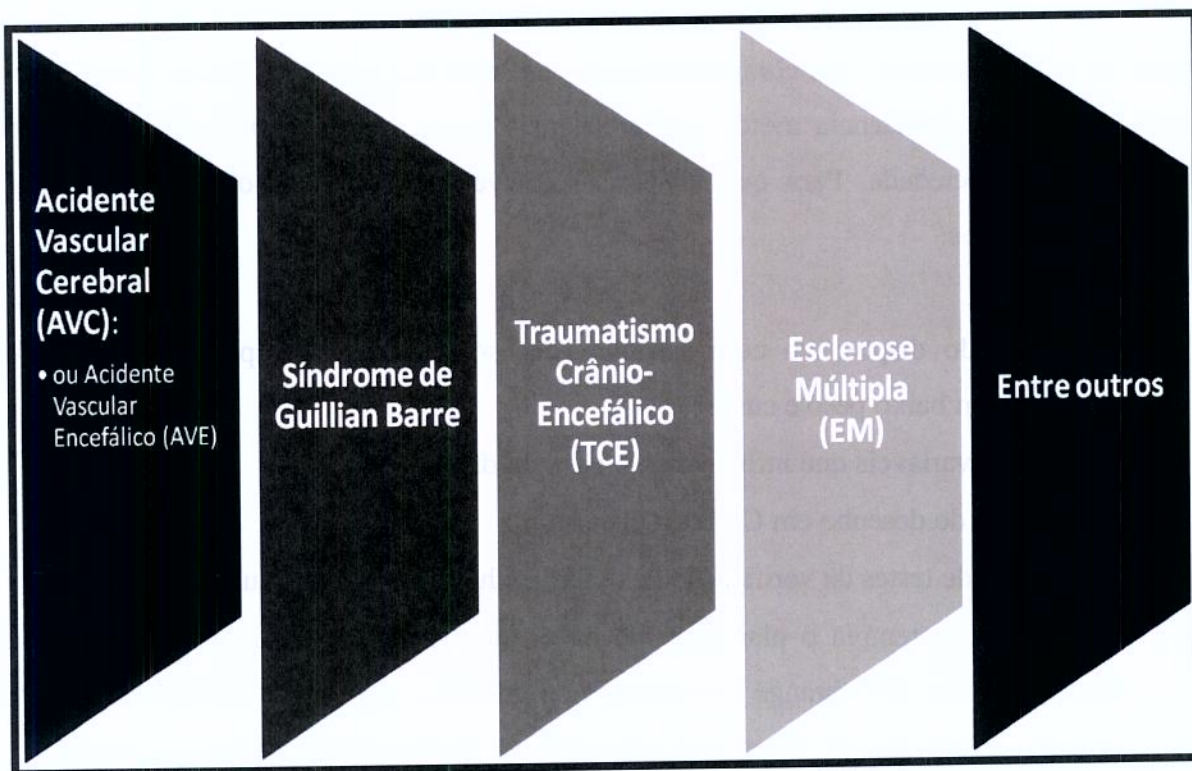


Figura 1.2 – Doenças que afetam a mobilidade

- **Acidente Vascular Cerebral (AVC):** ou Acidente Vascular Encefálico (AVE), vulgarmente chamado de "derrame cerebral". É caracterizado pela interrupção da irrigação sanguínea das estruturas do encéfalo, ou seja, ocorre quando o sangue que sustenta o cérebro com oxigênio e glicose deixa de atingir a região cerebral, ocasionando a perda da funcionalidade dos neurônios.
- **Síndrome de Guillian Barre:** ou polirradiculoneurite aguda. É caracterizada por uma inflamação aguda com perda da mielina (membrana de lipídeos e proteína que envolve os nervos e facilita a transmissão do estímulo nervoso) dos nervos periféricos e às vezes de raízes nervosas proximais e de nervos cranianos (nervos que emergem de uma parte do cérebro chamada tronco cerebral e suprem às funções específicas da cabeça, região do pescoço e vísceras). Os nervos acometidos não podem transmitir os sinais que vêm do sistema nervoso central com eficiência, levando a uma perda da habilidade de grupos musculares de responderem aos comandos cerebrais.
- **Traumatismo Crânio-Encefálico (TCE):** constitui qualquer agressão que acarrete lesão anatômica ou comprometimento funcional do couro cabeludo, crânio, meninges ou encéfalo.
- **Esclerose Múltipla (EM):** ou esclerose disseminada é uma doença neurológica crônica. Esta doença causa uma piora do estado geral do paciente, levando-o à fraqueza muscular, rigidez articular, dores articulares e descoordenação motora causando dificuldades para realizar vários movimentos com os braços e pernas, perda do equilíbrio em pé, dificuldade para andar, tremores, e formigamento em partes do corpo.
- **Paraplégicos:** Indivíduos atacados por paraplegia, ou paralisia de membros inferiores, sendo paralisia da perna e porções inferiores do corpo, com distúrbios da movimentação e da sensibilidade.
- Entre outros.

Neste trabalho, apresenta-se uma proposta de órtese de membros inferiores com equilíbrio da gravidade, que pode ser usada em estudos clínicos para indivíduos com comprometimento em uma das pernas.

A perna sem comprometimento auxilia na estabilidade e sustentação. O acionamento dos motores será realizado por uma lógica de comandos.

Como restrição, o projeto não contempla a corrida ou movimento em terrenos desnivelados, apenas terrenos planos, e o movimento não equivale ao caminhar humano em função do tempo, existe uma redução de $\frac{1}{4}$ de tempo em relação ao caminhar normal.

Para isto, propõe-se uma implementação de estrutura exoesquelética, que utilize a análise computacional aplicada a órteses de membros inferiores, com o objetivo de obter configurações das mesmas que contenham vantagens comparando-as com as disponíveis atualmente no mercado.

1.4 Descrição dos Capítulos

Esta dissertação de mestrado é subdividida em seis capítulos. O Capítulo 1 apresenta os objetivos da pesquisa, considerando a importância do tema e motivação abordados.

O Capítulo 2 trata da revisão de literatura sobre o tema, onde é feito um estudo das próteses, órteses, dos fundamentos da marcha humana, tecnologias mundiais recentes e os exoesqueletos, com ênfase em membros inferiores. Mostra a história da evolução das próteses e órteses de membros inferiores desde as primordiais até as mais avançadas.

O Capítulo 3 aborda a metodologia para o desenvolvimento da estrutura exoesquelética de membros inferiores proposta no trabalho, descrevendo os componentes operativos, suas dimensões, forma construtiva e funcionamento.

O Capítulo 4 descreve a fundamentação teórica, abordando a cinemática, estrutura do paralelogramo para a determinação de uma órtese ativa de perna com equilíbrio da gravidade, com todo o cálculo utilizado. São estudados os movimentos da marcha humana, mostrando os padrões e o modelo cinemático e dinâmico do ciclo da marcha com dois graus de liberdade.

O Capítulo 5 mostra os resultados obtidos na implementação virtual da órtese e discute os resultados obtidos através de simulação.

Finalmente, o Capítulo 6 apresenta as conclusões e proposições futuras, as quais motivam uma continuidade do problema em estudo e desenvolvimento experimental deste trabalho.

Capítulo 2

Conceitos Básicos e Revisão da Literatura

Este capítulo descreve os conceitos básicos sobre próteses e órteses, apresentando a história e evolução destas áreas, considerações gerais para os membros inferiores, fundamentos da marcha humana, funcionamento das próteses modernas de membros inferiores e, finalmente, enfatizando as novas tecnologias mundiais disponíveis no mercado.

Para que as informações possam ser claramente expressas e objetivamente entendidas, cada item a ser analisado está previamente distribuído e referenciado por citações e conceitos. É de grande importância o estudo deste capítulo, pois é baseado em conceitos de anatomia¹, fisiologia² e cinesiologia³, que são necessários ao desenvolvimento deste trabalho.

¹Anatomia é a ciência que trata da descrição e estrutura dos organismos animais ou vegetais.

² Palavra derivada do grego “*physis*” = natureza e “*logos*” = palavra ou estudo. Significado: é a parte da Biologia que estuda as funções dos órgãos nos seres vivos, animais ou vegetais.

³ Palavra derivado do grego “*kínēsis*” = movimento + “*logos*” = estudo. Significado: é a ciência que tem como enfoque a análise dos movimentos do corpo humano.

2.1 Definição de conceitos

A seguir serão expostos alguns conceitos básicos, tomados das disciplinas de mecânica e robótica que aparecerão de forma recorrente ao longo deste trabalho (DOUAT, 2008; ROSÁRIO, 2005):

- Juntas: podem ser de revolução (permitem a rotação relativa entre dois links) ou prismáticas (possibilitam o movimento linear relativo entre dois links).
- Variáveis das Juntas: ângulos relativos entre os links (no caso de juntas rotativas) e extensão relativa entre os links (no caso de juntas prismáticas).
- Espaço Operacional: lugar geométrico onde os movimentos do efetuador estão definidos.
- Espaço das Juntas: espaço no qual o vetor das variáveis das juntas é definido.
- Estática: relativo a corpos em repouso com forças em equilíbrio, permitindo calcular as forças a serem usadas.
- Cinemática: Permite posicionar o efetuador. Define a relação entre a geometria e a grandeza física a ser gerada (posição, velocidade, aceleração, força etc.).
- Cinemática Direta: determinação da posição e orientação do efetuador, a partir do conhecimento das variáveis das juntas.
- Cinemática Inversa: determinação das variáveis das juntas a partir do conhecimento da posição e orientação do efetuador.
- Cadeia Cinemática Aberta, Fechada e Híbrida: é dita aberta quando dois links quaisquer da cadeia se conectam somente por meio de um percurso, e fechada quando dois links quaisquer

da cadeia devem ser conectados por meio de, no mínimo, dois percursos diferentes. Estruturas em cadeia híbrida apresentam ora comportamento de cadeia aberta, ora de cadeia fechada.

- Graus de Liberdade (*Degrees of Freedom - DOF*): indicam o número de parâmetros independentes necessários para especificar completamente a configuração do manipulador. Determinados pelo número de juntas do robô, no caso de robôs de cadeia aberta.
- Dinâmica: Estudo das causas dos movimentos. Permite gerar as equações de controle.
- Centro de Massa: pode ser entendido estatisticamente como a posição correspondente a uma média ponderada das massas das partículas de um corpo.
- Polígono de Estabilidade: polígono convexo delimitado pelo contorno dos pés do exoesqueleto em contato com o solo.
- Caminhar Estático e Dinâmico: uma órtese de membros inferiores apresenta um caminhar estático quando a projeção de seu centro de massa permanece sempre dentro do polígono de estabilidade. O caminhar dinâmico caracteriza-se por breves momentos de instabilidade (quando a projeção do centro de massa abandona o polígono de estabilidade), submetendo o robô a acelerações horizontais.
- Planos Sagital, Frontal e Transversal: um ser humano na posição ortostática (posição ereta) é referenciado de acordo com três planos mutuamente ortogonais (sagital, frontal e transversal), (VAUGHAN, DAVIS e O'CONNOR, 1992).
- Estrutura do paralelogramo: quadrilátero cujos lados opostos são paralelos.
- Inércia: Propriedade que tem os corpos de não poderem modificar, por si mesmos, o estado de repouso ou de movimento em que se encontram.

2.2 Estudo de próteses

Este item irá abordar de uma forma bem sucinta a definição, histórico, evolução e considerações gerais sobre as próteses de membros inferiores.

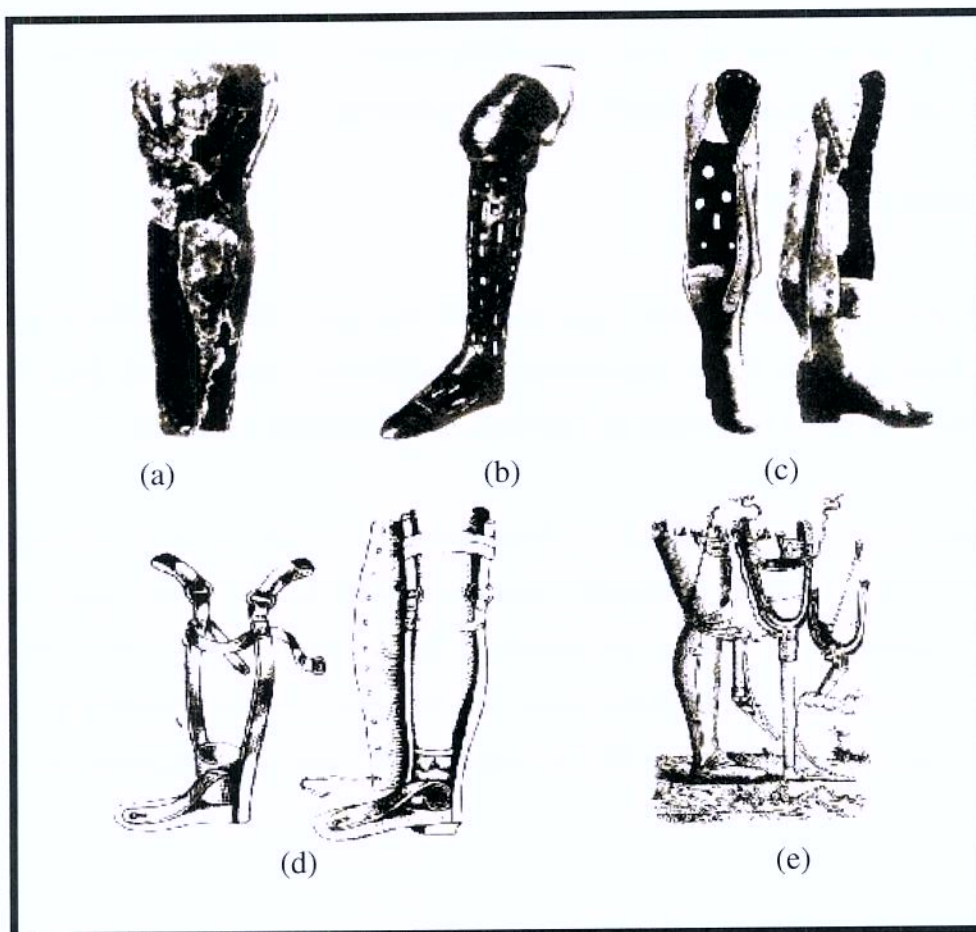
2.2.1 Definição de prótese

Prótese é a substituição de um órgão ou parte dele por uma peça artificial que suprirá as funções da parte perdida. Estes dispositivos são utilizados externamente para modificar as características estruturais e funcionais dos sistemas neuromuscular e esquelético.

Pacientes usuários de próteses têm se beneficiado com o advento de estudos na engenharia (mecânica, elétrica, controle e automação), juntamente com as pesquisas feitas pela ciência da reabilitação (fisioterapia e terapia ocupacional). Estas equipes vêm trabalhando de forma integrada através de grupos multidisciplinares que desenvolvem equipamentos para auxiliar os deficientes a terem maior independência, melhorando assim a qualidade de vida destes indivíduos.

2.2.2 Histórico das próteses

A idéia do homem de substituir membros amputados por artefatos mecânicos, como mostra a Figura 2.1, vem de tempos remotos, sendo que a referência mais antiga data de 500 a.C. LOPES (2008) afirma que o primeiro relato do uso de uma prótese data do século V a.C. Segundo o historiador grego Heródoto (484-425 a.C.), um soldado, feito refém em Esparta, decepou o próprio pé para se livrar das correntes que o mantinham preso. No lugar do pé amputado, ele colocou um pedaço de madeira. Foi somente na segunda metade do século XX que surgiram as próteses com movimentos nas articulações. A evolução desta área da ciência teve grande ênfase principalmente com o advento das grandes guerras mundiais e as decorrentes mutilações dos soldados, sendo que na 2ª Guerra Mundial se organizaram programas de pesquisa para membros artificiais. Os primeiros modelos fabricados eram de madeira. Nos anos 80, esse material foi substituído por fibra de carbono, muito mais leve e maleável.



- (a) Perna artificial, 300 a.C.;
- (b) Perna estética do século XVI;
- (c) Prótese para pernas do século XVI;
- (d) Prótese para desarticulação do pé;
- (e) Primeira perna Articulada construída por Ambroise Paré no século XVI.

Figura 2.1 - Histórico das próteses de membros inferiores

2.2.3 Evolução das próteses

DIAS (2007) afirma que a Medicina descobre todos os dias uma maneira de ajudar a natureza a substituir o insubstituível. Uma das formas mais usadas, o transplante, tem a vantagem de fazer a troca de uma peça avariada por outra natural, mas apresenta sérios inconvenientes,

desde a dificuldade de encontrar doadores até os riscos de rejeição. A solução mais eficiente para o problema pode estar na substituição artificial.

Segundo BUCHALLA (2004), uma nova geração de próteses artificiais, vem revolucionando o conceito de reabilitação, mudando a vida de pessoas que passaram pelo drama de uma amputação.

O atleta americano Marlon Shirley, de 26 anos, correu 100 metros rasos em impressionantes 10 segundos e 97 centésimos de segundo. É pouco mais de 1 segundo atrás do recordista mundial da prova, o também americano Tim Montgomery, dono da marca de 9 segundos e 78 centésimos de segundo. Um segundo de diferença em uma prova olímpica costuma ser uma eternidade. Mas não nesse caso: Marlon Shirley possui uma perna mecânica, porém Tim Montgomery tem as duas pernas perfeitamente normais. Medalha de ouro nos Jogos Paraolímpicos de Sydney, em 2000, o esportista ainda criança, teve parte da perna esquerda decepada em um acidente com um cortador de grama. O sucesso nas pistas se deve principalmente ao seu incrível poder de superação e ao seu favor, uma geração de próteses modernas, como mostra a Figura 2.2.

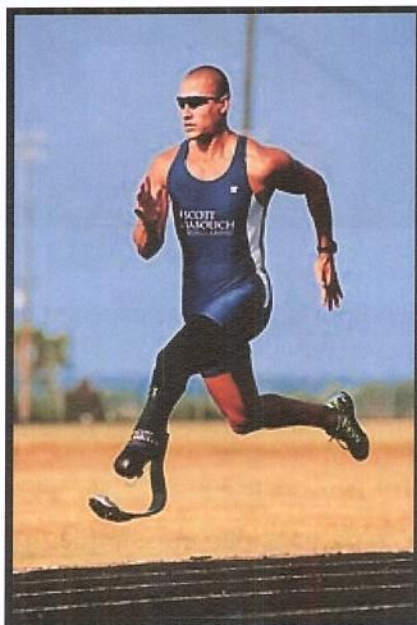


Figura 2.2 - Primeiro amputado a quebrar a barreira dos 11 segundos na prova dos 100 metros rasos

As novas próteses são de fibra de carbono, material mais leve, resistente e flexível. Além disso, elas podem contar com um sistema de estimulação eletrônica, que permite à prótese de uma perna, por exemplo, acompanhar a passada da outra perna com intensidade e ritmo idênticos. A programação é feita sob medida para cada usuário, e em desenvolvimento encontram-se as versões biônicas.

Há próteses com revestimento de silicone que imitam a pele nos mínimos detalhes, conforme ilustra Figura 2.3. Algumas exibem veias artificiais, porém a principal preocupação dos projetistas é com a funcionalidade. No caso das novas próteses, existem fabricantes que não recomendam coberturas de nenhum tipo. Elas são tão modernas que ainda não se inventou um revestimento capaz de resistir a movimentos tão amplos e velozes.



Figura 2.3 - Prótese recoberta por um silicone especial que imita a pele humana

Embora tenham sido obtidos grandes avanços no que se refere à reprodução da mecânica do movimento, existe um grande desafio para os pesquisadores, que é de imitar exatamente a forma como se processa uma caminhada, pois para dar um simples passo, uma série de músculos e articulações é usada.

As próteses atuais, embora muito superiores às antigas, ainda exigem muita energia do amputado, que em alguns casos, supera uma proporção de até três vezes o valor da força normal.

As consequências disso são problemas de coluna, dores nas costas, cansaço e até lesões na pele. A primeira perna biônica é a grande promessa nesse sentido, pois dispõe de um pequeno motor para substituir os músculos amputados. Esse motor é controlado por um computador, que mede 1.000 vezes por segundo a intensidade dos movimentos do usuário. Com a perna biônica, segundo seus idealizadores, a pessoa conseguirá andar sem muito esforço, além de subir e descer escadas normalmente (BUCHALLA, 2007).

As próteses biônicas são capazes de realizar movimentos muito semelhantes aos naturais, sem praticamente nenhum esforço por parte do amputado. Pelo fato de serem mais rígidos, os modelos tradicionais exigem até o triplo de energia para executar suas funções. Como exemplo, temos o usuário Ravizzoni, conforme Figura 2.4, que não aguentava ficar mais de oito horas seguidas com a prótese antiga e hoje chega do trabalho e ainda tem fôlego para brincar com os filhos LOPES (2008).



Figura 2.4 – Ravizzoni brincando com os filhos depois de uma jornada de trabalho

Por intermédio de sensores, computador e um minúsculo motor, a prótese biônica consegue cruzar uma série de dados do meio externo para adequar-se às necessidades do usuário. Sensores localizados na "sola do pé" da prótese processam em tempo real as três principais informações para a realização de um passo: o peso da pessoa, a inclinação do terreno e o ponto de apoio na base do pé artificial (LOPES, 2008).

Segundo DIAS (2007), nos últimos anos, a tecnologia em engenharia de materiais, eletrônica e informática propiciaram um salto na evolução do conceito de reabilitação. As próteses, hoje, são projetadas para serem ferramentas e não imitações de projetos ultrapassados. Agora, porém, incorporam novas ligas de carbono, leves e flexíveis, estimulação eletrônica, programas de computador personalizados para cada usuário e até energia mioelétrica.

Atualmente, se enfatiza a utilização de próteses controladas por estimulação mioelétrica, utilizando os impulsos coletados do próprio amputado, tratados e amplificados por um aparato eletrônico.

A prótese mioelétrica, ou seja, prótese controlada por eletricidade muscular em milivolts utiliza um microprocessador que capta a eletricidade muscular e é capaz de interpretar os estímulos elétricos do cérebro para a musculatura e transformá-los numa ordem de grandeza para acionar seu dispositivo artificial. A variação de intensidade desses estímulos é processada por eletrodos para ativar a prótese.

Em paralelo à evolução das próteses também existe a evolução no número de usuários. Conforme BUCHALLA (2007), eventos que resultam em acidentes, representam uma média de 10% dos casos. A maioria dos acidentes está diretamente ligado a doenças, onde cerca de:

- 40% das amputações são sequelas de doenças cardiovasculares,
- 34% de diabetes,
- 16% de cânceres e
- 10% de acidentes, principalmente de trânsito.

2.2.4 Considerações gerais sobre próteses de membros inferiores

Segundo LOPES (2008), no Brasil, estima-se que sejam feitas 80.000 amputações a cada ano. De acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS), as pernas são os membros mais atingidos, principalmente do joelho para baixo. Cerca de 70% das amputações são sequelas de problemas vasculares, como os ocasionados pelo diabetes. Apenas 20% dos casos são decorrentes

de acidentes, principalmente de trânsito. O principal empecilho da nova tecnologia é o preço, pois uma única prótese biônica sai por 40.000 reais, chegando a atingir o quádruplo do valor das próteses mecânicas.

Por enquanto, as novas próteses são fabricadas apenas por uma empresa, a irlandesa Ossur, e são usadas por 500 pessoas em todo o mundo, sendo três delas brasileiras. Apesar da sua sofisticada tecnologia, o próprio pé biônico tem um *design* extremamente amigável e é fácil de instalar e explorar. Durante um simples processo que envolve 15 etapas de calibração o dispositivo avalia e memoriza a marcha padrão para o indivíduo. A Figura 2.5 mostra uma prótese biônica fabricada por esta empresa.



Figura 2.5 – Prótese biônica fabricada pela Ossur

A implantação de uma prótese não visa apenas substituir a parte anatômica amputada, mas também, restituir as funções lesadas, sendo necessário para tal, à reprodução dos esforços e deslocamentos equivalentes ao sistema natural. Tal reprodução constitui-se numa tarefa complexa que, às vezes, apresenta obstáculos difíceis de serem superados.

As próteses segundo a sua funcionalidade são classificadas em próteses funcionais e não funcionais, sendo que:

- Próteses não funcionais: que são as próteses estéticas ou passivas.
- Próteses funcionais:

- a) próteses ativas (mecânicas): fonte de energia mecânica.
- b) próteses mioelétricas: fonte de energia interna.
- c) híbridas (ativa mais mioelétricas): fonte de energia interna e externa.

As próteses estéticas ou passivas pertencem ao grupo de próteses não funcionais. Elas reestabelecem os aspectos externos, sem proporcionar funções ativas, favorecendo o aspecto estético. Uma vez que ocorra renúncia do aspecto funcional por parte do paciente que opta por este grupo de próteses, são grandes as exigências em relação a aspectos externos, conforto de uso e peso reduzido. No grupo das próteses funcionais, as próteses denominadas ativas são acionadas pelo próprio paciente.

Em relação ao projeto, existem basicamente dois tipos de grupos de próteses, segundo (OLIVEIRA, 2006):

- **Exoesqueléticas ou Convencionais:** como mostra a Figura 2.6. São confeccionadas em componentes de madeira ou plástico e podem ser utilizadas em todos os tipos de amputados. Possuem grande resistência e durabilidade.

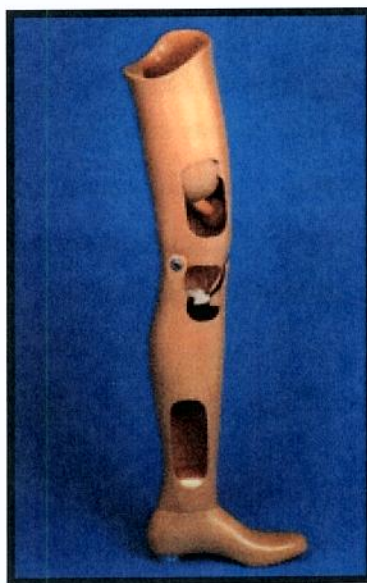


Figura 2.6 – Prótese convencional

- **Endoesqueléticas ou Modulares:** Como mostra a Figura 2.7, podem ser encontradas em aço, titânio ou alumínio. Seu acabamento final poderá ser feito conforme as medidas do membro não amputado. Do ponto de vista funcional, são consideradas superiores em relação às próteses convencionais. Este sistema foi lançado em 1969, pela OTTO BOCK, sendo desde então constantemente aperfeiçoado. As mesmas podem ser utilizadas em todos os níveis de amputação de membro inferior, são constituídas por vários módulos ajustáveis entre si, mais leves e estéticos por serem revestidos de espuma cosmética, seus componentes podem ser em: aço, titânio, alumínio e fibra de carbono. Essas próteses oferecem ampla linha de opções para uma protetização eficaz.



Figura 2.7 – Prótese modular

Para uso de uma prótese, o paciente deve passar por exames com a finalidade de medir e registrar seus atributos físicos, com as amplitudes de movimentos ativos e passivos de todas as articulações dos membros inferiores, tanto o direito como o esquerdo. As contraturas, que é o estado de contração permanente e involuntária de um músculo, em flexão do joelho e quadril, comprometem o alinhamento e o aspecto protético. Contraturas graves impedem a adaptação de componentes convencionais, ou podem contra-indicar a provisão de qualquer prótese, em alguns casos, uma trava de joelho pode ser necessária num caso de amputação acima do joelho.

A força muscular deve ser avaliada, pois no caso do paciente geriátrico com doença vascular, os seus níveis de atividades físicas são reduzidos. Alterações como a cegueira não impede o uso da prótese, mas cria problemas relacionados à seleção de componentes de fácil colocação, bem como à alteração do programa de treinamento.

Outras alterações neurológicas, como o acidente vascular encefálico, complicam a colocação da prótese e o treinamento. O estado circulatório dos membros requer um exame minucioso. O uso de uma prótese pode beneficiar o membro com disfunção vascular, ao transferir alguma sobrecarga desse membro.

A prescrição protética também depende do estado cardiopulmonar do paciente. A equipe clínica deve formular metas realistas baseadas na capacidade físicas do indivíduo, particularmente no que se relaciona à tolerância aos exercícios e à resistência. A obesidade é outro fator a ser considerado na avaliação da prescrição.

2.3 Estudo de órteses

Este item irá abordar a definição de órtese, o histórico, evolução e considerações gerais sobre as órteses de membros inferiores.

2.3.1 Definição de órtese

As órteses e as próteses são peças ou aparelhos. Segundo REY (1999), a diferença entre elas é que a prótese substitui de forma artificial uma parte do corpo danificada por doença ou acidente. Na terminologia médica atual considera-se prótese a peça ou dispositivo artificial utilizado para substituir um membro, um órgão, ou parte dele. Como exemplos destacam-se: prótese dentária, ocular, articular, cardíaca, vascular, etc. A órtese auxilia o desempenho de um órgão do corpo. Seu significado é mais restrito e refere-se unicamente aos aparelhos ou dispositivos ortopédicos de uso externo, destinados a alinhar, prevenir ou corrigir deformidades, além de melhorar a função das partes móveis do corpo. Tem-se como exemplo: marca-passo, cadeira de rodas, muletas, andadores, etc.

Órteses e próteses são dispositivos aplicados para modificar as características estruturais e funcionais dos sistemas neuromuscular e esquelético. Próteses e dispositivos protésicos destinam-se a substituir total ou parcialmente uma parte do corpo. A órtese destina-se a suprir, assim como corrigir a alteração morfológica de um órgão, de um membro ou de um segmento de um membro, ou a deficiência de uma função.

2.3.2 Histórico das órteses

Segundo DIAS (2006), as órteses foram mencionadas em 2750 a 2625 a.C em pinturas egípcias. No século IV a.C. foram citadas por Hipócrates. No século II d.C. Galeno, descreveu órteses escolióticas. Em 1575, Ambroise Paré analisou o pé torto e a escoliose. Em 1607, na Alemanha, Hieronymus Fabricius de Hilden desenvolveu órteses para reduzir retrações cicatriciais em queimados e no final do século 19, destacou-se Friedrich Von Hensing.

A órtese, apesar da semelhança com prótese, tem etimologia muito diversa. Órtese é oriundo da palavra grega *orthósis*, formada, por sua vez, do prefixo *orthós* (reto, direito) e o sufixo *-sis*. Este sufixo grego expressa ação, estado ou qualidade (MARCOVECCHIO, 1993). *Orthósis*, no caso, é a ação de endireitar, de tornar reto, retificar (LOURO, 1940).

Conforme MARCOVECCHIO (1993), a alteração gráfica de *orthose* para *orthèse* ocorreu de forma arbitrária para o francês, a partir de 1975, sem nenhuma razão que a justificasse. Do francês estendeu-se a outros idiomas. Em português o acento tônico deslocou-se para a primeira sílaba, de que resultou órtese. É provável que a substituição de *orthose* por *orthèse*, em francês, tenha se operado por analogia com *prothèse*.

As órteses são dispositivos aplicados externamente ao segmento corpóreo. A sua finalidade é proporcionar melhora funcional devido a algum tipo de disfunção ou necessidade de suporte, auxiliando em uma recuperação mais segura, rápida e eficaz junto à pacientes com comprometimento neuromusculoesqueléticos e com alterações funcionais temporárias ou permanentes (CARVALHO, 2005) e (OLIVERA et al, 2006).

2.3.3 Evolução das órteses

A evolução desta área da ciência teve grande ênfase principalmente com o advento das grandes guerras mundiais e os decorrentes quadros de ferimentos dos soldados, sendo que na 2ª Guerra Mundial se organizaram programas de pesquisa para membros artificiais.

A utilização de órteses controladas por estimulação mioelétrica, utilizando os impulsos colhidos do próprio indivíduo, tratados e amplificados por um dispositivo eletrônico, tem sido bastante enfatizada. Este sistema de controle, contudo, ainda apresenta muitas deficiências. A tecnologia envolvida é de domínio apenas de poucos laboratórios de pesquisa de primeiro mundo, com isto, torna-se necessário um grande investimento no setor tecnológico. O objetivo deste investimento é viabilizar a aplicação destes sistemas a população que mais necessita do recurso, devido ao alto custo deste equipamento e da dificuldade apresentada para a instalação e treinamento de pessoas para trabalhar com o equipamento.

Nos últimos anos, as órteses existentes no mercado têm tido bastante evolução. Novos fatores desencadearam um aumento rápido no ritmo e no número de alterações. Estes fatores resultaram na aplicação de habilidades de engenharia ao projeto das órteses, além de introduzir e ampliar a disponibilidade de materiais, principalmente plásticos, adequados para a construção de dispositivos ortóticos. A Figura 2.8 mostra uma órtese lançada em 1999 (FILIPPO, 2006).

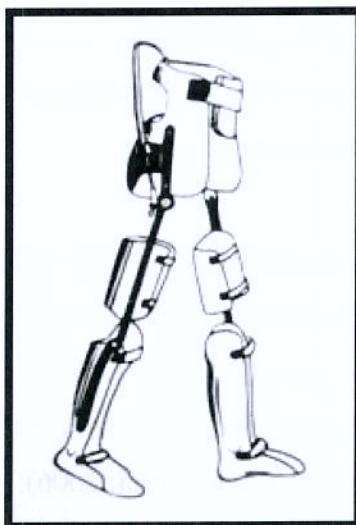


Figura 2.8 – Órtese, 1999

A Figura 2.9 ilustra diferentes tipos e anos de construção. No item 2.6 (tecnologias recentes) e subitem 2.6.1 (exoesqueletos) será tratado com maiores detalhes este assunto.



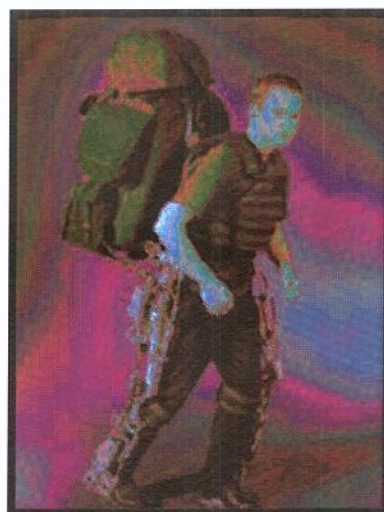
(a)



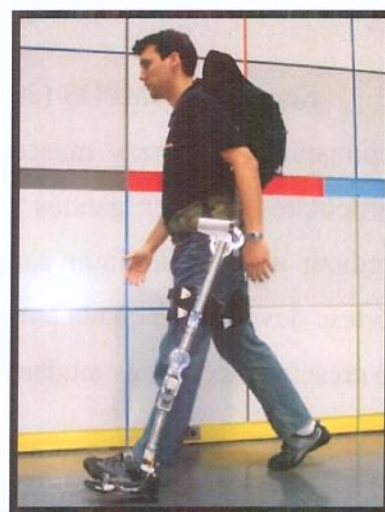
(b)



(c)



(d)



(e)

- (a) Órtese, 2000 (FILIPPO, 2006);
- (b) Órtese, 2008 da Otto Bock (CORTINA, 2008);
- (c) Órtese HAL -3, 2002 (KAWAMOTO e SANKAI, 2002);
- (d) Órtese BLEEX, 2003 (NEUHAUS e KAZEROONI, 2004) e (KAZEROONI, 2008);
- (e) Órtese ROBOWALKER, 2006 (WECHSLER, 2008).

Figura 2.9 – Evolução das órteses

2.3.4 Benefícios das órteses

Os benefícios terapêuticos das órteses estão associados a:

- Limitação do movimento;
- Assistência ao movimento;
- Transferência de força;
- Proteção de partes do corpo.

2.3.5 Considerações gerais sobre órteses de membros inferiores

Os membros inferiores são mais fortes e resistentes que os superiores pois eles fazem o processo de locomoção e sustentação do corpo. O membro inferior é formado por cintura pélvica, coxa, perna e pé. É formado por 31 ossos em cada lado.

Segundo CAMPOS (2007), os objetivos principais das órteses são: estabilizar articulações, compensar fraquezas musculares, prevenir a instalação ou o agravamento de deformidades articulares, manter ganhos de amplitudes articulares obtidos com procedimentos cirúrgicos, reduzir a dor e diminuir parcialmente a sobrecarga em um determinado segmento corporal. A órtese deve ser adequada para controlar os desvios presentes na marcha e ajustada de acordo com o crescimento e/ou as mudanças no padrão de atividade motora do usuário.

Ao ser indicada uma órtese, deve-se considerar, além dos elementos essenciais que favorecem a marcha, outros fatores que contribuam para maior adesão do paciente ao seu uso, como leveza, durabilidade e conforto. As órteses são confeccionadas em diversos tipos de materiais, como: couro, gesso, neoprene, fibra de carbono, aço inox, duralumínio, espuma, courvin, velcro, termoplásticos de baixa ou de alta densidade e outros, com a finalidade de gerar o formato anatômico do membro envolvido. A observação de alguns princípios biomecânicos na confecção de órteses é fundamental para promover o ajuste apropriado e reduzir o risco de lesões cutâneas e áreas de pressão (VIMIEIRO et al, 2004).

DELISA (2002), afirma que lesados medulares possuem uma marcha mais lenta e gastam uma maior energia por unidade de tempo e distância de marcha, que um indivíduo sadio. Para UMPHRED (2004), o paciente usando órtese e/ou dispositivo de assistência (andador, muletas ou bengala), deve ser ajudado através de fisioterapia para atingir um padrão de marcha mais eficiente e perto do normal.

Conforme DIAS (2007), a engenharia do caminhar tem foco em cada passo dado originado pelo apoio. O calcanhar é a parte mais nobre da prótese, pois é ele que absorve o peso do corpo, usando até 95% dessa energia para o deslocamento. O impulso do calcanhar ajuda a deslocar o paciente sobre o antepé, transferindo a força fornecida pelo peso do corpo para a haste da prótese. A haste flexível tende a retomar a posição inicial, como se fosse uma mola. Ela impulsiona o corpo do paciente para frente e completa o passo, conforme Figura 2.10.



Figura 2.10 – Órtese de membros inferiores (COLOMBO et al, 2000)

2.3.5.1 Classificação das órteses de membros inferiores

As órteses podem ser classificadas segundo (SAURON, 2003):

- Quanto à função (conforme Figura 2.10):

- a) Estáticas: quando são imobilizantes, limitam e posicionam as articulações;
 - b) Dinâmicas: quando são compostas de várias partes que promovem a movimentação articular, neutralizam forças deformantes, além de manter e fortalecer a musculatura envolvida.
- Quanto ao tipo (de forma análoga as próteses):
 - Exoesqueléticas: Possuem grande resistência e durabilidade. São feitas em resina ou com componentes em plástico e madeira, além de serem indicadas para pacientes que perderam a locomoção da perna, porém não resultando em amputação. Trata-se de um sistema robusto, utilizado principalmente quando situações adversas como determinadas atividades ou hábitos do paciente, condições geográficas, etc, são necessárias. A Figura 2.11 apresenta um modelo deste tipo de órtese.



Figura 2.11 – Órtese exoesquelética

Conforme DIAS (2006), órtese pode ser definida como um dispositivo exoesquelético que aplicado a um ou vários segmentos do corpo tem a finalidade de proporcionar o melhor alinhamento possível, buscando sempre à posição funcional, ou seja, a mais adequada.

- Quanto às partes do corpo sobre as quais elas reagem:
 - a) AFOs (Ankle-Foot Orthosis): órtese tornozelo – pé;
 - b) KAFOs (Knee-Ankle-Foot): órtese joelho- tornozelo- pé;
 - c) HKAFO (Hip-Knee-Ankle-Foot): órtese quadril- joelho- tornozelo-pé.

Segundo BURNS e MACDONALD (1999), existem apoios ortopédicos para os diferentes níveis de lesão, conforme Tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Apoios ortopédicos

NÍVEL DA PARALISIA	EQUIPAMENTO NECESSÁRIO
<i>1 Nível Torácico</i>	<i>RGO ou ParaWalquer ou HKAFO ou parapódio ou andador articular</i>
<i>2 Nível Lombar Alto</i>	<i>RGO ou ParaWalquer ou HKAFO ou parapódio</i>
<i>3 Nível Lombar Baixo</i>	<i>KAFO ou AFO</i>
<i>4 Nível Sacral</i>	<i>AFO ou nenhum aparelho ortopédico</i>

Segundo CNA (2008), um sistema de órteses para o membro inferior é uma coleção de componentes compatíveis executados normalmente pelo mesmo fabricante que podem ser agrupados. Os dispositivos e componentes individuais podem ser categorizados de acordo com a classificação e sub-categorias descritas abaixo:

- a) Órteses do pé incluindo palmilhas e correções nos sapatos (ISO 06 12 03);
- b) Órteses do pé e tornozelo (ISO 06 12 06);
- c) Órteses do joelho (ISO 06 12 09);
- d) Órteses do joelho, tornozelo e pé (ISO 06 12 12);
- e) Órteses da anca, joelho, tornozelo e pé (ISO 06 12 18);
- f) Articulações do joelho (ISO 06 12 24);
- g) Articulações da anca (ISO 06 12 27);

- Quanto a sua confecção:

- a) Em órteses pré-fabricadas: quando confeccionadas e fabricadas em série e disponíveis em tamanhos padronizados como P, M, ou G;
- b) Em órteses sob-medida: cujo molde é a próprio membro do paciente, respeitando a conformabilidade de cada membro e respeitando as necessidades peculiares de cada cliente.

- Quanto à aplicação das órteses, estas podem ser divididas em três tendências básicas:

- a) Terapêutica analítica: as órteses são prescritas para diminuir uma espasticidade ou para prevenir deformidades (com a finalidade de corrigir hipertonias ou prevenir retrações e manutenção de resultados obtidos por procedimentos cirúrgicos);
- b) Terapêutica funcional: o uso dos aparelhos visa a um resultado rápido, por exemplo: a marcha (no caso de retração do gastrocnêmios e sóleo provocando pé equíneo, retração dos flexores dos joelhos ou retração do psoas ou dos espinhais);
- c) Terapêutica global: na qual se procura por meio de aparelhos influenciarem as imagens motoras para reorganizar a motricidade (em casos de atetose, distonias e discinesias).

O tipo de órtese deve ser adequado às características de marcha de cada indivíduo, levando-se em consideração suas expectativas e interesses. Para cada situação, existe um tipo de órtese mais adequado.

O uso de órtese para membros inferiores deve ser iniciado em fases precoces da recuperação da lesão cerebral, com a finalidade de prevenir contraturas. Deve se estender através do período de recuperação motora e treino de marcha. Assim que o paciente começar a andar, após uma lesão cerebral, antes de iniciar o uso de órteses, deve ser realizada uma análise cuidadosa da marcha. Alguns pacientes podem apresentar um 'pé caído' como única anormalidade na marcha, enquanto outros podem apresentar joelho instável, ou uma combinação

de pé equino espástico (que não apóia o calcanhar no chão) e "genu recurvatum" (joelho hiperestendido).

Várias características observadas em sistemas biológicos introduzem um alto grau de complexidade, devido ao modelo dinâmico ser multi-variável. O sistema apresenta um alto grau de não linearidade e redundância, e um forte grau de acoplamento entre suas articulações, dificultando a determinação de parâmetros de projeto (GALHANO, CARVALHO e TENREIRO, 1992).

Para prescrição ou indicação de uma órtese é necessária uma compreensão básica de biomecânica. O corpo humano é sujeito a um sistema de forças e de momentos externos, sejam dinâmicos ou estáticos. A força possui tanto direção como magnitude e geralmente são ilustradas como um vetor do qual expressões matemáticas podem ser derivadas. A maioria das forças aplicadas nos segmentos do corpo afeta a rotação, isso é, inibem ou modificam os movimentos rotatórios sobre as articulações. O efeito do desvio da força sobre um eixo da articulação é conhecido como momento. A magnitude de um momento é determinada pela distância do local de aplicação da força ao eixo de rotação (braço de alavanca) e a magnitude dessa força. A unidade de momento é igual à força vezes a distância ($F \times d$) e é expressa em Newton (SI [N]). Os movimentos em sentido horário são positivos e no sentido anti-horário são negativos.

Uma articulação estará em equilíbrio ou em condição estável quando os movimentos do segmento do corpo forem iguais em magnitude em ambos os lados do eixo da articulação. Em um estado de equilíbrio, a soma das forças que atuam sobre o corpo é zero ou balanceada. Obviamente, quanto maior o braço de alavanca, maiores devem ser as forças externas aplicadas ao segmento do corpo para conseguir o equilíbrio.

As aplicações clínicas da lei do equilíbrio que afetam o movimento angular em uma articulação são encontradas nos membros inferiores durante a fase de balanço da marcha (que será estudada no subitem 4.4.3.2 deste capítulo). É necessária uma força para iniciar o movimento da coxa (flexores do quadril), e outra para desacelerar a perna (músculos posteriores). Se as forças internas estiverem falhando por causa da deficiência de ligamentos ou muscular, uma

órtese pode ser prescrita para melhorar a estabilidade (PRATT, 1994).

2.3.6 Características mecânicas das órteses

Este item irá abordar as características de rotação e forças axiais presentes nas órteses de membros inferiores.

2.3.6.1 Rotação

Uma órtese pode agir no sentido de restringir a rotação da articulação modificando o movimento através do sistema de força de três pontos, como será descrito posteriormente. Este sistema pode limitar movimentos em torno de uma ou mais articulações onde os movimentos de rotação podem ocorrer (FILIPPO, 2006).

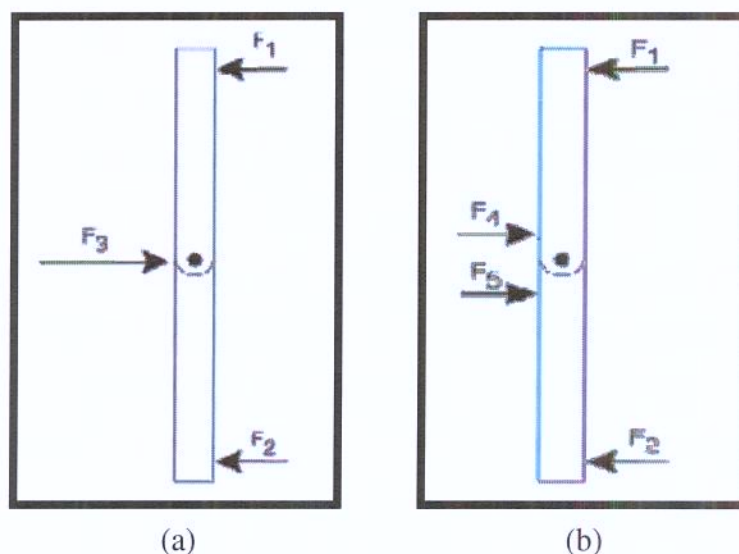
2.3.6.2 Forças Axiais

Uma órtese pode ser usada para reduzir as forças axiais desenvolvidas pelas articulações. Em articulações normais, a carga axial ao longo do membro ou da coluna é gerada pela tração gravitacional da massa do corpo que se opõe à força de reação do solo. Esta carga é distribuída através das estruturas ósseas e das cartilagens articulares. Quando estes tecidos estão íntegros, a carga é sem dor, mas se houver lesão como em fraturas ou desordens degenerativas da cartilagem, deformações podem ocorrer. Isto pode resultar em dor e mobilidade limitada. Por isso, deve existir uma pressão contínua e bem distribuída, embora não deva existir pressão sobre proeminências ósseas.

A observação de alguns princípios biomecânicos na confecção de órteses é fundamental para promover o ajuste apropriado e reduzir os riscos de lesões cutâneas e áreas de depressão. São necessários conhecimentos de patologia, fisiologia, anatomia, cinesiologia e biomecânica para a confecção e indicação correta de uma órtese.

2.3.7 Sistema de força das órteses

As forças corretivas aplicadas ao corpo podem ser classificadas em dois sistemas de força: sistema de controle de pressão de três pontos e sistema de controle à força de reação do solo de quatro pontos conforme Figura 2.12:



- (a) Um sistema de controle de pressão de três pontos;
(b) Um sistema de controle à força de reação do solo de quatro pontos.

Figura 2.12 – Tipos de pontos de pressão de uma órtese

2.3.7.1 Sistema de controle de pressão de três pontos

O sistema de controle de pressão de três pontos é descrito por duas forças aplicadas proximamente (F_1) e (F_2) e distalmente (mais afastado do centro) no segmento, que são opostas por uma terceira força (F_3) aplicada no ponto da rotação, conforme ilustra a Figura 2.12-a.

Nas órteses, quando ocorre uma mudança do braço de alavanca ou a área de superfície, também chamada de área de contato, pode-se alterar o valor de um sistema de controle de pressão de três pontos demonstrado pela fórmula: Pressão = força x área de superfície.

Na Figura 2.13-A, temos um exemplo de como uma AFO fornece um sistema de controle de pressão de três pontos para impedir o movimento de flexão-plantar do tornozelo sobre a linha central do tornozelo.

Este controle ocorre devido à espasticidade (contração muscular involuntária) apresentada pelo grupo muscular tríceps sural (conjunto de músculos da região posterior da perna humana). O braço de alavanca proximal (próxima do centro) da órtese é muito curto, e uma força corretiva relativamente alta é necessária para impedir a flexão-plantar do tornozelo. A área de superfície de contato também é pequena, tendo por resultado pressões relativamente altas exercidas na pele.

Aumentar a área de superfície do AFO (Figura 2.13-B) diminui a pressão na pele. Aumentar o braço de alavanca da órtese (Figura 2.13-C) também diminui a pressão na pele diminuindo o valor da força. A melhor solução para diminuir a pressão sobre a pele é maximizar a área de superfície e o braço de alavanca para todas órteses, conforme mostra a Figura 2.13-D.

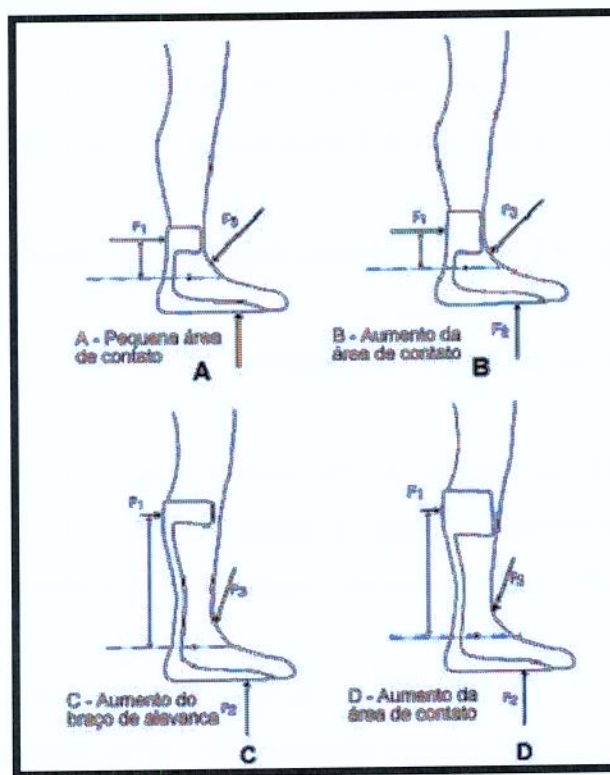


Figura 2.13 – Efeitos do aumento da área de contato sobre a superfície corporal de uma AFO

Em outras palavras, um sistema típico de órtese é projetado para estabilizar a articulação, sendo que o braço de alavanca deve ser o maior possível, e a força contra a pele deve ser dissipada por uma maior área de aplicação. Isto reduzirá pressão na pele onde a órtese faz contato com o corpo.

(BOWKER et al, 1993) fornecem descrições matemáticas de como uma órtese pode modificar os sistemas de momentos e forças externas agindo sobre uma articulação de forma a restringir rotação, reduzir deslocamento axial (translação), e controlar a linha de ação da força de reação do solo. O controle de três pontos age para controlar o movimento de uma articulação durante todo o ciclo da marcha, ou seja, durante a fase de apoio e balanço.

Existe um grande número de sistemas de controle de pressão de três pontos, como descrito na Figura 2.13. Este sistema é descrito por AFOs para impedir os movimentos nas articulações do pé e tornozelo. O sistema de pressão de três pontos é usado para controlar os movimentos: dorsiflexão ou flexão para cima (Figura 2.14-A) e flexão plantar, ou flexão do pé para baixo (Figura 2.14-B). O controle da articulação subtalar envolve os movimentos de inversão (Figura 2.14-C) e eversão (Figura 2.14-D) e age impedindo esses movimentos. O sistema de pressão de três pontos é necessário também para impedir a abdução do antepé (Figura 2.14-E) e sua adução (Figura 2.14-F).

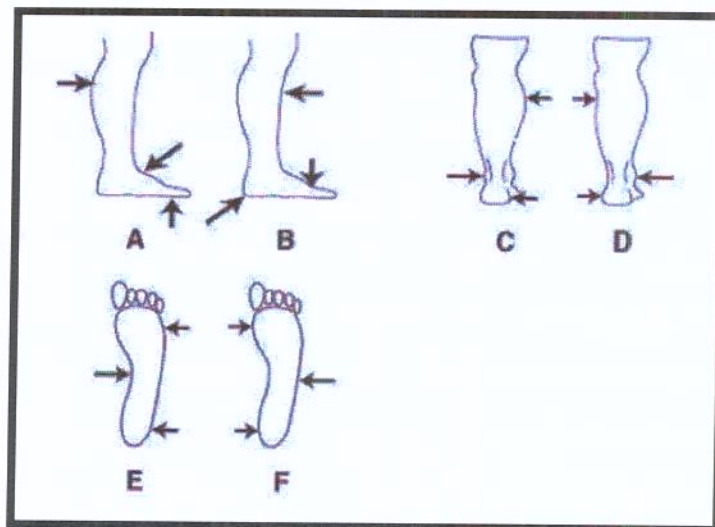


Figura 2.14 – Controle do sistema de pressão de três pontos para prevenir dorsiflexão (A), flexão plantar (B), inversão (C), eversão (D), abdução (E) e adução (F)

2.3.7.2 Sistema de controle à força de reação do solo de quatro pontos

Uma variação do sistema de controle de três pontos usado mais frequentemente na prática técnica de ortopedia é o sistema da pressão de quatro pontos (Figura 2.12-b). A força central é dividida em duas forças (F4 e F5) distribuindo assim a pressão sobre a articulação sem restrições de movimento.

Segundo FILIPPO (2006), o uso do Sistema de Controle de Força de Reação ao Solo controla o movimento de um segmento e/ou de uma articulação do corpo com ou sem o uso de uma órtese. O controle da Força de Reação do Solo (FRS) nos membros inferiores por uma órtese, somente é possível quando a órtese entra em contato com o solo durante a fase de apoio da marcha.

Antes do contato calcanear, a FRS não atua nos membros inferiores (Figura 2.15 A). Se a linha de ação da FRS atravessar a articulação nenhum momento ou movimento rotatório será gerado sobre a articulação. Se a linha de ação da FRS for alinhada a um lado da articulação então um momento será gerado. A menos que este movimento seja restringido ou neutralizado por músculos, ligamentos e ossos, etc. Na Figura 2.15 B a linha de ação da FRS localiza-se posteriormente à linha central do tornozelo produzindo o movimento de flexão - plantar, se este movimento for restringido (ou controlado) o pé não caíra abruptamente no solo. A Figura 2.15 C ilustra como o uso de uma órtese e o controle da FRS pode impedir a hiperextensão do joelho.

Uma AFO rígida impede a flexão - plantar do tornozelo no contato inicial no ciclo da marcha. A ação da FRS é transferida para a articulação seguinte que cria um movimento de flexão no joelho e que impede a hiperextensão do joelho. Antes do contato calcanear, a FRS não atua nos membros inferiores (A). Contato calcanear sem uso da órtese, a FRS atua na direção da flexão - plantar do tornozelo (B). Contato calcanear com uso da órtese, no controle da FRS atuando para a flexão do joelho(C).

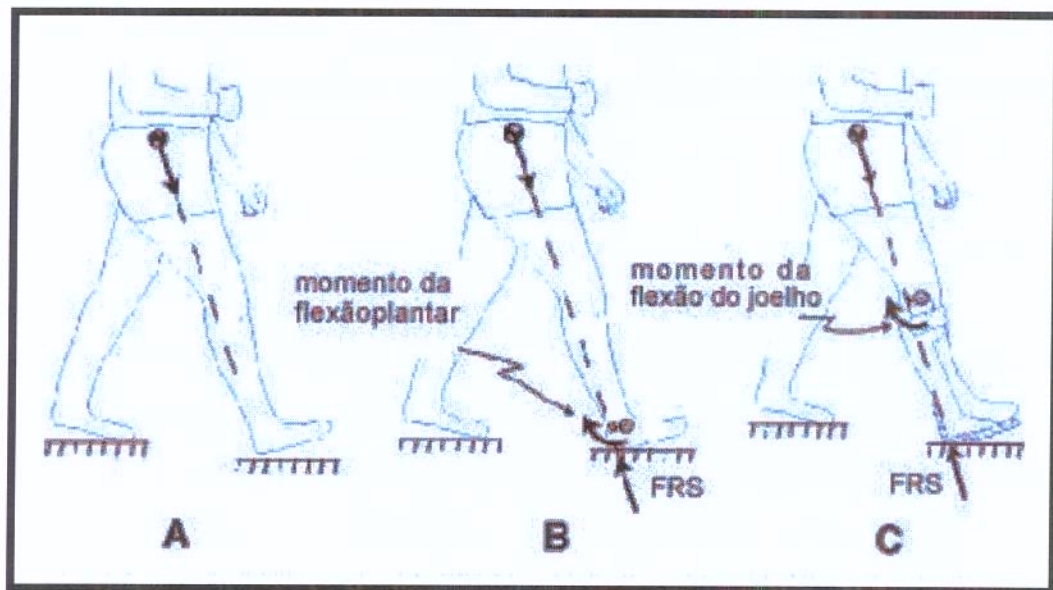


Figura 2.15 – Controle da FRS no plano sagital

2.4 Fundamentos da Marcha Humana

Este item trata dos aspectos relevantes ao estudo da marcha humana.

2.4.1 Breve introdução

Segundo TANAKA e PASSOS (2005), locomoção (do latim *locus*: lugar, e *movere*: mover) é uma habilidade inata e fundamental na vida do ser humano, pois possibilita autonomia e independência, viabilizando ao indivíduo atingir o seu objetivo. Existem diversas formas de locomoção como engatinhar, rastejar, mover-se com cadeira de rodas e deambular que é a marcha humana normal. A marcha é um estilo ou maneira de deambulação, que utiliza um padrão cíclico de movimentos corporais para frente do corpo ereto, usando as extremidades inferiores, em um padrão bípede, para a propulsão que se repete indefinidamente a cada passo. Descrita como a função mais desejada do ser humano e a máxima da locomoção.

A locomoção, uma característica dos animais, é o processo pelo qual o animal se desloca de uma posição geográfica para outra. A locomoção humana é realizada na postura bípede e é referida na literatura como marcha. A principal função da marcha é promover a transferência do

corpo de modo suave e eficiente através do espaço. Esta forma de transferência consiste no avanço alternado de um membro inferior, enquanto o outro atua no suporte do peso corpóreo (ANDRADE, 2002).

2.4.2 Histórico

Em 384-322 AC, Aristóteles realizou o primeiro registro sobre a análise do movimento utilizando uma pena na cabeça do indivíduo e uma marcação na parede para análise. Nos Estados Unidos, Eadweard Muybridge, em 1887, realizou fotos sequenciais para a análise da marcha humana em adultos, crianças e animais, e Otto Fischer e Wilhelm Braune, em 1900, estabeleceram uma base científica da cinética e da cinemática da marcha, por meio dos cálculos das trajetórias, velocidades, acelerações, forças e torques das articulações e segmentos do corpo em 31 fases do ciclo da marcha.

Com os avanços da tecnologia o ortopedista Verne T. Inman juntamente com o engenheiro Howard Eberhart utilizaram seus conhecimentos no intuito de criar um laboratório em São Francisco/Berckley que investigaria a cinemática envolvida na marcha. Suas conclusões foram resumidas e publicadas na primeira edição de “Human Walking”. David H. Sutherland descreveu a maturação da marcha e Jacquelin Perry a ação muscular da locomoção por meio da eletromiografia (sinais mioelétricos), que é muito utilizada até os dias de hoje devido à disseminação de laboratórios e aparatados com câmeras digitais e infravermelhas, marcadores anatômicos, eletromiografia dinâmica, placas de força e computadores de última geração, além de parâmetros para a análise observacional. Um princípio da ciência é a necessidade da compreensão de um fenômeno normal para o entendimento de um patológico. Entretanto, somente nos últimos anos a funcionalidade da marcha vem sendo freqüentemente analisada por pesquisadores (TANAKA et al, 2008).

A análise da marcha humana é um dos principais recursos que podem ser utilizados no estudo e tratamento de patologias que envolvem o aparelho locomotor. Os dados fornecidos por essa análise permitem que o profissional responsável selecione o método de tratamento mais indicado para ser colocado em prática como, por exemplo, a fisioterapia, a utilização de órteses,

próteses e outros auxiliares de locomoção ou até mesmo a intervenção cirúrgica. A marcha humana corresponde a uma sequência de eventos rápidos e complexos, tornando difícil a sua análise a partir de sua observação clínica. Dessa forma, médicos, engenheiros e estudiosos do movimento desenvolveram recursos de registro e análise da marcha (ALENCAR et al, 1999).

O corpo humano pode ser definido fisicamente como um sistema complexo de sistemas articulados em equilíbrio estático e dinâmico, onde o movimento é causado por forças internas e externas. A biomecânica é a ciência que descreve, analisa e modela os sistemas biológicos. Procura explicar como as formas de movimentos dos corpos de seres vivos acontecem na natureza a partir de padrões cinemáticos e dinâmicos (ZERNICKE, 1981). Proporciona grande interação entre áreas diversas que se aplicam ao estudo do movimento do corpo humano como a Educação Física, Medicina, Fisioterapia, Física e a Engenharia.

A marcha humana normal, ou deambulação é descrita como uma série de movimentos alternantes, rítmicos, integrados, das extremidades e do tronco que determinam um deslocamento da pelve diante do centro de gravidade. No corpo humano o Centro de Gravidade está localizado na segunda vértebra sacral (FILIPPO, 2006).

O ciclo da marcha se inicia quando um calcanhar entra em contato com o solo e termina até o momento em que o mesmo calcanhar toca o solo novamente, conforme Figura 2.16. Dividido em duas fases: a fase de apoio e a fase de balanço.

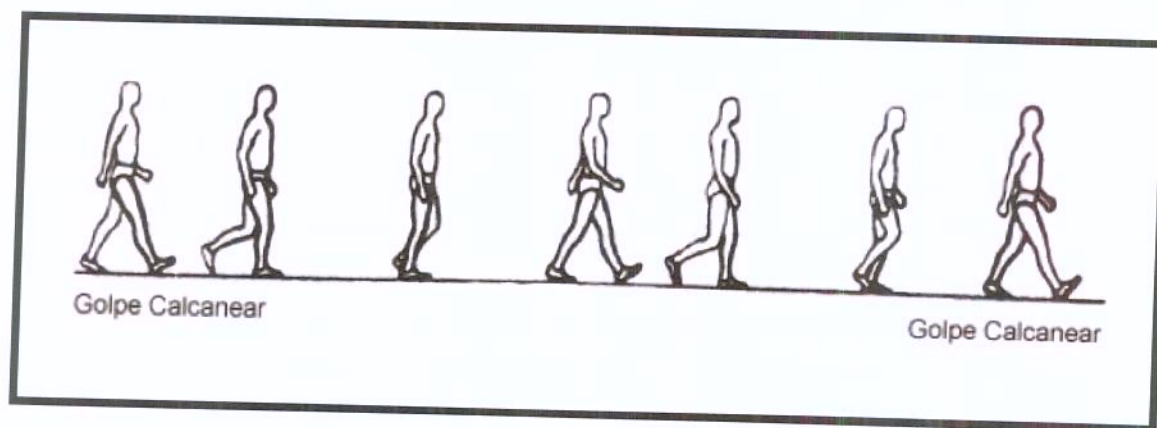


Figura 2.16 – Ciclos da marcha humana

Passo e passada são considerados variáveis quantitativas. Contudo, é necessária uma definição dessas variáveis. Dois passos (um passo direito e outro esquerdo) igualam uma passada, e uma passada é igual a um ciclo de marcha. Um passo pode ser definido em duas dimensões: distância e tempo. Comprimento do passo é a distância entre o ponto onde o calcanhar de um membro entra em contato com o solo, e o ponto em que o calcanhar do membro oposto entra em contato com o solo, enquanto que comprimento da passada é a distância entre o ponto em que o calcanhar de um membro entra em contato com o solo e o ponto em que este mesmo calcanhar volta a tocar o solo, como ilustra a Figura 2.17.

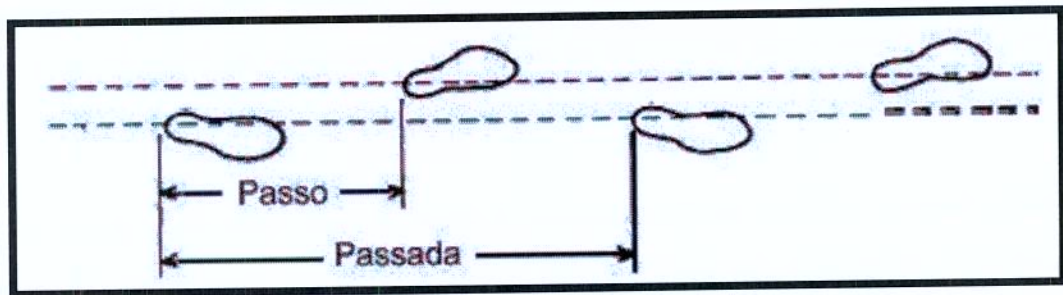


Figura 2.17 – Passo e passada da marcha humana

As áreas utilizadas para estudar as diversas formas de movimentos e forças, têm como área de estudo a cinemetria e a dinamometria como mostra a Figura 2.18 (BAUMANN, 1995).

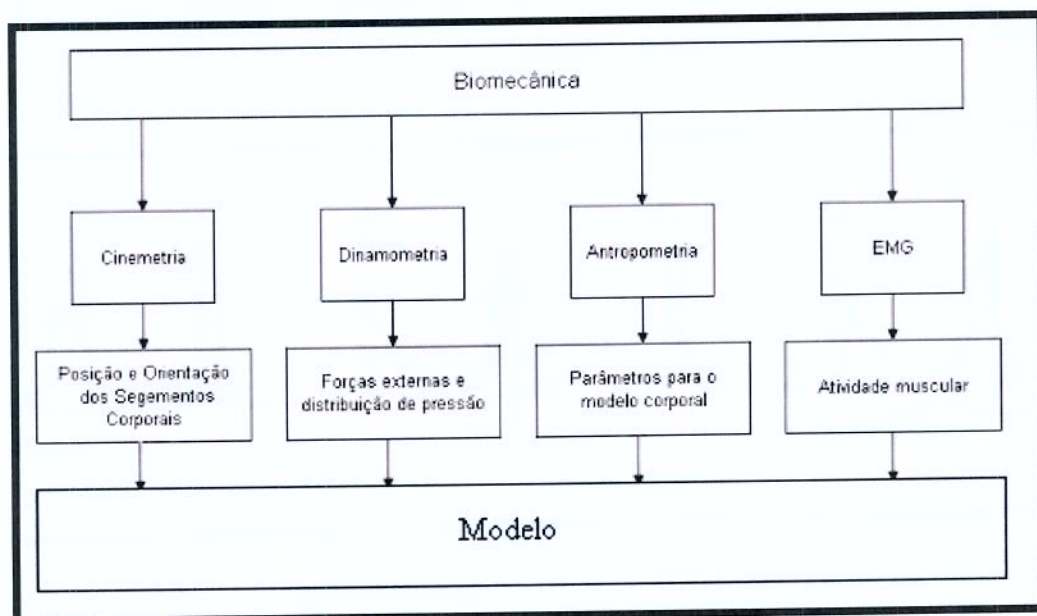


Figura 2.18 – Áreas da Biomecânica (BAUMANN, 1995)

2.4.3 Cinemetria

É o conjunto de métodos que permitem a determinação da posição e orientação dos segmentos corporais, procurando medir os parâmetros cinemáticos do movimento como a posição, orientação, velocidade e a aceleração, conforme mostra a Figura 2.19, com a sequência de fotos da marcha humana.

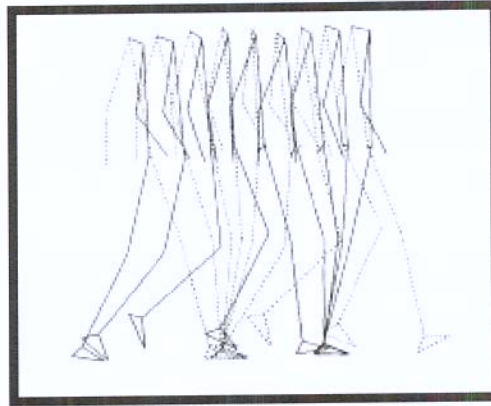


Figura 2.19 - Sequência de fotos da marcha humana

Embora duas pessoas não se locomovam de maneira idêntica, existem algumas características universais que servem como base para a descrição cinemática e dinâmica da marcha (WINTER, 1991). Após 100 anos de desenvolvimento de técnicas e métodos para análise dos movimentos da marcha humana, algumas ferramentas úteis foram apresentadas aos clínicos e biomecânicos.

Os estudos científicos tentam encontrar padrões e identificar parâmetros relevantes para a marcha humana. Alguns desses parâmetros importantes são: o desvio de posturas corporais, ângulos articulares, velocidade de locomoção e o número de passos por unidade de tempo. Tudo isso traduz a qualidade da marcha. No entanto, a análise da marcha referente à variável distância tempo, tem como grande influência alguns fatores, como: idade, altura, peso, sexo, nível de compreensão e o tipo de calçado utilizado (PINA FILHO, 2009).

Tradicionalmente, o início da marcha é quando o calcanhar toca no solo, como mostra a Figura 2.20.



Figura 2.20 – Início da marcha

Durante a fase da marcha, quanto ao movimento da articulação do joelho, ocorrem dois ciclos:

- Flexão – o dobramento da perna ao andar como mostra a Figura 2.21.



Figura 2.21 – Flexão do joelho

- Extensão – a perna se estende ao andar, como mostra a Figura 2.22.



Figura 2.22 – Extensão do joelho

Ocorrendo o primeiro golpe do calcanhar no solo, há uma pequena flexão do joelho de aproximadamente 15° , amortizando com isso o impacto no solo. Após essa pequena flexão, o joelho volta a estender-se, até a próxima flexão no início da fase de balanço.

Pode-se demonstrar através das Figuras 2.23 a 2.28, as diferentes fases da marcha, com uma prótese de joelho existente no mercado.



Figura 2.23 – Início da marcha



Figura 2.24 – Pé plano



Figura 2.25 – Médio apoio



Figura 2.26 – Retirada do calcanhar

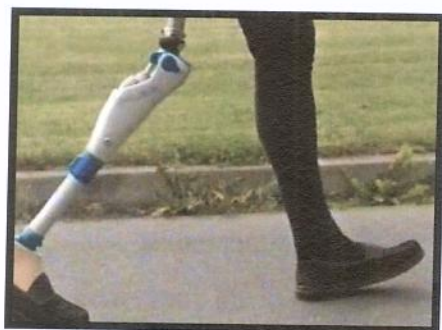


Figura 2.27 – Retirada dos dedos



Figura 2.28 – Fase de balanço

O ciclo de marcha é dividido para cada pé, em duas fases. A primeira fase é chamada de apoio e corresponde à etapa na qual o pé está em contato com o solo. A segunda fase é chamada de balanço e corresponde à etapa na qual o pé não está mais em contato com o solo e a perna correspondente está se deslocando para frente. A fase de balanço é determinada por dois contatos consecutivos do mesmo calcanhar com o solo (VAUGHAN, DAVIS e O'CONNOR, 1992). Por convenção, o ciclo começa no instante no qual um dos pés (no caso o pé direito) entra em contato com o solo. O intervalo de tempo entre os dois contatos do calcanhar, no solo, é a duração do ciclo da marcha como mostra a Figura 2.29.

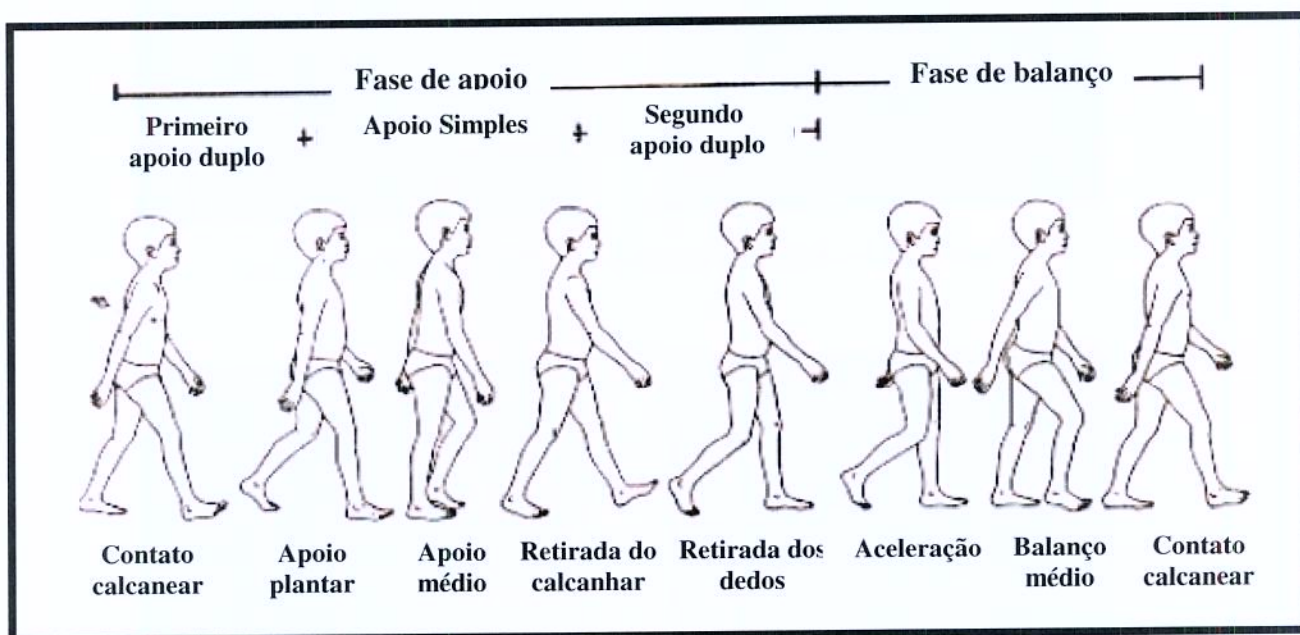


Figura 2.29 – Fases da marcha

Normalmente o ciclo da marcha é dividido em oito eventos ou períodos, dos quais cinco ocorrem na fase de apoio e três na fase de balanço, sendo:

1. Contato calcanhar: corresponde ao início do ciclo da marcha e representa o ponto no qual o centro de gravidade do corpo está em sua posição mais baixa.
2. Apoio plantar: instante no qual toda a superfície do pé está em contato com o solo.
3. Apoio médio: instante no qual a perna em balanço passa pela perna apoiada e o centro de gravidade do corpo está em sua posição mais alta.

4. Retirada do calcanhar: instante no qual o calcanhar perde contato com o solo.
5. Retirada dos dedos: instante onde os dedos do pé perdem contato com o solo, terminando, assim, a fase de apoio.
6. Aceleração: instante logo após a retirada dos dedos, no qual a perna é acelerada para frente.
7. Balanço médio: instante no qual a perna em balanço passa pela perna apoiada, coincidindo com o período de apoio médio do outro pé.
8. Contato calcanear (desaceleração): desaceleração do pé preparando o próximo contato do calcanhar.

A Figura 2.30 ilustra esses eventos durante o ciclo da marcha.

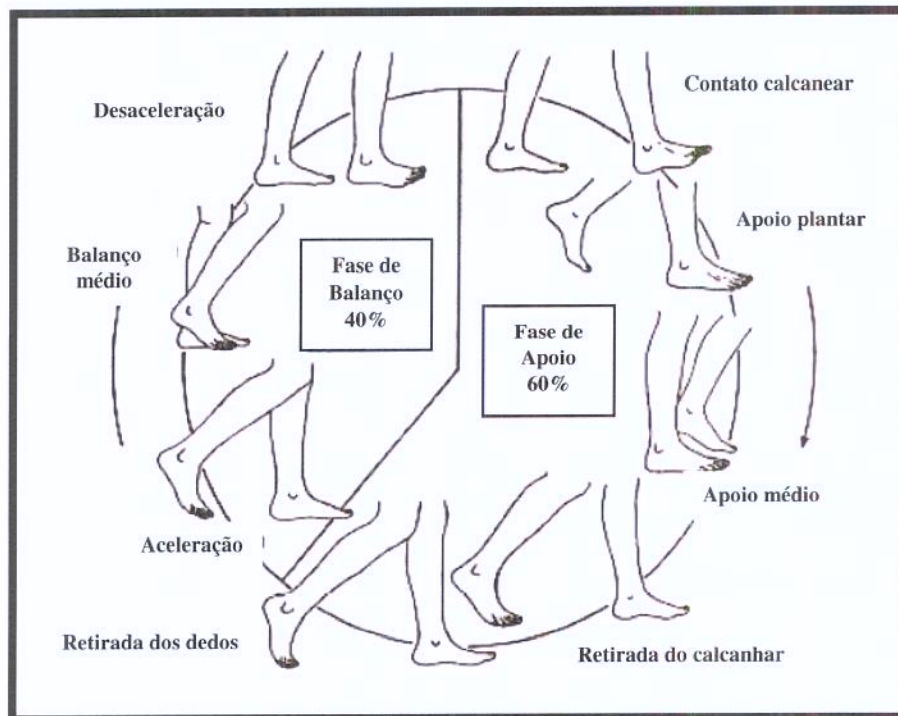


Figura 2.30 – Eventos durante o ciclo da marcha

Em adultos sem infecções patológicas e em velocidades normais a fase de apoio ocupa aproximadamente 62% de um ciclo da marcha e a fase de oscilação ocupa 38% (ROSE e GAMBLE, 1998). O quadril está em flexão máxima quando o calcanhar toca o solo, aproximadamente 40° e na fase de impulsão o quadril está em extensão de -10°. O joelho

descreve duas ondas de flexão. A primeira onda tem aproximadamente 15° de flexão e serve de absorção do choque do corpo ao solo, e a segunda é para liberar a passagem do pé na fase inicial do balanço, e é em torno de 70° de flexão (SMITH, 1997).

2.4.3.1 Subdivisões da fase de apoio

Há cinco momentos que são úteis ao subdividir a fase de apoio: 1) Contato calcanear, 2) Apoio plantar (pé plano), 3) Apoio médio, 4) Retirada do calcanhar e 5) Dedos fora, conforme mostra a Figura 2.31.

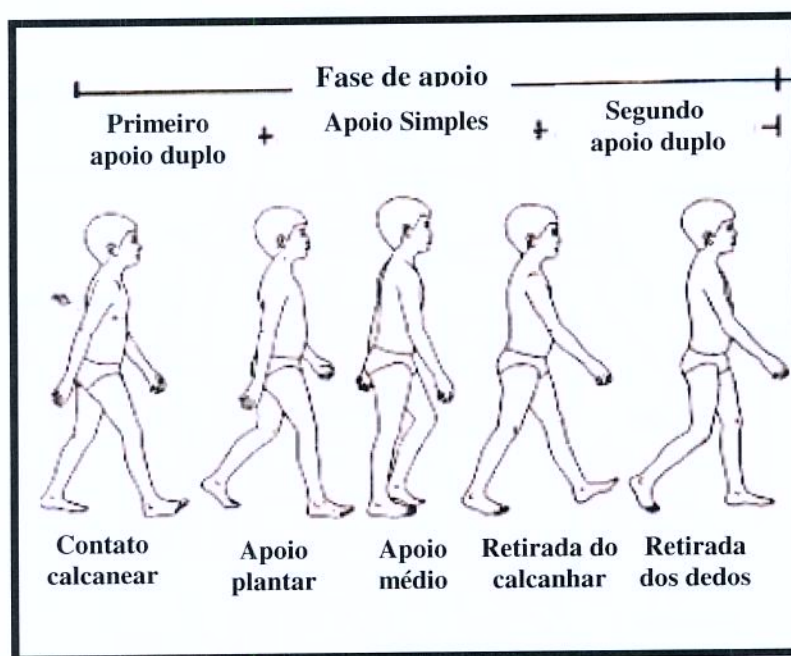


Figura 2.31 – Fase de apoio

O intervalo de tempo, entre o contato inicial do calcanhar e a perda de contato do mesmo com o solo, é considerada a fase de apoio e a distância percorrida, neste intervalo, é considerada como passada. O contato calcanear ou contato do calcanhar se refere ao instante em que o calcanhar da perna de referência toca o solo. O apoio plantar se refere ao contato da parte anterior do pé (antepé) com o solo. O apoio médio ocorre quando o trocânter (proeminência na parte superior do fêmur a que estão ligados os músculos que fazem girar a coxa) maior do fêmur está alinhado verticalmente com o centro do pé, visto do plano sagital. A retirada do calcanhar ocorre

quando o calcanhar se eleva do solo, e dedos fora ocorrem quando os dedos são retirados do solo. O momento que precede a fase de balanço é a retirada do hálux (deformidade representada pelo desvio do primeiro dedo a linha mediana do pé), pois este é o último a ser retirado.

A fase de apoio pode também ser subdividida em três outras fases (conforme Figuras 2.31 e 2.32):

1. Primeiro apoio duplo: quando os dois pés estão apoiados no solo, se inicia com o contato calcanear e termina com o apoio plantar ou pé plano.
2. Apoio simples: quando apenas um dos pés está em contato com o solo enquanto a outra perna está em balanço, se inicia com o apoio plantar e termina com a retirada do calcanhar.
3. Apoio duplo: quando os dois pés estão novamente apoiados no solo, se estende desde a retirada do calcanhar até os dedos fora.

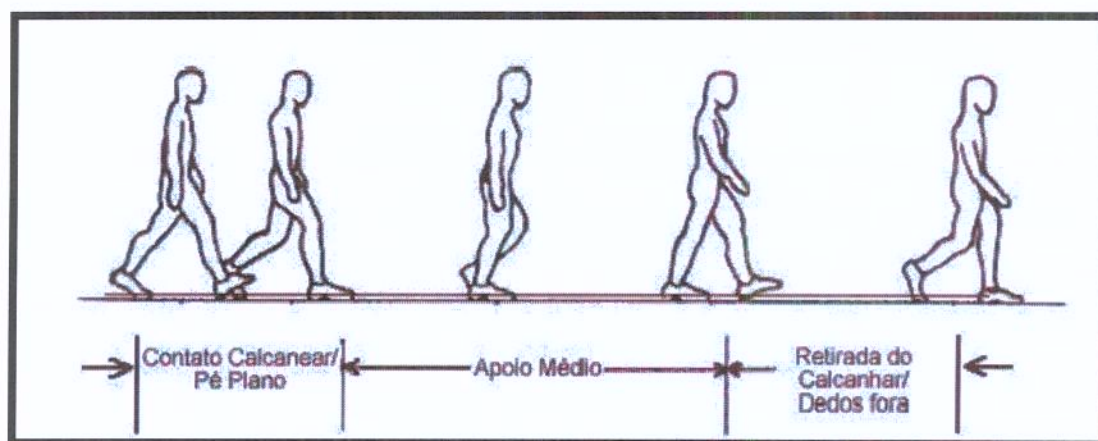


Figura 2.32 – Subdivisão da fase de apoio na marcha humana

2.4.3.2 Subdivisões da fase de balanço

A fase de balanço divide-se em três intervalos designados com os termos de: 1) Aceleração (Balanço Inicial), 2) Balanço médio e 3) Desaceleração (Balanço Final), conforme mostra a Figura 2.33.

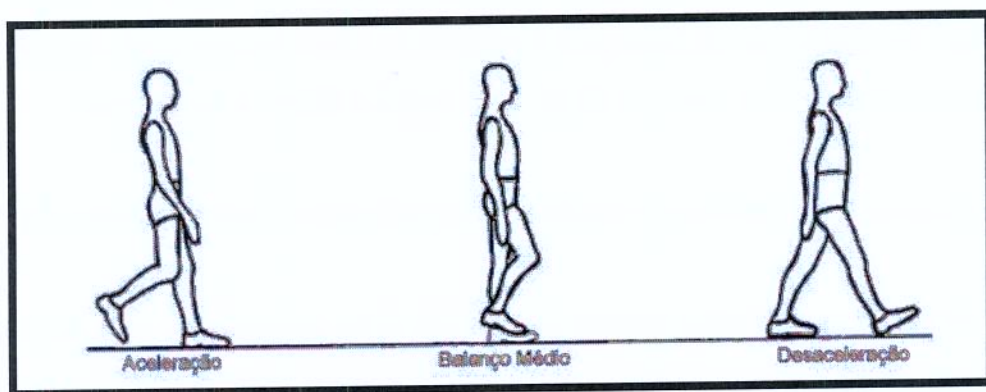


Figura 2.33 – Subdivisão da fase de balanço no apoio na marcha humana

Cada uma destas subdivisões constitui aproximadamente um terço da fase de balanço. O primeiro terço referido como aceleração, caracteriza-se por rápida aceleração da perna imediatamente depois da retirada dos dedos (dedos-fora) do solo.

2.4.3.3 Características da marcha humana

Apesar da nomenclatura da Figura 2.33 se referir ao lado direito do corpo, a mesma terminologia pode ser aplicada ao lado esquerdo, que para uma pessoa normal está meio ciclo atrasada (ou adiantada) ao lado direito. Assim, a fase de primeiro apoio duplo do lado direito corresponde à fase de segundo apoio duplo do lado esquerdo e vice-versa. Para uma marcha normal, existe uma simetria entre os lados direito e esquerdo do corpo. Entretanto, em marchas patológicas é muito comum a não existência dessa simetria (SANTANA, 2005).

Alguns parâmetros cinemáticos podem ser analisados, se considerarmos o ciclo da marcha: a cadência, o comprimento do passo, a velocidade, a base do andar, o ângulo de entrada e saída do pé e a duração na fase de apoio.

Aspectos importantes no estudo da cinemática da marcha (PERRY, 1992):

➤ Velocidade da marcha: velocidade média dos adultos entre 20 a 80 anos é de aproximadamente de 4,8 Km/h (homens e mulheres)

- Comprimento da passada: média de 1,6 m, incluindo dois passos
- Cadência: média de 113 passos/min

Entretanto, cada indivíduo tem um padrão de marcha que representa uma maneira de deslocamento no ambiente, com mínimo esforço físico e estabilidade adequada (PERRY, 1992).

2.4.4 Dinamometria

Abrange todos os tipos de medidas de força e pressão. As forças externas transmitidas entre o corpo e o ambiente são conhecidas como força de reação. Para interpretar o movimento humano, podemos salientar a Lei da Conservação de Energia. Existem várias combinações de forças musculares e momentos de força nas articulações que produzem um padrão cinemático do movimento. Dessa forma, entendemos a alta flexibilidade e adaptabilidade do sistema neuromuscular.

A aplicação das forças progride sucessivamente em direção à cabeça do 2º metatarso, deslocando-se medialmente por baixo da 1ª cabeça metatarsiana, progredindo rapidamente ao longo do hálux, conforme demonstra a Figura 2.34.

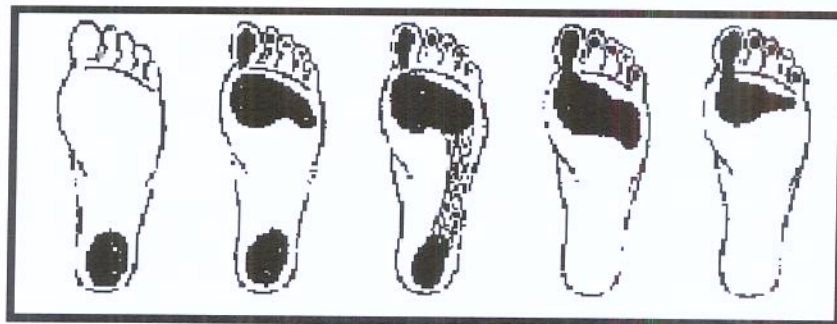


Figura 2.34 – Apoio do pé durante o andar

Pode-se observar que, após o toque do calcanhar no solo, o meio-pé tem uma discreta participação na marcha em cerca de 70% dos indivíduos, seguido de um apoio importante da região do antepé, proporcionando a fase de propulsão do corpo à frente (VILADOT, LORENZO, SALAZAR e RODRIGUEZ, 1984).

2.4.5 Força de Reação do Solo

A força de reação do solo é uma das grandezas mais importantes na análise do movimento (BRUNIEIRA e AMADIO, 1993). É a soma algébrica da aceleração da massa dos segmentos corporais, resultando no total de todas as forças musculares e gravitacionais, procurando descrever indicadores do comportamento das variáveis dinâmicas que atuam a cada instante durante a fase de apoio (WINTER, 1990).

Estas variáveis mostram um padrão constante e repetitivo independente das condições do solo, idade, ou velocidade da marcha. Este padrão, como mostra a Figura 2.35, em sua forma geral é constante e regular, apresentando determinadas características que podem ser alteradas devido às condições ambientais ou patológicas.

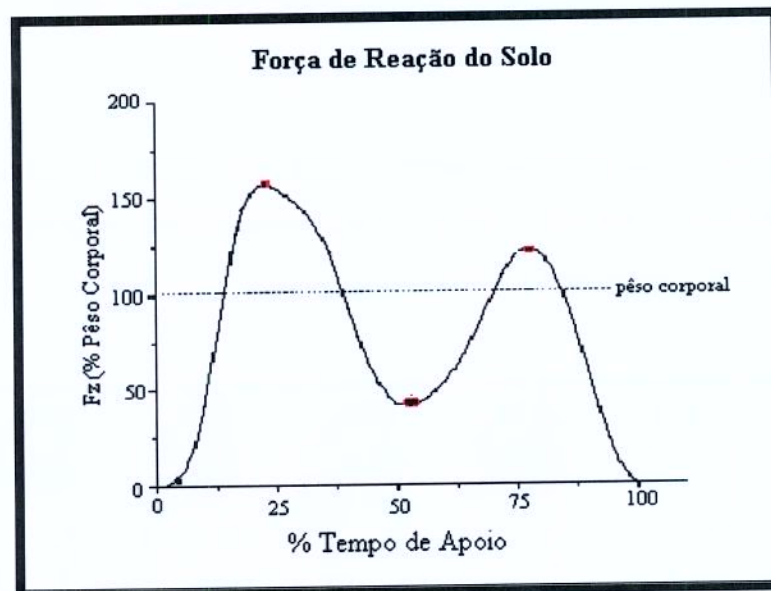


Figura 2.35 – Força de reação do solo durante a marcha

A curva apresenta, no primeiro pico no início da fase de apoio, a força máxima vertical referente ao toque do calcanhar no solo, que ocorre durante um tempo muito pequeno. No segundo pico, refere-se à propulsão do antepé à frente, correspondente ao final da fase de apoio. Os valores desses picos variam entre 0,5 e 1,5 vezes do peso corporal, tendo também dependência com relação à velocidade do movimento (SACCO, 2008).

2.4.6 Potência e Energia

Pode-se determinar o gasto de absorção de energia mecânica, através do cálculo estimado de trabalho externo durante a marcha.

A ergoespirometria é um exame de grande aplicação prática tanto para o atleta como para os praticantes de atividade física não competitiva como mostra a Figura 2.36. O teste ergoespirométrico possibilita determinar variáveis respiratórias, metabólicas e cardiovasculares pela medida das trocas gasosas pulmonares durante o exercício e a expressão dos índices de avaliação funcional (OLIVEIRA, 2005).



Figura 2.36 – Teste ergométrico

O consumo máximo de oxigênio pode ser definido como o maior volume de oxigênio por unidade de tempo que um indivíduo consegue captar respirando ar atmosférico durante o exercício (HILL e LUPTON, 1923).

A monitoração do treinamento torna-se um procedimento individualizado, na medida em que são utilizadas a velocidade e a frequência cardíaca para indicação e diagnóstico do treinamento. A utilização prática da ergoespirometria permitiu um saldo de qualidade no método da avaliação e do treinamento esportivo de atletas (NETO, TEBEXRENI e TAMBEIRO, 2001).

As ações musculares são importantes para que a tarefa locomotora seja realizada com eficiência. Mas não só a força, mas também o tempo certo desta ação, deve ser otimizado para a boa execução da marcha.

A cada fase do andar, realiza-se uma série de funções músculo-esqueléticas, combinadas de acordo com os objetivos específicos de progressão, que, em conjunto, podem ser:

- Sustentação da parte superior do corpo.
- Manutenção da postura ereta e equilíbrio do corpo.
- Controle da trajetória do pé, garantindo uma passagem segura sobre o chão.
- Geração da energia mecânica para manter a velocidade e o deslocamento.
- Absorção de energia para estabilidade ou redução da velocidade de deslocamento.

Como condições ideais, deveriam ser analisados os 47 músculos, durante a locomoção, envolvidos no segmento inferior.

2.4.7 Dispositivos auxiliares a marcha humana

Existem numerosos equipamentos auxiliares para pessoas que têm dificuldade de marcha, ou não podem andar independentemente sem usar algum equipamento. Esses auxílios externos são muletas, bengalas e andadores. Cada dispositivo auxiliar apresenta diversas modificações do modelo básico, muitos deles desenvolvidas em atendimento às necessidades de um problema específico de determinado paciente, ou de um grupo diagnóstico.

Os dispositivos auxiliares são prescritos por uma série de razões, inclusive problemas de equilíbrio, dor, fadiga, fraqueza, instabilidade articular, carga esquelética excessiva, e com finalidade estética. Outra função primária dos dispositivos auxiliares é a eliminação da carga do peso, de modo parcial ou completo, sobre um membro (SULIVAN, 1993) e (GARDINER, 1995).

2.4.7.1 Marcha com auxílio de muletas

Conforme BASMAJIAN (1987) e SULIVAN (1993), as muletas são usadas com maior frequência no aumento do equilíbrio e para o alívio completo ou parcial da sustentação do peso sobre o membro inferior. Elas são tipicamente usadas bilateralmente e funcionam para aumentar a base de sustentação, para melhorar a estabilidade lateral, e para permitir que os membros superiores transfiram o peso corporal para o solo. Esta transferência de peso através dos membros superiores permite uma deambulação funcional, enquanto é mantido um estado de sustentação restrita do peso. Existe um grande número de muletas no mercado, conforme Figura 2.37.



Figura 2.37 – Tipos de muletas

A marcha com muletas é uma habilidade que se aprende e que precisa de repetição contínua e atenção constante aos detalhes para ser aperfeiçoada. O tipo de marcha com muletas que se vai ensinar às pessoas incapacitadas dependerá certamente de vários fatores: tipo, extensão e grau da incapacidade e padrão de fraqueza residual. Estes fatores variam de paciente para paciente e cada um deve ser estudado individualmente.

Contudo existe uma progressão na marcha, de mais simples para mais difícil, de mais lenta para mais rápida. As marchas mais simples são a “marcha de tripé com arrastamento”, a “marcha de cadeira de balanço” e a “marcha de tripé com passos alternados”. Essas marchas são “simples”

apenas no sentido de que não são muito complexos os padrões dos movimentos necessários para produzir deslocamento e avanço para frente. Nos dois primeiros casos os pés raramente se levantam do chão de forma que é constantemente mantido um “tripé” que proporciona um equilíbrio e uma estabilidade consideráveis. No terceiro tipo de marcha, o tripé é momentaneamente perturbado cada um dos pés avança. É necessário um equilíbrio melhor para esta marcha, de forma a absorver o menor desvio de peso de um lado para o outro e pra trás.

Para SULLIVAN (1993), os padrões de marcha diferem significativamente em suas necessidades energéticas, base de sustentação e na velocidade com que podem ser executados. Podem ser classificados em:

- Marcha em três pontos; neste tipo de deslocamento, três pontos de apoio contatam o solo. É usada quando há necessidade de uma situação de não-sustentação de peso em um membro inferior. O peso corporal é exercido sobre as muletas, e não sobre o membro inferior afetado.
- Marcha com sustentação parcial de peso; esta marcha é uma modificação do padrão de três pontos. Durante a progressão para frente do membro envolvido, o peso é suportado parcialmente por ambas as muletas e pelo membro afetado. Durante a instrução da marcha com sustentação parcial de peso, deve ser enfatizado o uso de uma progressão normal do tipo “calcanhar-dedos dos pés” pelo membro afetado.
- Marcha em quatro pontos; este padrão propicia uma marcha lenta e estável, pois são mantidos três pontos de contato com o solo. O peso é lançado sobre ambos os membros inferiores; o padrão é tipicamente usado nos casos de envolvimento bilateral, relacionados ao equilíbrio problemático, incoordenação motora ou debilidade muscular. Neste padrão de marcha, uma muleta é avançada e, então, o membro inferior oposto é avançado. Por exemplo, a muleta esquerda é movimentada para frente e, em seguida, o membro inferior direito, seguindo-se a muleta direita, e então o membro inferior esquerdo.

- Marcha em dois pontos; este padrão de marcha é similar à marcha de quatro pontos. Contudo, é menos estável porque são mantidos apenas dois pontos de contato no solo. Assim, o uso desta marcha requer um melhor equilíbrio.

2.4.7.2 Marcha com auxílio de andadores

Andadores são usados para melhorar o equilíbrio e para o alívio da sustentação do peso, completa ou parcialmente, sobre um membro inferior. Dentre as três categorias de dispositivos auxiliares relativos a passeio, os andadores asseguram a maior estabilidade. Eles propiciam uma ampla base de sustentação, melhoram a estabilidade anterior e lateral, e permitem que os membros superiores transfiram o peso corporal para o solo. A Figura 2.38 mostra um tipo de andador existente no mercado.



Figura 2.38 – Tipo de andador

Há três tipos de padrões de marcha empregados com os andadores, são as marchas com sustentação de peso completa, parcial ou ausente.

- Sustentação de peso completa:

1. O andador é segurado e movimentado para frente cerca de um braço de comprimento;
2. O primeiro membro inferior é movimentado para frente;
3. O segundo membro inferior é movido para frente, para além do primeiro;
4. O ciclo é repetido.

- Sustentação de peso parcial:

1. O andador é segurado e movimentado para frente cerca de um braço de comprimento;
2. O membro inferior envolvido é movimentado para frente, e o peso do corpo é transferido parcialmente para este membro, e parcialmente através dos membros superiores para o andador;
3. O membro inferior não envolvido é movimentado para frente, para além do membro envolvido;
4. O ciclo é repetido.

- Sem sustentação de peso:

1. O andador é segurado e movimentado para frente cerca de um braço de comprimento;
2. O peso é então transferido, através dos membros superiores, para o andador. O membro envolvido é mantido anteriormente ao corpo do paciente, mas não faz contato com o solo;
3. O membro não envolvido é movimentado para frente;
4. O ciclo é repetido.

Para a obtenção da eficiência biomecânica durante a marcha patológica é essencial a adequação das cargas aplicadas nos membros superiores e inferiores para melhorar a postura e o equilíbrio, além de potencializar a reabilitação de indivíduos que possuem lesões ortopédicas e/ou neurológicas. O prognóstico favorável em algumas destas patologias, depende, por exemplo: da sustentação de peso nos membros inferiores, gerando o efeito piezoelétrico, ou seja, gerando eletricidade quando submetido à pressão nas estruturas ósseas, bem como, a redução da sobrecarga corpórea aplicada nos membros superiores, para prevenção de lesões articulares ou complicações decorrentes de siringomielia pós-traumática.

A formação de cavidades intramedulares que se estendem por vários níveis, acima e abaixo da lesão traumática, e que recebem o nome deiringomielia pós-traumática. Considerada rara no passado, a partir do advento da ressonância magnética, a prevalência de siringomielia em pacientes com lesão medular tem sido estimada em torno de oito por cento. O tratamento pode demandar procedimento cirúrgico (REDE SARAH DE HOSPITAIS DE REABILITAÇÃO, 2008).

A falta de sentido cinestésico (percepção dos movimentos) ou proprioceptivo de indivíduos, com lesões medulares, leva-os à utilização de muletas ou andadores. O lesado medular perde movimentos e sensações.

Para paraplégicos, quanto menos se fizer uso dos membros superiores, mais bípede é a locomoção, e melhor o sistema artificial. Se os esforços exercidos pelos membros superiores forem demasiados, a tendência é o indivíduo retornar à cadeira de rodas, que é mais cômoda, causando o atrofiamento dos músculos dos membros inferiores e tornando mais difícil a reabilitação das articulações nem do contato dos pés com o solo (MAALEJ e WEBSTER, 1988). Muletas são necessárias para ajudar no equilíbrio do indivíduo no caso de um sistema artificial de reabilitação ou de um sistema de membros lesados (ZHU et al, 1991).

2.5 Modelagem Cinemática

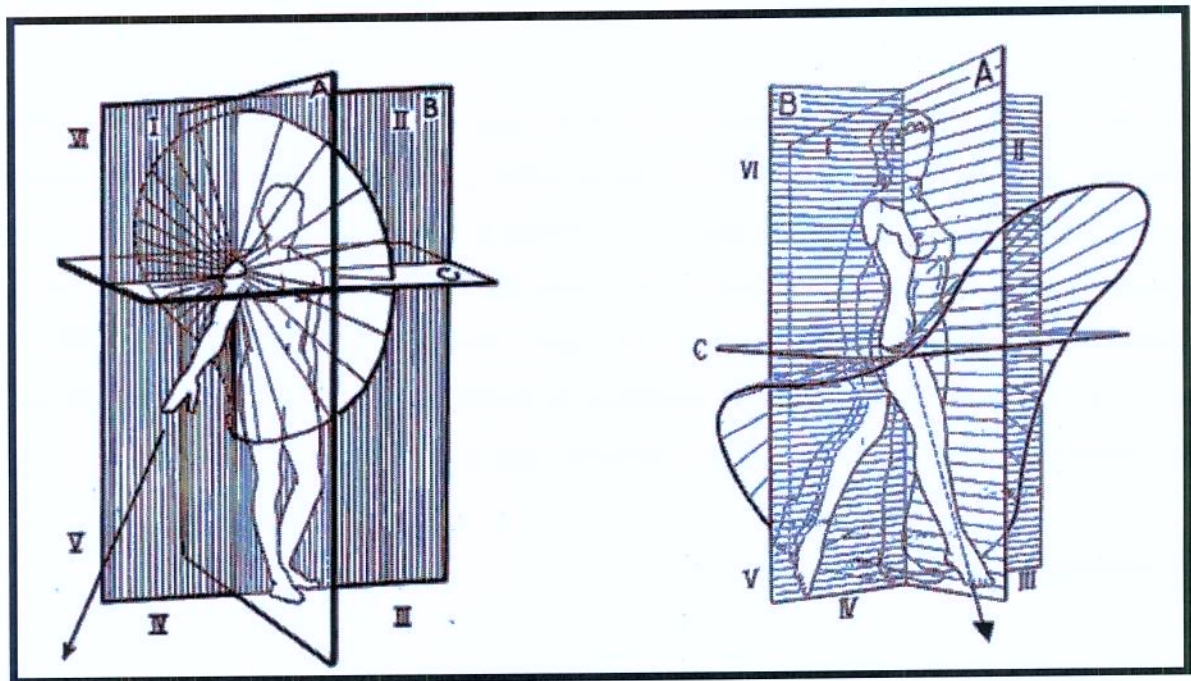
Segundo FILIPPO (2006), a modelagem cinemática analisa a geometria, a velocidade e a aceleração dos manipuladores e na modelagem dinâmica são analisados os efeitos inerciais.

O estudo das propriedades anatômicas e fisiológicas do sistema articular humano é fundamental na avaliação, programação, projeto e controle de manipuladores robóticos antropomórficos, órteses robóticas antropomórficas de membros superiores e inferiores, como também no auxílio do planejamento e controle do procedimento de reabilitação em geral.

Conforme ROSÁRIO (1990), a elaboração de sistemas articulares artificiais inteligentes deve ser feita por analogia comparativa com o complexo antropomórfico natural considerando

aspectos relacionados com a estrutura, transmissão, acionamento e controle dos acionadores neuromusculares naturais ou artificiais.

O modelo cinemático permite determinar a partir dos ângulos de cada junta, as posições e orientações das juntas e da extremidade do manipulador. O posicionamento do elemento terminal e a determinação do volume de trabalho do sistema articular representado na Figura 2.39 são especificados através do controle, de modo apropriado de suas coordenadas generalizadas angulares ou prismáticas, conforme o caso.



(a)

(b)

(a) Volume de trabalho da cintura escapular

(b) Volume de trabalho da cintura pélvica

Figura 2.39 - Volume de trabalho dos membros superiores e inferiores do corpo humano
(KAPANDJI, 2000)

Estas órteses são constituídas por links ou ligações que são conectados por juntas prismáticas ou revolutas. Cada par de juntas, ou seja, articulação de dois ossos constitui um grau

de liberdade. Assim, para um manipulador antropomórfico com n graus de liberdade, existem n pares de juntas, onde o primeiro link é à base de sustentação da órtese e o seu último link constituído de um elemento terminal, representado pelo pé.

Na prática, verificou-se que várias características observadas em sistemas biológicos introduzem um alto grau de complexidade, devido ao modelo dinâmico do complexo ser multivariável, apresentando alto grau de não linearidade e redundância e um forte grau de acoplamento entre suas articulações, dificultando a determinação de parâmetros.

2.5.1 Estudo sobre articulações

As articulações são responsáveis pela transmissão de movimento angular entre cada membro. A articulação entre o pé e a perna, é denominada de tornozelo, já a articulação entre a perna e a coxa é chamada de joelho. Por fim, a articulação entre a coxa e a pélvis é denominada de quadril. As Figuras 2.40, 2.41 e 2.42 ilustram, respectivamente, as articulações do tornozelo, joelho e quadril (KAPANDJI, 2000).

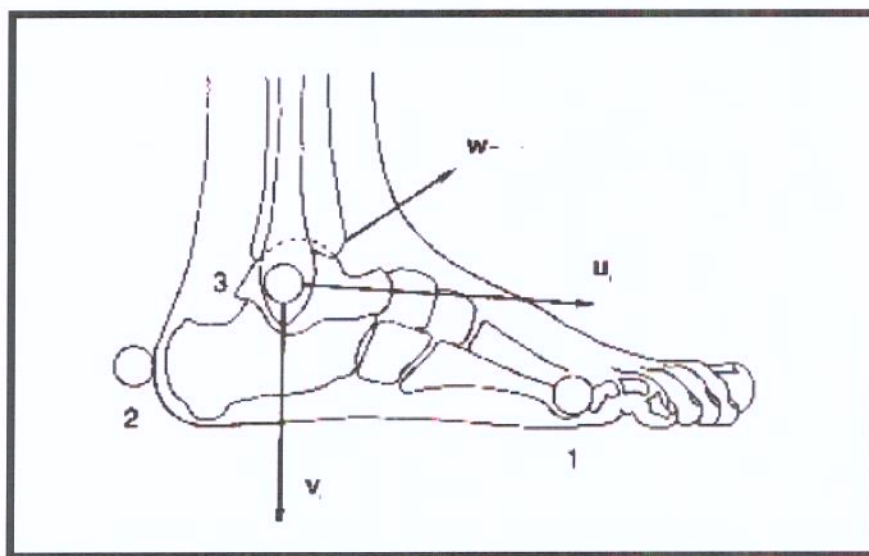


Figura 2.40 – Tornozelo Humano (KAPANDJI, 2000)

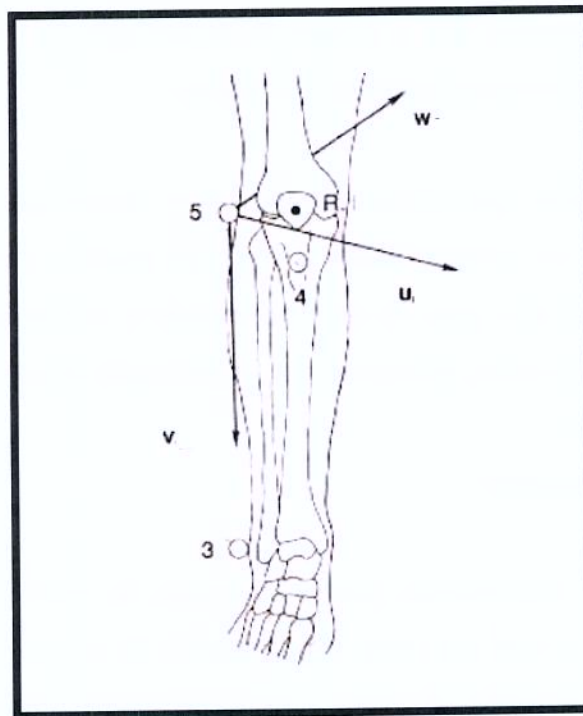


Figura 2.41 – Joelho Humano (KAPANDJI, 2000)

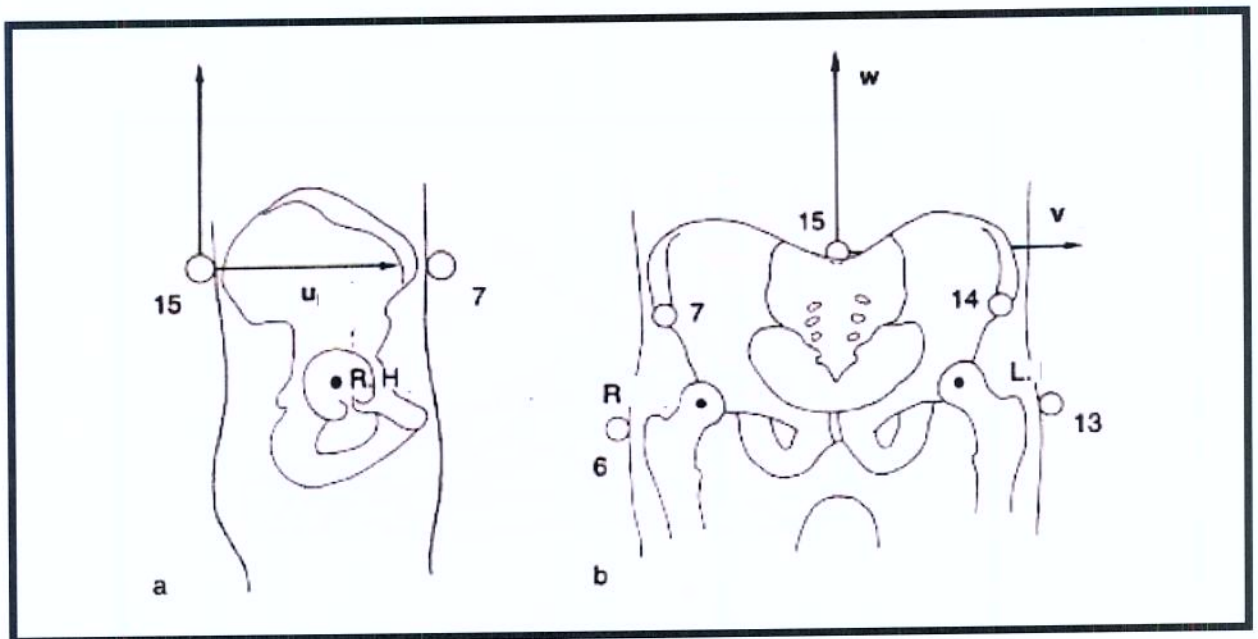


Figura 2.42 – Quadril Humano (KAPANDJI, 2000)

Cada uma dessas articulações permite a realização de três movimentos fundamentais de rotação: flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/externa (SANTANA, 2005). A

flexão/extensão corresponde ao movimento do membro realizado no plano sagital, conforme Figura 2.43. Já a adução/abdução corresponde ao movimento do membro realizado no plano frontal. Por fim, a rotação corresponde ao movimento do membro realizado na direção do seu próprio eixo. Para um melhor entendimento, a Figura 2.44 ilustra os três movimentos realizados pelo joelho.

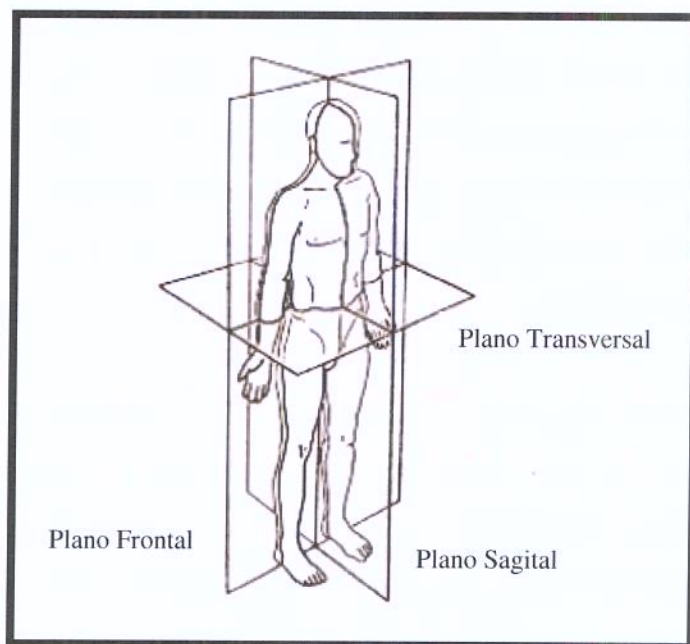


Figura 2.43 - Definição dos planos de um corpo humano

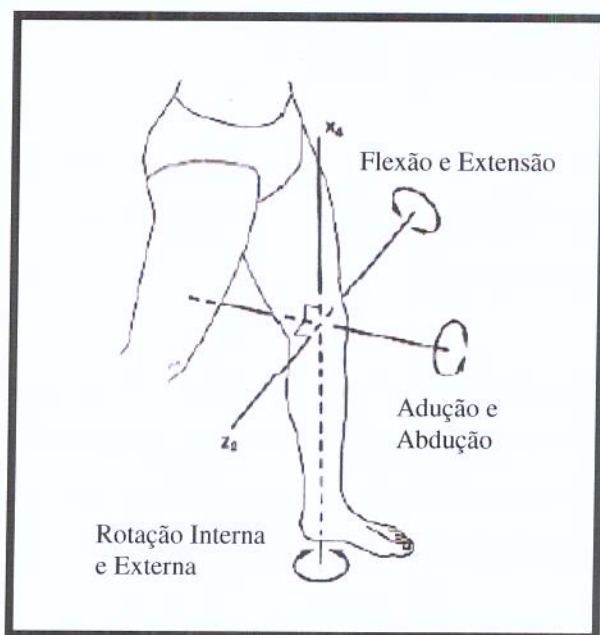


Figura 2.44 – Movimentos relacionados ao joelho

2.6 Estrutura do paralelogramo

Este item abordará conceitos e o funcionamento dos mecanismos de quatro barras.

2.6.1 Introdução

Segundo IBRAHIM (2008) e EBERT-UPHOFF, GOSSELIN e LALIBERTÉ (2000), o mecanismo plano constituído por quatro links de uma cadeia cinemática fechada (com o formato de um quadrilátero) é bastante versátil e, portanto, comumente encontrado em vários dispositivos mecânicos. Neste capítulo veremos diversas técnicas de síntese e análise específicas para mecanismos planos de quatro barras.

O paralelogramo é um mecanismo de quatro barras. Toda articulação do tipo quatro barras relaciona ligações e mecanismos, são amplamente versáteis e muito usados para o desenvolvimento de movimentos complexos. O mecanismo consiste de quatro barras ou links ligados juntamente com quatro articulações onde duas dessas ligações podem estar fixas.

Desta forma uma rotação do link de entrada, aciona um movimento crítico de dois links em várias posições. A performance da articulação de quatro barras possui três mecanismos de trabalho: trajetória, função e geração do movimento.

Os manipuladores com estrutura do tipo paralelogramo tem sido desenvolvidos com o propósito de eliminar a necessidade de utilização de motores pesados, que acarretam inércias maiores nos elos que produzem o movimento.

Um número grande de robôs utiliza a estrutura do paralelogramo, conforme Figura 2.45 e Figura 2.46, pois a estrutura do paralelogramo possui características dinâmicas inerentes que simplificam o modelo dinâmico, o que facilita o desenvolvimento e a implementação em tempo real de controladores baseados na dinâmica.

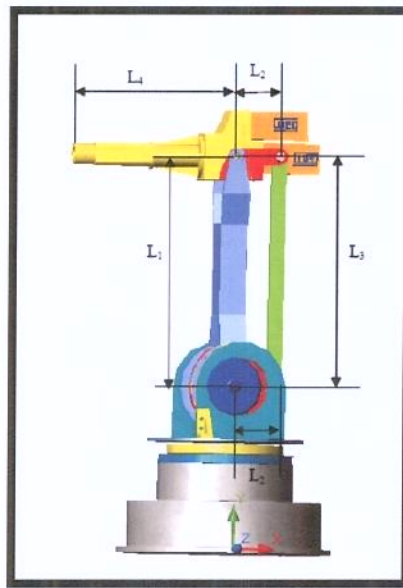


Figura 2.45 – Robô com juntas em paralelogramo

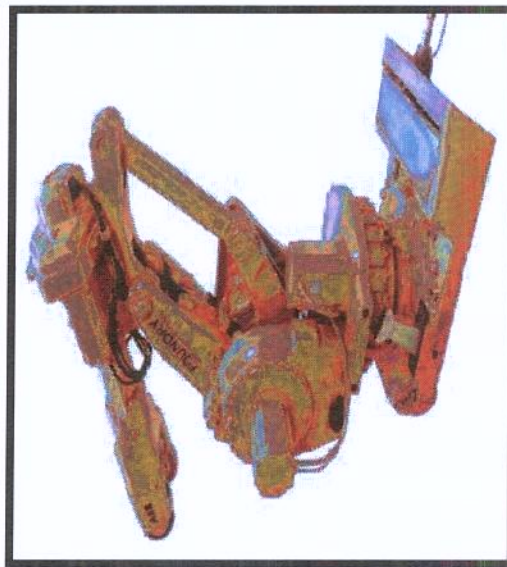


Figura 2.46 – Robô industrial

Segundo SCHIRMER (2005), na análise gráfica dos mecanismos são necessários desenhos mostrando os pontos no qual o mecanismo deve atingir de acordo com a sua configuração. Existem diversas formas utilizadas para que possa ser realizada esta verificação e construiu-se uma maquete para permitir a verificação de todas as configurações e especificações. A Figura

2.47 apresenta tipos de configurações. Neste caso, dedicou-se aos mecanismos de barras paralelas tipo paralelogramos ou estrutura de quatro barras.

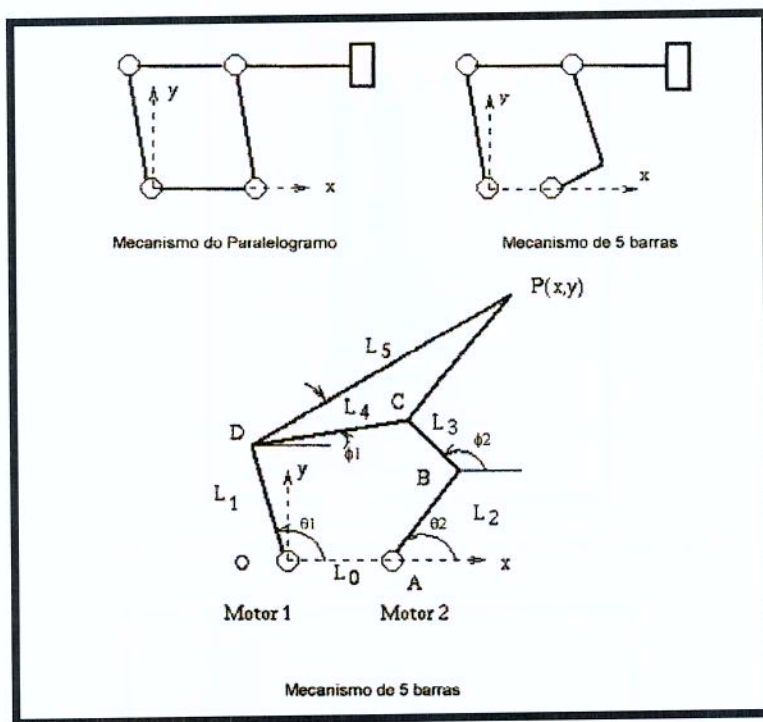


Figura 2.47 – Configurações possíveis para o mecanismo

Considerando um mecanismo de 4 barras montado utilizando apenas juntas de revolução (tipo R). Esse mecanismo é denominado 4R. Para um determinado ângulo de entrada q_2 , a Figura 2.48 mostra as duas formas possíveis de montar esse mecanismo se forem conhecidos os comprimentos das barras entre as articulações. Uma forma é chamada aberta e a outra cruzada.

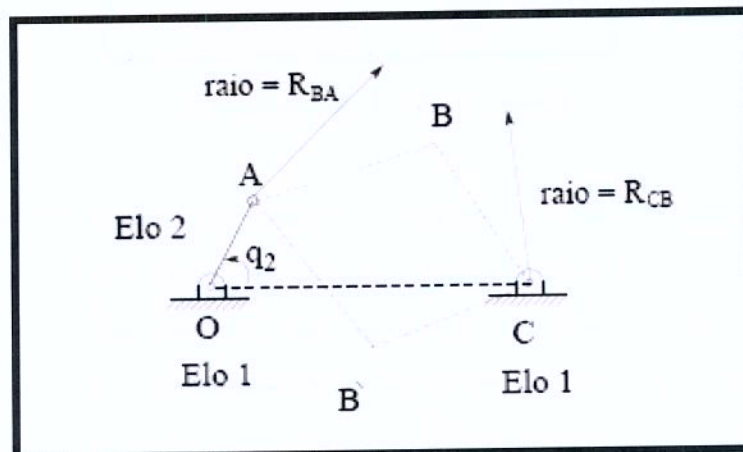


Figura 2.48 – Mecanismo de quatro barras com duas montagens possíveis

A Figura 2.49 e a Figura 2.50 mostram uma patente publicada por AGRAWAL, FATTAH e BANALA (2006) onde ilustra a utilização de paralelogramos auxiliares juntamente com molas com objetivo de atingir o equilíbrio da gravidade utilizando estrutura fixa.

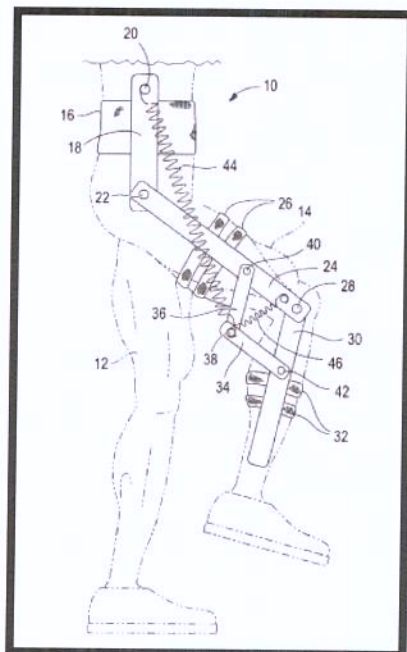


Figura 2.49 – Representação esquemática do exoesqueleto para suporte de perna

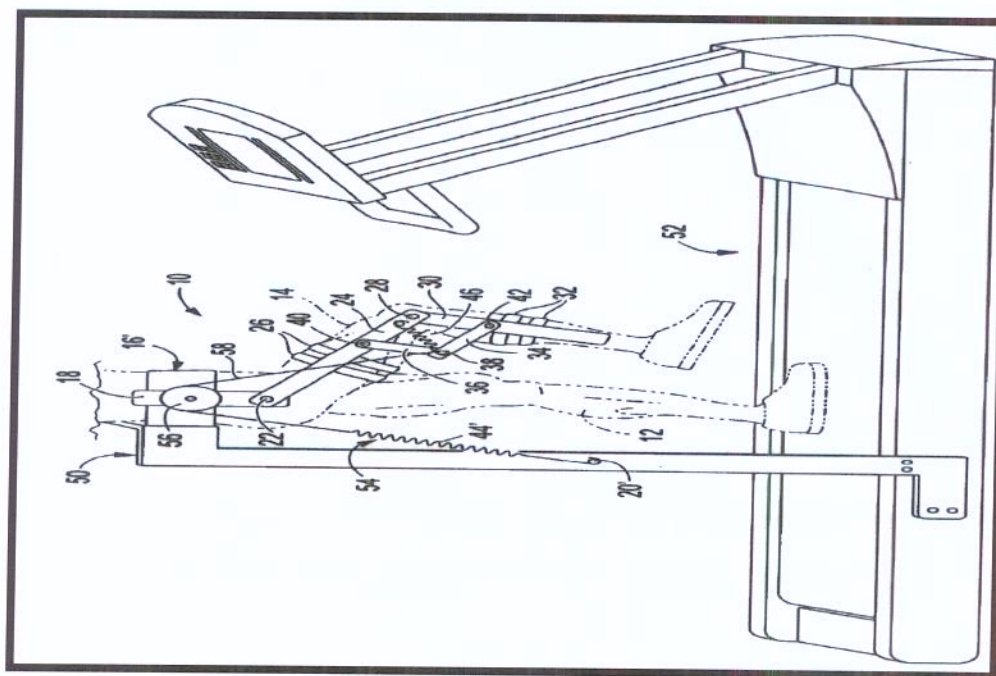


Figura 2.50 – Representação do dispositivo completo

Pub. Nº: US 2006/0241539 A1, 26 oct. 2006

2.6.2 Problemas de posicionamento

Existem diversos tipos de problemas de posicionamento para a estrutura do paralelogramo relacionados com sua montagem para cálculos dos ângulos de interesse. Veremos dois métodos analíticos de resolução deste problema para a forma aberta e para a forma cruzada. O método de aplicação da Lei dos Cossenos e o método de Freudenstein estão detalhados no Apêndice A.

2.6.3 Considerações sobre estrutura do paralelogramo

Segundo FERNANDES (1997), a estrutura do paralelogramo é bastante difundida no meio robótico. Assim como na estrutura articular (conforme Figura 2.51), as órteses em geral possuem motores que desenvolvem os torques de acionamento.

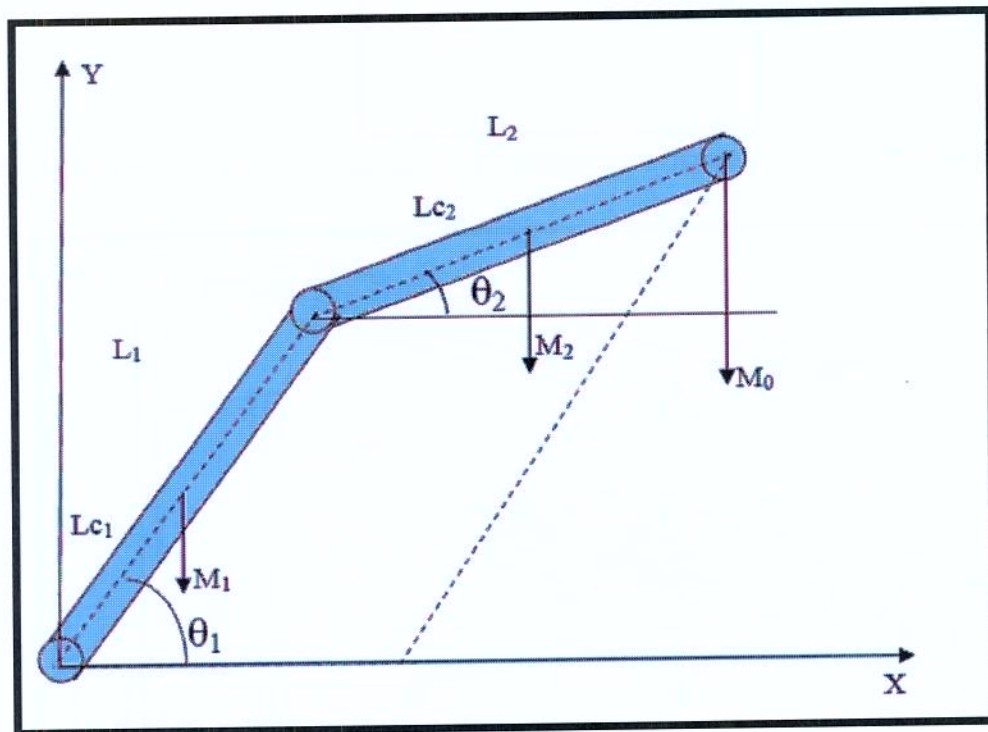


Figura 2.51 – Manipulador polar com dois graus de liberdade

A estrutura planar da Figura 2.51 é composta de dois links com comprimentos L_1 e L_2 , massas M_1 e M_2 , com centros de massa L_{c1} e L_{c2} , respectivamente. Apresenta duas juntas

rotacionais cujas variáveis são os ângulos θ_1 e θ_2 e M_0 é a massa da carga do manipulador. Esta estrutura será utilizada para a dedução do modelo dinâmico do manipulador articulado.

A Figura 2.52 apresenta um robô com estrutura do tipo paralelogramo com dois motores de revolução os quais desenvolvem os torques de acionamento. Os dois motores coaxiais, ou seja, motores com o mesmo eixo estão dispostos axialmente apesar de acionarem links diferentes (1 e 2 na Figura 2.52).

Devido a geometria da estrutural, a rotação do motor 1 causaria somente movimento translacional (sem movimento angular) do link 3 e 4, enquanto a rotação do movimento 2 causa somente movimento angular (sem deslocamentos paralelos) deste link 4. Em algumas estruturas de robôs, um destes ou ambos os motores podem ser substituídos por atuadores translacionais (por exemplo fusos de esferas).

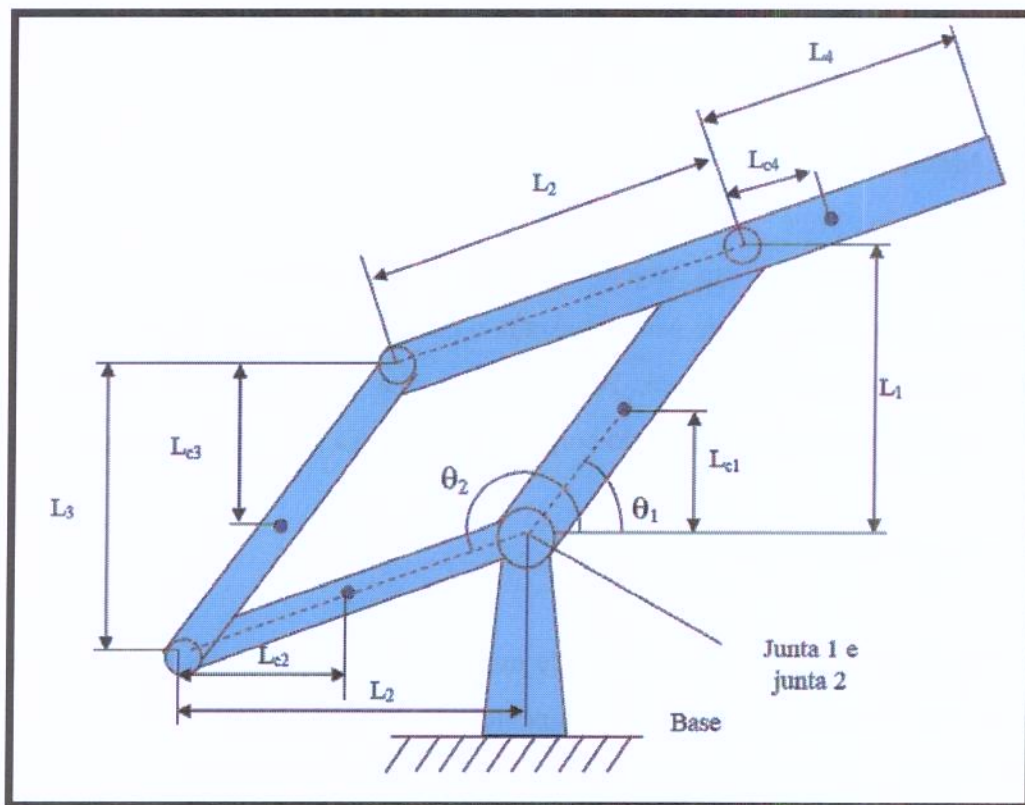


Figura 2.52 – Robô de estrutura do tipo paralelogramo

Notações utilizadas na Figura 2.52:

L_1 : Comprimento do link 1
 L_{c1} : Distância ao centro de gravidade do link 1
 θ_1 : Ângulo da junta 1
 L_2 : Comprimento do link 2
 L_{c2} : Distância ao centro de gravidade do link 2
 θ_2 : Ângulo da junta 2
 L_3 : Comprimento do link 3
 L_{c3} : Distância ao centro de gravidade do link 3
 L_4 : Comprimento do link 4
 L_{c4} : Distância ao centro de gravidade do link 4

Os manipuladores com estrutura do tipo paralelogramo têm sido desenvolvidos com um propósito inicial de eliminar a necessidade de utilização de motores pesados, que acarretam inércias maiores nos links que produzem o movimento.

2.7 Centro de Massa

O centro de massa de um objeto qualquer é na verdade uma posição definida matematicamente. Esta posição pode ser encontrada a partir da massa do objeto e da atuação de uma força externa resultante sobre ele. Pode-se dizer que o centro de massa ou centro de gravidade é o ponto de aplicação do peso do corpo (Peso = massa x aceleração da gravidade).

2.7.1 Cálculo do centro de massa

A definição física de centro de massa é de um conjunto de partículas ($m_1, m_2, \dots, m_i$), cujas posições podem ser representadas pelos vetores posição ($r_1, r_2, \dots, r_i$) respectivamente, em relação a um referencial inercial (posições relativas a um observador que seja ele próprio uma partícula ou sistema livre). É uma posição cujo vetor é assim definido:

$$r_{cm} = \frac{\sum m_i r_i}{M} \quad (2.1)$$

M é a massa total do sistema, que é a soma de $m_1, m_2, m_3 \dots m_i$, sendo i o número do conjunto de partículas. Se tivermos dois polígonos homogêneos é fácil perceber que o centro de massa de cada uma das figuras está localizado precisamente nos respectivos centros geométricos. Mas se estas figuras estiverem ligadas, o cálculo do centro de massa dos dois polígonos, tem de considerar as massas de cada um dos polígonos com as respectivas massas (m_1, m_2) e as posições dos seus centros de massa ($x_1, y_1; x_2, y_2$).

Para problemas em que temos estruturas homogêneas, o centro de massa pode também ser determinado pelo seu centro geométrico que coincide com o centro de massa.

A todo agrupamento (rígido ou não) de corpos massivos associa-se um ponto privilegiado no espaço, seu centro de massa. No caso de corpos rígidos, convém localizá-lo no referencial do próprio corpo, para que não dependa da posição do corpo no espaço. Se um corpo rígido tiver algum vínculo (estiver preso a um ponto ou a um eixo), mas ainda tiver alguma liberdade de movimento e estiver sob a ação da gravidade então seu centro de massa tenderá a assumir a posição mais baixa possível.

Segundo AGRAWAL, GARDNER e PLEDGIE (2001), o centro de massa é uma propriedade importante de uma máquina. Em geral, o cálculo do centro de massa é feito por pós-processamento cinemático de dados obtidos através de movimentos humanos.

No século passado, GOKCE e AGRAWAL (1999), investigaram a utilização de links auxiliares para estudo do centro de massa do corpo em movimento, descrevendo como paralelogramos auxiliares poderiam ser acrescentados a um mecanismo planar a fim de encontrar o centro de massa. Seus links auxiliares diferem das descrições dos links apresentadas no item 2.5 deste trabalho, pois neste estudo os links estavam desprovidos de massa, assim o conceito em sua forma determinada não pode ser aplicado para construir projetos realizáveis de mecanismo com equilíbrio da gravidade. Para este estudo os paralelogramos auxiliares serão usados para localizar fisicamente o centro de massa do mecanismo.

2.8 Equilíbrio da gravidade

Na literatura, um grande número de métodos tem sido proposto para fazer o equilíbrio de máquinas.

Segundo BANALA et al (2004), para fazer o equilíbrio das órteses de membros inferiores é necessário que a energia potencial seja constante. Pode-se conseguir este objetivo acrescentando contrapesos (Figura 2.53), molas (Figura 2.54) ou localizando o centro de massa fixo no espaço (Figura 2.55).

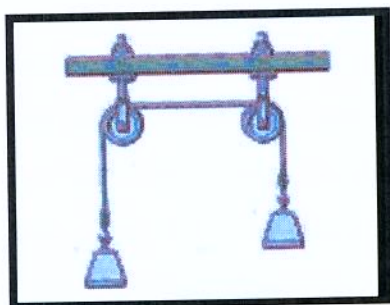


Figura 2.53 – Contrapesos

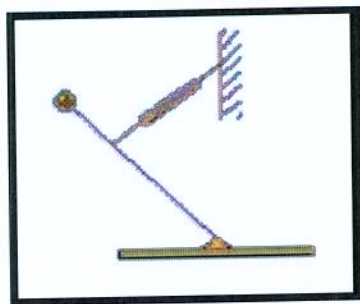


Figura 2.54 – Molas

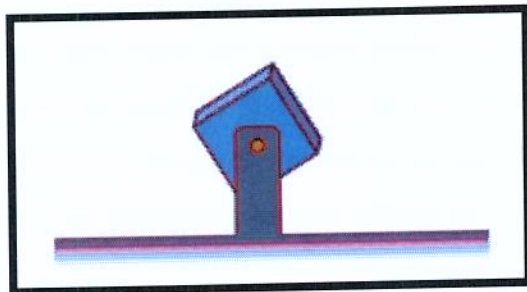


Figura 2.55 – Centro de Massa

Para identificar o centro de massa do mecanismo do paralelogramo é utilizado o Método Híbrido, ou seja, sistema composto por duas soluções. O Método Híbrido localiza o centro de massa utilizando paralelogramos auxiliares e gera o equilíbrio da gravidade utilizando molas, conforme Figura 2.56.

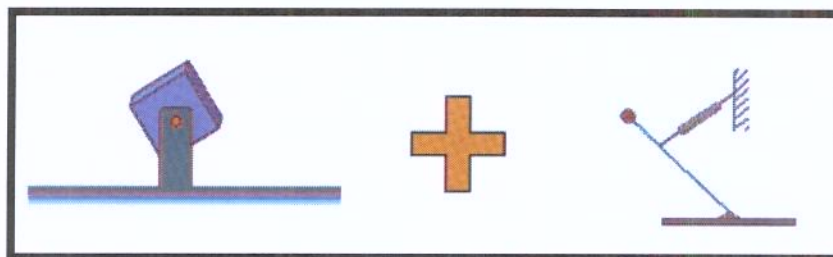


Figura 2.56 – Método Híbrido

2.8.1 Cálculo do equilíbrio da gravidade

Segundo AGRAWAL e FATTAH (2004), existem diversas maneiras de fazer o equilíbrio da gravidade.

O que determina o ponto de equilíbrio de um corpo da forma como acabamos de descrever é a localização do chamado centro de gravidade, que nada mais é que o "ponto de aplicação" da força gravitacional, ou seja, força peso. Quando temos uma situação em que o campo gravitacional pode ser considerado uniforme⁴, o centro de gravidade coincide com o centro de massa. Este é o motivo de o centro de massa às vezes ser chamado de centro de gravidade.

Para equilibrar a força da gravidade devem-se adicionar molas em lugares apropriados no dispositivo de tal forma que a soma da energia potencial total gravitacional e elástica torna-se invariante com a configuração. Uma grande vantagem das molas é que elas acrescentam muito pouca inércia ao sistema.

⁴Campo uniforme é quando se tem o mesmo valor em qualquer posição e pode ser representado por linhas paralelas entre si em regiões próximas.

A energia potencial de uma mola conectada entre dois pontos separados por uma distância d , é descrita como: $1/2Kd^2$ ou $1/2K(d-l_0)^2$. O primeiro caso é para o comprimento igual a zero, enquanto o segundo representa a energia de uma mola com comprimento l_0 . O equilíbrio da gravidade tem sido proposta em reabilitação.

Não será apresentado o equilíbrio da gravidade utilizando contrapeso, pois não é foco deste estudo, mas será mostrado uma fundamentação teórica e matemática baseada no equilíbrio da gravidade utilizando paralelogramos auxiliares no subitem 2.8.1.1, utilizando molas no subitem 2.8.1.2, para depois mostrar o equilíbrio da gravidade usando os paralelogramos auxiliares e as molas (Método Híbrido) no subitem 4.1.1.

2.8.1.1 Utilizando paralelogramos auxiliares

Através deste método é possível determinar o centro de massa (CM) e tornar o sistema com inércia fixa. Primeiro, o CM do sistema é determinado utilizando paralelogramos auxiliares, como ilustrado através de um exemplo na Figura 2.57 (FATTAH e AGRAWAL, 2005).

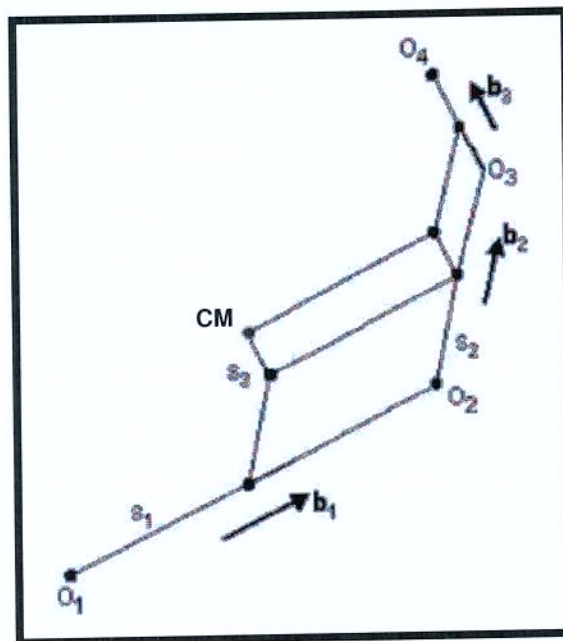


Figura 2.57 – Sistema de três links utilizando paralelogramos auxiliares para determinar o centro de massa do sistema

A localização CM de um sistema com três links a partir do ponto O_1 é dada por:

$$r_{O_1C} = s_1 b_1 + s_2 b_2 + s_3 b_3 \quad (2.2)$$

Onde:

r_{O_1C} = centro de massa do ponto O_1 ao ponto C

b_i = vetor unitário ao longo do link i

s_i = distância ao longo do link i

Sendo:

$$s_i = \frac{1}{M} \left(\sum_{K=i+1}^n m_K l_K + m_i l_{*i} \right) \quad (2.3)$$

$$M = \sum_{i=1}^n m_i \quad (2.4)$$

Conforme a Figura 2.57, b_i é o vetor unitário ao longo do link i , $l_i = O_i O_{i+1}$ é o comprimento do link i , M é a massa total do sistema. Neste exemplo, o número de links é três ($n = 3$) e l_{*i} é a localização do centro de massa do link i até O_i . Note que s_i são fatores de geometria e distribuição de massa dos links e, normalmente, são indicados pela terminologia "comprimento escalar". Os três comprimentos escalares podem ser utilizados para formar os paralelogramos, a fim de identificar o centro de massa.

Para o mecanismo com três links, o sistema consiste de paralelogramos em duas divisões. A primeira parte tem dois paralelogramos enquanto a segunda tem apenas um. Este procedimento pode ser estendido para n links. Se o dispositivo está conectado à base, no ponto CM , o centro de massa se torna um ponto fixo, bem como o sistema com equilíbrio da gravidade.

2.8.1.2 Utilizando molas

Conforme descrito anteriormente, existe uma teoria que fundamenta este método que consiste em adicionar molas em locais definidos no dispositivo para que a soma total da energia potencial gravitacional e energia potencial elástica seja invariante. Exemplifica-se o procedimento através de um projeto com um único link.

Sendo um link conectado por uma junta de revolução a uma estrutura com inércia fixa e apoiada por uma mola como mostrado na Figura 2.58.

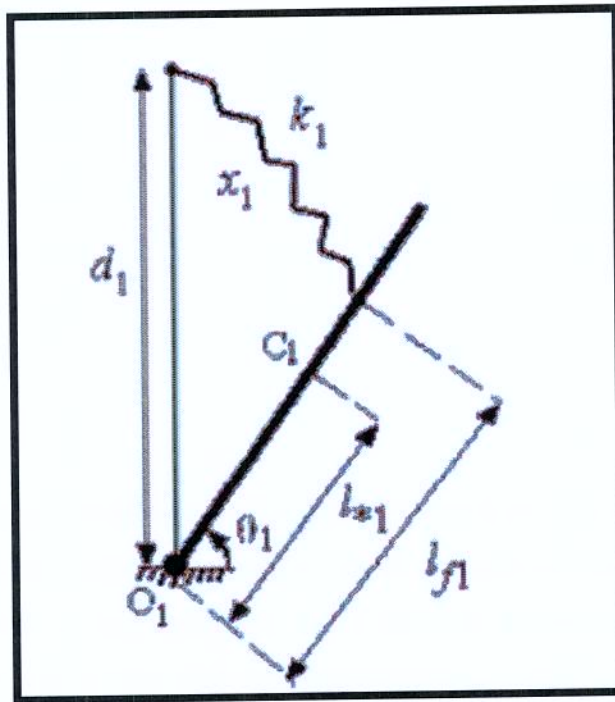


Figura 2.58 – Link conectado por uma junta de revolução a uma estrutura com inércia fixa e apoiada por uma mola

A energia potencial do sistema compreende a energia potencial gravitacional V_g e a energia potencial elástica V_s devido à mola é:

$$V = V_{elástica} + V_{gravitacional} \rightarrow V = V_s + V_g \quad (2.5)$$

$$V = \frac{k_1 x_1^2}{2} + M_1 g h$$

$$V = \frac{k_1 x_1^2}{2} + M_1 g l_{*1} \sin \theta_1 \quad (2.6)$$

Utilizando cálculos trigonométricos com base na Figura 2.56, obtém-se:

$$x_1^2 = (d_1^2 + l_{f1}^2 - 2d_1 l_{f1} \sin \theta_1) \quad (2.7)$$

Substituindo a equação (2.7) na equação (2.6):

$$V = \frac{k_1 (d_1^2 + l_{f1}^2 - 2d_1 l_{f1} \sin \theta_1)}{2} + M_1 g l_{*1} \sin \theta_1$$

$$V = \frac{k_1 (d_1^2 + l_{f1}^2)}{2} - k_1 d_1 l_{f1} \sin \theta_1 + M_1 g l_{*1} \sin \theta_1$$

$$V = \frac{k_1 (d_1^2 + l_{f1}^2)}{2} + (M_1 g l_{*1} - k_1 d_1 l_{f1}) \sin \theta_1 \quad (2.8)$$

Onde $\sin \theta_1$, l_{*1} e m_1 são as localizações do centro de gravidade do link e l_{f1} e d_1 são as localizações da conexão das molas, como mostra a Figura 2.58. Além disso, k_1 e x_1 são as constantes de rigidez e deformação da mola. Nesta análise, presume-se que a deformação do comprimento da mola é igual à zero. Em outras palavras, a força da mola é zero quando a deformação da mola também é zero, ou seja, $x_1=0$ quando $\theta_1= 90$ graus. A energia potencial torna-se constante quando o coeficiente do termo que possui variáveis trigonométricas desaparece e isto acontece quando:

$$\frac{\partial V}{\partial \theta} = 0 \quad (2.9)$$

Assim:

$$M_1 g l_{*1} - k_1 d_1 l_{f1} = 0$$

$$k_1 = \frac{M_1 g l_{*1}}{d_1 l_{f1}} \quad (2.10)$$

2.9 Tecnologias mundiais recentes

As pesquisas para o desenvolvimento de novas próteses vão muito além da busca pela performance atlética. Afinal, a maioria das vítimas da tragédia pessoal de perder um pé tem necessidades triviais. Eles não querem fazer nada além do que já faziam antes, como andar até a padaria da esquina ou jogar tênis com um amigo no fim de semana. A tecnologia caminha para restabelecer essas funções, mesmo quando os obstáculos são imensos.

Segundo RAMALHO (2008), há muito tempo a ciência tenta desenvolver equipamentos capazes de substituir ou completar órgãos humanos. Agora eles estão se tornando cada vez mais parecidos com órgãos naturais. O responsável é a computação, aliada ao desenvolvimento de materiais. Já existem olhos e ouvidos artificiais e membros do corpo criados com estrutura de fibra de carbono e movimentados por meio de microchips. Por enquanto, a maior utilidade dessas máquinas está na ortopedia.

Estão surgindo os primeiros braços mecânicos que fazem movimentos semelhantes aos de braços naturais e podem ser controlados com o próprio pensamento. Em pouco tempo, afirmam os pesquisadores, haverá máquinas que não só copiarão os movimentos humanos como vão melhorá-los. Com a ajuda desses aparelhos, seria possível até enxergar mais longe, correr mais rápido e escutar através das paredes.

Segundo BERGAMO (2008), uma tecnologia revolucionária promete transformar a vida das pessoas que utilizam próteses. Trata-se da primeira mão mecânica diretamente conectada ao sistema nervoso. Essa ligação faz com que o membro artificial não apenas obedeça aos comandos

do usuário, como também capte e envie ao cérebro informações sobre o meio externo. Dessa forma, o paciente tem sensações de frio e calor, por exemplo, além de conseguir, com mais facilidade, controlar os movimentos da prótese. Este trabalho resulta da parceria de seis dos principais centros de tecnologia biomédica da Europa.

O funcionamento da nova prótese depende de uma série de sensores, cabos finíssimos, eletrodos e pequenos motores. A orquestração desses dispositivos recria o fluxo de informações que acontece naturalmente entre o cérebro e uma mão sadia. O avanço só foi possível graças à criação de eletrodos especiais que são implantados nas terminações nervosas do braço do paciente e que se comunicam com a prótese por ondas eletromagnéticas. O cérebro, dessa forma, transmite comandos à mão biônica e recebe informações dela, sem que exista uma ligação invasiva entre a prótese e os nervos. A tecnologia, portanto, evita os riscos de infecção.

Outra vantagem inédita do aparelho será a de não requerer que o paciente mantenha a atenção fixa em seus movimentos e nos objetos com os quais interage. Como a prótese é capaz de transmitir sensações, o usuário poderá controlar com precisão a força necessária para cortar um papel ou avaliar se um chá está quente demais para ser bebido, por exemplo, sem que, para isso, precise interromper todas as outras atividades.

A CNN (2008) mostra uma ligação entre próteses e o bluetooth, que são transmissores que conseguem enviar sinais para os motores. A tecnologia Bluetooth começa a mostrar seus benefícios também para a medicina. De acordo com o site da CNN, dois soldados que tiveram as pernas amputadas durante a Guerra do Iraque voltaram a andar com próteses que empregam a tecnologia. Joshua Bleill, 30 anos, é um dos soldados que se beneficia com a prótese. Em 2006, ele teve as duas pernas amputadas. Chips implantados em cada uma das pernas mecânicas enviam sinais para motores nas juntas artificiais e então os joelhos e tornozelos se movem em harmonia. Quando a prótese da perna esquerda se move, o chip envia informações de velocidade e posição, por exemplo, para a perna direita, que pode identificar qual será o próximo movimento da pessoa.

Conforme LOPES (2008), o conjunto eletrônico da primeira prótese biônica analisa até 1.600 dados por segundo e se trata da pisada artificial mais próxima da natural. As próteses

biônicas conseguem identificar automaticamente desníveis a partir de um centímetro, o que lhes permite adaptar a pisada à altura necessária para vencer os obstáculos do terreno. Se não fosse por isso, seus portadores viveriam tropeçando. É o que ocorre com os que utilizam próteses tradicionais, quando não prestam atenção no chão em que pisam.

O funcionamento de uma prótese de perna moderna é diferenciado de acordo com o tipo de fonte de energia utilizada, podendo ser: elétrica, pneumática ou hidráulica. A Figura 2.59 contempla o funcionamento da prótese biônica fabricada pela Ossur, onde cada numeração é especificada abaixo:



Figura 2.59 – Prótese biônica fabricada pela Ossur

1. Dois sensores localizados na base da perna captam as informações necessárias para a locomoção, sendo: o peso do paciente, o ponto de apoio do corpo no chão e o ângulo do terreno.
2. Um software capaz de analisar 1.600 informações por segundo interpreta as mensagens enviadas pelos sensores. Em seguida estes dados são enviados para o motor da prótese.
3. Um minimotor executa os comandos determinados pelo software. Com isso, o paciente pode caminhar, correr, subir e descer escadas de forma muito semelhante à natural.
4. Do tamanho de uma caixa de fósforos e com 200 gramas de peso a bateria da prótese funciona por 36 horas ininterruptas e ela é carregada durante 30 minutos na tomada.

Segundo BARBOSA (2008), as empresas estão obstinadas a criar rostos artificiais perfeitos, capaz de reproduzir as expressões humanas. Alguns modelos, conforme Figura 2.60, já sincronizam o movimento dos olhos e da boca com os sons que emitem.

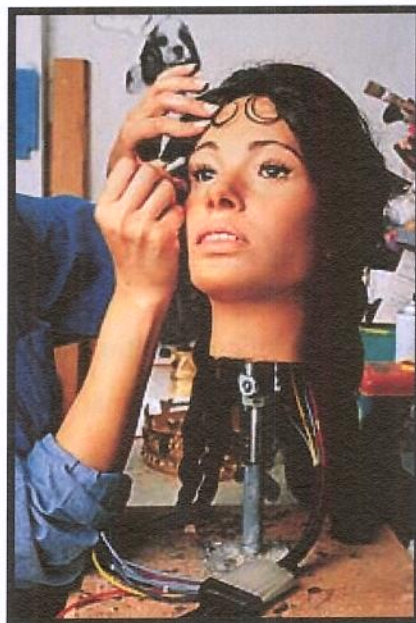


Figura 2.60 – Criação de rostos artificiais com sincronização do movimento e som

Pesquisas semelhantes estão sendo feitas no Instituto de Tecnologia de Massachusetts e na Universidade de Ciência de Tóquio, com máquinas que podem conjugar até nove expressões diferentes, que vão da alegria à surpresa ou à raiva. Os pesquisadores acreditam que conferir atributos humanos às máquinas é essencial para que elas sejam bem-aceitas pelas pessoas.

No Japão, os cientistas fabricaram um robô capaz de aprender movimentos apenas vendo os seres humanos executá-los, conforme Figura 2.61. É o DB, ou Dynamic Brain, uma máquina idealizada por engenheiros e neurologistas, que já aprendeu a dançar e até alguns truques de malabarismo. Ele tem sensores e pequenos computadores nos joelhos e tornozelos que orientam os movimentos. Com isso, os pesquisadores tentam reproduzir os reflexos típicos de um ser vivo, sem sobrecarregar o computador central, localizado na "cabeça" (BARBOSA, 2008).

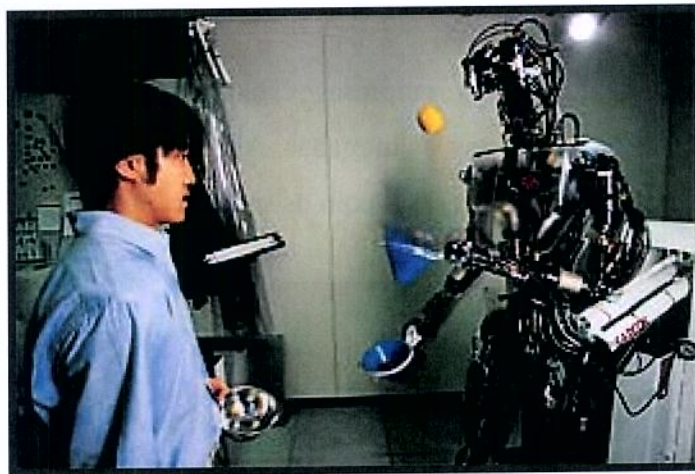


Figura 2.61 – Robô DB aprende movimentos olhando os seres humanos executá-los

O que se espera de um equipamento robótico de última geração é que seja capaz de captar informações do ambiente em que está e com base nelas tomar decisões autônomas. O mercado da robótica industrial é relativamente miúdo. Movimenta apenas quatro bilhões de dólares por ano, metade das vendas anuais de CDs musicais, mas ninguém duvida de que se trata de um negócio de futuro.

Muito comuns nas linhas de montagem, as máquinas dotadas de braços mecânicos já começam a chegar aos hospitais, como o robô alemão Da Vinci, que realiza cirurgias cardíacas por controle remoto, em vários países europeus, ilustrado na Figura 2.62. A grande vantagem é a

precisão com que cortes e manobras são feitos, sem que seja necessário abrir todo o tórax do paciente.

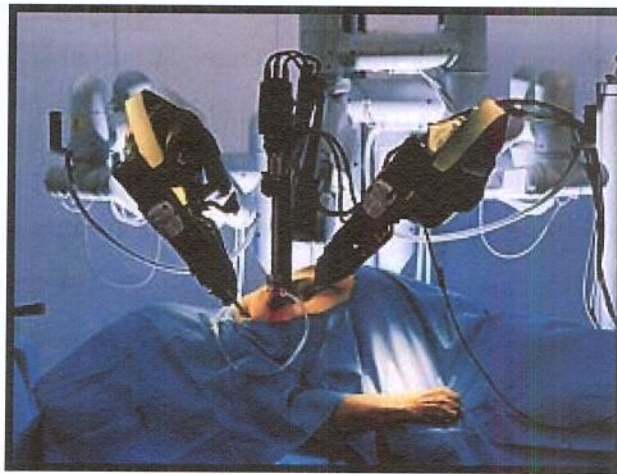


Figura 2.62 – Robô Da Vinci

Outra novidade é a prótese inteligente, uma perna automática capaz de perceber o tipo de terreno que pisa e dosar o grau de absorção de impactos e a resistência no ponto em que é adaptada ao membro mutilado. Criada no Instituto de Tecnologia de Massachusetts, nos Estados Unidos, pelo pesquisador Hugh Herr, que perdeu as duas pernas num acidente de alpinismo, a prótese é uma perna biônica, que funciona de modo similar ao membro humano, conforme Figura 2.63.

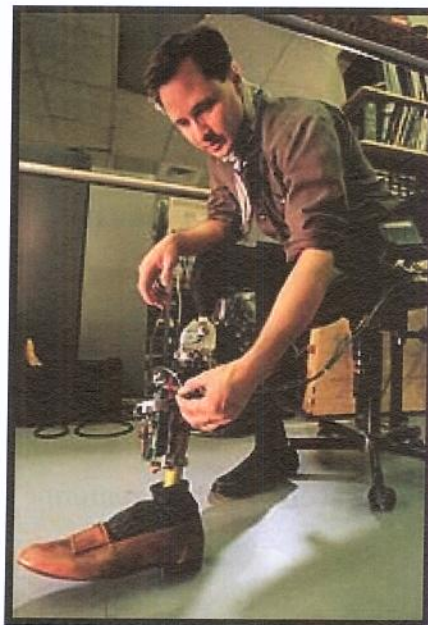


Figura 2.63 – Perna biônica

Segundo FASANELLO (2008), uma vida saudável e cuidados básicos em casa podem evitar acidentes, o risco de queda aumenta na terceira idade. As pernas, sem a mesma firmeza de antes, e a dificuldade de locomoção tornam-se um obstáculo perigoso, justamente quando os ossos estão mais frágeis. O eixo de sustentação do corpo se desloca à medida que a coluna vertebral se curva e o equilíbrio é afetado.

O avanço é notável, sobretudo quando se pensa que, durante séculos, a Ciência tentou substituir o membro perdido pela cópia mais similar. A estética predominava sobre a funcionalidade. A tecnologia só disparou quando a Medicina conseguiu se livrar da obsessão estética e passou a se preocupar com a mecânica do movimento.

2.9.1 Exoesqueletos

Um exoesqueleto é uma máquina que pode ser vestida, dando às pessoas habilidades melhoradas, como andar, correr mais rápido, carregar equipamentos pesados, entre outros. Existem inúmeras aplicações, como por exemplo: campos de batalha, reabilitação humana e aplicações comerciais. De forma geral, os usuários se beneficiam com ganho de resistência e força ao utilizarem o equipamento.

Segundo BONSOR (2008), os humanos não são as criaturas mais rápidas do planeta e só podem levantar e carregar uma quantidade limitada de peso. No campo de batalha, essas fraquezas podem ser fatais, e é por esta razão que a DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency) agência do Departamento de Defesa dos EUA para Projetos de Pesquisa Avançada, solicitou propostas para sistemas de aprimoramento de desempenho humano e está investindo US\$ 50 milhões no desenvolvimento de um traje de exoesqueleto para tropas terrestres. A agência militar disse que os testes dessa nova tecnologia estão a pelo menos uma década de distância, o que significa que vai demorar muito antes que os soldados possam usar esses sistemas de aprimoramento corporal em batalhas, conforme Figura 2.64.

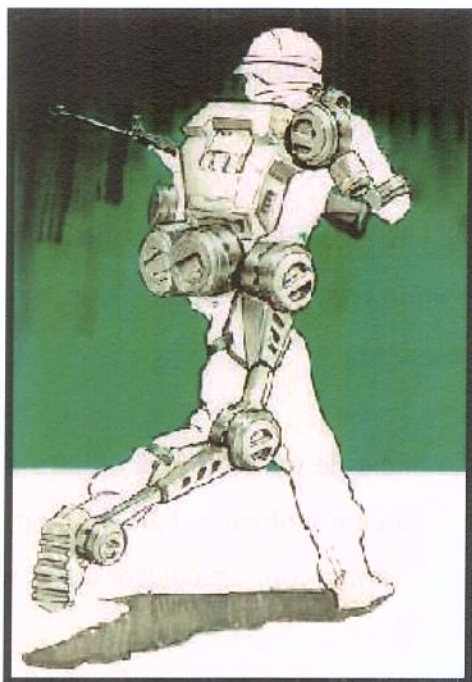


Figura 2.64 – Desenho artístico da aparência dos soldados do futuro

Espera-se que esses equipamentos dêem aos soldados mais força e velocidade, além de computadores incorporados para auxiliá-los a se deslocar pelos territórios inimigos, habilidade de correr mais rápido, carregar armas mais pesadas e saltar sobre grandes obstáculos. No entanto, a dificuldade encontrada pelos pesquisadores é quanto ao modo como essas máquinas serão alimentadas e como elas reagirão ao movimento humano, que são descritas a seguir:

Para o funcionamento do exoesqueleto, cinco elementos terão de ser unidos em um único produto: estrutura, energia, controle, movimento e biomecânica.

- **Materiais estruturais** - o exoesqueleto terá de ser feito de materiais ou ligas fortes, leves e flexíveis.

- **Fonte de energia** - o exoesqueleto deve ter energia suficiente para funcionar por pelo menos 24 horas sem precisar de qualquer tipo de reabastecimento, e a energia deve ser gerada por algo que possa ser vestido por uma pessoa. Criar uma máquina silenciosa é também uma tarefa muito difícil para os pesquisadores, já que essa máquina deverá ser alimentada por algum tipo de motor.

- **Controle** - os controles para a máquina devem ser perfeitos, para que o usuário tenha a capacidade de agir normalmente.

- **Movimento** - os projetistas terão de dar à máquina a habilidade de se mover de maneira suave, para que o usuário não se sinta muito desconfortável. Além disso, os mecanismos de movimento devem ser silenciosos e eficientes, como o motor.

- **Biomecânica** - Os exoesqueletos devem poder andar de um lado para o outro e de frente para trás exatamente como uma pessoa se moveria em algum ambiente. Para facilitar toda essa necessidade de biomecânica, é necessário projetar a estrutura com articulações que se dobram como as dos seres humanos.

Além disso, é necessário que esses exoesqueletos sejam capazes de sentir o movimento humano e reagir a ele, além de converter energia derivada de alguma fonte em potência de movimento que possa auxiliar os usuários. São grandes os desafios no caminho dos desenvolvedores, e provavelmente muitos novos equipamentos e inovações estão sendo desenvolvidos para tornar possível o funcionamento dos exoesqueletos. Os exoesqueletos militares também poderiam levar a outras novidades na fabricação de robôs mais parecidos com os humanos.

A General Electric (GE) desenvolveu o traje corporal elétrico e hidráulico Hardiman na década de 60. O problema daquele traje foi que ele era tão grande e pesado (680 kg) que acabava não sendo prático. No entanto, há materiais mais avançados, como a fibra de carbono, e outros mecanismos disponíveis atualmente que podem ser usados para construir um exoesqueleto mais aerodinâmico. Mesmo assim, ainda há outros desafios a serem vencidos no desenvolvimento.

Muitas pessoas e universidades têm trabalhado na área de construção de exoesqueletos para beneficiar os seres humanos, como serão mostradas nas sete figuras que sucedem.

A Figura 2.65 mostra um exoesqueleto pneumático desenvolvida no Instituto de Tecnologia de Kanagawa, em Atsugi, no Japão, que permite Akiko Michihisa, uma profissional de educação física, carregar 20 kg sem se cansar.



Figura 2.65 – Instituto de Tecnologia de Kanagawa (IEEE SPECTRUM, 2008)

A Figura 2.66 ilustra um exoesqueleto construído por japoneses, chamado de HAL-5. Segundo VEIGA (2008), ele foi desenvolvido para ajudar as pessoas debilitadas a recuperar sua força executando as tarefas diárias, ou seja, não precisam ficar descansando e fazendo fisioterapia, elas podem continuar vivendo normalmente, e, com a ajuda do exoesqueleto, poderão recuperar sua força.

O traje, desenvolvido pelo professor Yoshiyuki Sankai na Universidade de Tsukuba no Japão, é controlado por sensores presos à pele do usuário, detectando as atividades elétricas dos seus músculos, evitando que se faça muito esforço para controlar o traje. Uma armadura que permite aumentar a força de uma pessoa em até 10 vezes.



Figura 2.66 – Universidade de Tsukuba (IEEE SPECTRUM, 2008)

O Instituto Coreano de Ciência e Tecnologia, em Seul, criou um exoesqueleto comandante do braço que pode controlar um robô humanóide da armas, conforme mostra a Figura 2.67.



Figura 2.67 – Instituto Coreano de Ciência e Tecnologia (IEEE SPECTRUM, 2008)

A Figura 2.68 mostra o L-EXOS, desenvolvido na Scuola Superiore Sant'Anna, em Pisa, Itália, é um exoesqueleto de braço e mão utilizado no ser humano para a interação com ambientes virtuais.

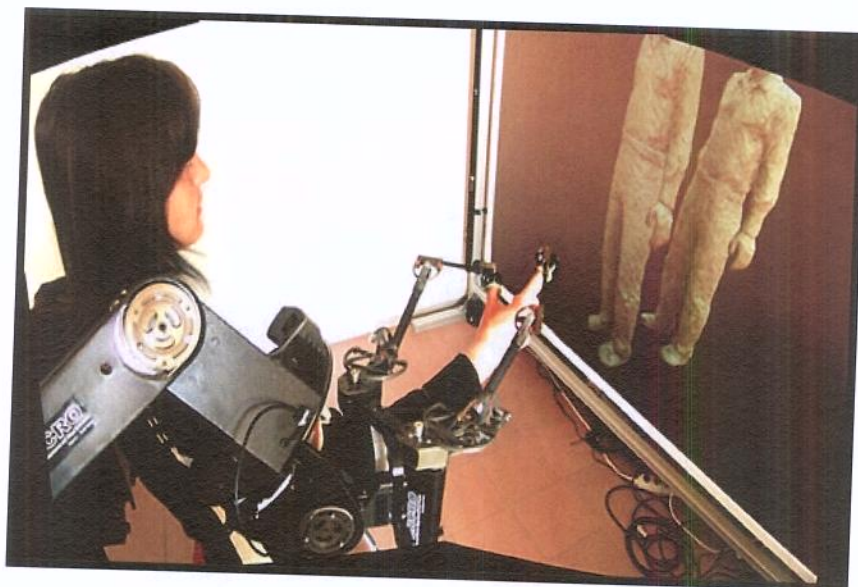


Figura 2.68 – Scuola Superiore Sant'Anna (IEEE SPECTRUM, 2008)

Um grupo da Universidade de Salford, em Manchester, Inglaterra, desenvolveu um braço exoesqueleto que ajuda os usuários na reabilitação exercícios, conforme ilustra a Figura 2.69.

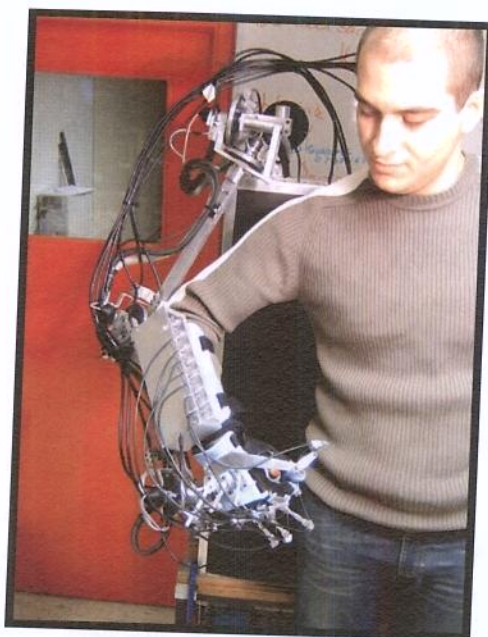


Figura 2.69 – Universidade de Salford (IEEE SPECTRUM, 2008)

Jacob Rosen, um professor da Universidade de Washington, em Seattle, demonstra um exoesqueleto de braço completo concebido para ajudar pessoas que sofrem de várias deficiências neurológicas, ilustrado na Figura 2.70.



Figura 2.70 – Universidade de Washington (IEEE SPECTRUM, 2008)

Conforme a Figura 2.71, um grupo da Universidade Saga, na Cidade de Saga, no Japão, desenvolveu um exoesqueleto de membro superior que traduz os sinais neuromusculares em movimento robótico.



Figura 2.71 – Universidade Saga (IEEE SPECTRUM, 2008)

A Honda adotou um enfoque diferente, acreditando que, para auxiliar uma pessoa simplesmente a caminhar mais facilmente, é necessário um aparato muito mais simples. O objetivo do equipamento é auxiliar pessoas idosas e pacientes em recuperação a caminhar sem esforço excessivo, conforme Figura 2.72.

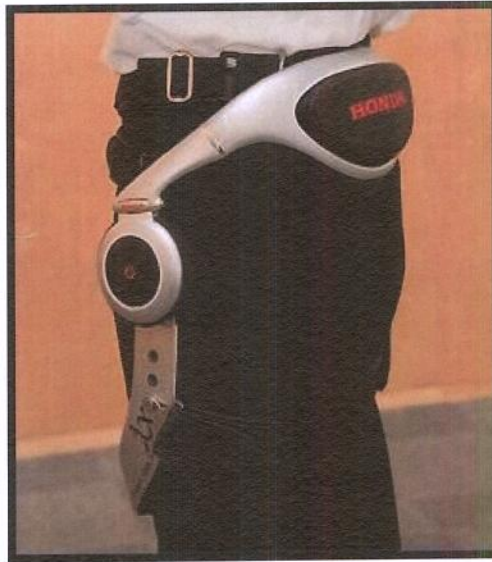


Figura 2.72 – Mini-exoesqueleto WAD Honda (INOVAÇÃO TECNOLÓGICA, 2008)

Neste sistema, as informações coletadas por sensores localizados nas coxas e no quadril são enviadas para um microprocessador central que calcula a força necessária a cada momento em cada um dos motores. A CPU envia então os comandos adequados para os motores, que ajudam a movimentar as pernas. Uma bateria de íons de lítio de 22 V e 1 Ah permite o funcionamento ininterrupto do exoesqueleto por 2 horas, com o usuário andando a uma velocidade de 4,5 km/h.

PONTES (2008) apresenta a invenção ReWalk, fabricada pela empresa Argo Medical Technologies, Israelense, que pode ser vestida como uma roupa, com a função de ajudar os paraplégicos a caminharem. Esta invenção dá esperanças concretas aos paraplégicos de viverem menos tempo na cadeira de rodas. É um traje motorizado que garante a quem tem paralisia da cintura para baixo realizar movimentos impossíveis, como ficar de pé, caminhar, subir e descer escadas e rampas. A vantagem em relação às cadeiras de rodas mais modernas, que apenas colocam o corpo na vertical, o ReWalk permite que se ande sobre os próprios pés, como mostra a Figura 2.73.



Figura 2.73 – Ex-soldado israelense utilizando o ReWalk

Isto é possível graças a uma série de suportes mecânicos acoplados ao corpo, da cintura até o tornozelo. A exigência para utilizar este tipo de órtese é que o usuário seja capaz de se equilibrar com o uso de muletas (VIEIRA, 2008).

Como funciona o ReWalk para obter passos sincronizados:

1. Os tornozelos, os joelhos e os quadris são envoltos por suportes mecânicos motorizados.
2. Por meio de um controle remoto no pulso, seleciona-se o movimento desejado – ficar de pé, andar, sentar, subir ou descer degraus.
3. A direção em que se quer o movimento é indicada por um pequeno deslocamento do abdômen, captado por sensores localizados no peito.
4. O movimento se inicia quando o corpo dá impulso com a ajuda das muletas. Se as muletas param de se mover, o deslocamento é interrompido.
5. O sistema é alimentado por baterias recarregáveis, colocadas numa mochila.

A órtese utiliza um suporte para braços com uma armadura que integra motores de corrente contínua nas suas juntas, baterias recarregáveis, um grupo de sensores e um sistema de controle baseado num computador que se localizam inclusive em uma mochila de costas, conforme Figura 2.74.

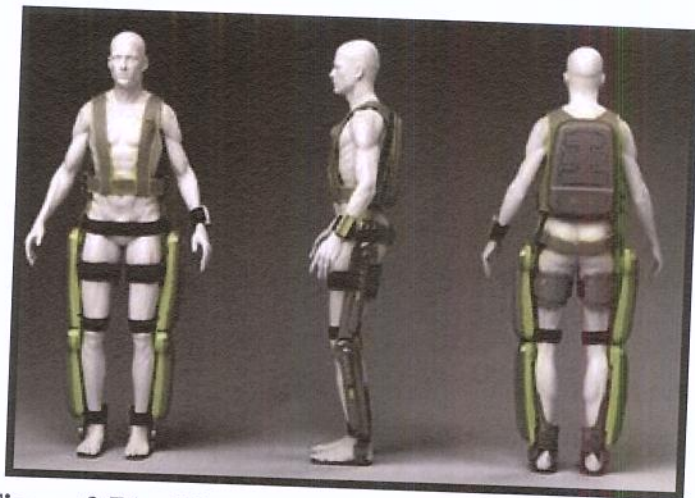


Figura 2.74 – Vistas do exoesqueleto robótico – ReWalk

Ele veste o corpo para detectar os movimentos da parte superior do corpo, que dão início ao processo de caminhada. O ReWalk pode ser utilizado o dia inteiro, e permite que o usuário sente, suba escadas, desça terrenos íngremes e até dirija. As muletas são utilizadas para ajudar na estabilidade e segurança, a Figura 2.75 ilustra um paciente, utilizando o dispositivo numa caminhada diária.



Figura 2.75 - Exoesqueleto robótico – ReWalk

O novo equipamento está em fase de testes com ex-soldados israelenses que se tornaram inválidos em ações militares, mas segundo o engenheiro israelense Amit Goffer, criador do ReWalk, o aparelho estará disponível no mercado em 2.010 e será vendido por 20.000 dólares, preço equivalente ao das cadeiras de rodas mais caras.

Segundo HURST (2008) e INOVAÇÃO TECNOLÓGICA (2008), as molas estão dando novos impulsos às pernas robóticas, que tornam os exoesqueletos mais leves e úteis. Para os pesquisadores, quando se trata de andar e correr, os humanos dão um show de eficiência e deixam os robôs a anos-luz de distância. Pois os tendões e músculos são capazes de armazenar, e liberar quando necessário, até 40% da energia que gastamos para andar. Isso não pode ser feito facilmente por meio dos motores tradicionalmente utilizados nas pernas dos próprios robôs e nas pernas robóticas utilizadas em exoesqueletos e em outros equipamentos assistivos.

Até hoje, a maioria dos exoesqueletos utiliza atuadores de alta potência e grandes, e isto se deve em grande medida ao fato de que ainda não se tem entendimento totalmente da dinâmica do andar e do correr. Após atingir esse nível de entendimento, os exoesqueletos poderão ser muito menores, menos aparentes e mais úteis.

Um caminho encontrado para solucionar este problema são as molas. Com elas torna-se possível acumular energia em um passo e liberá-la para impulsionar o próximo passo. As molas permitem também dar aos robôs o gingado característico do andar humano, que reflete bem o aproveitamento que fazemos da energia.

Os pesquisadores criaram uma perna robótica que eles batizaram de perna ECD (*Electric Cable Differential*), conforme Figura 2.76. No protótipo, não existem engrenagens entre os motores e as demais peças, somente cabos de aço. As peças estruturais da própria perna são construídas de uma fibra de vidro especial, com um comportamento semelhante ao dos arcos de flecha.

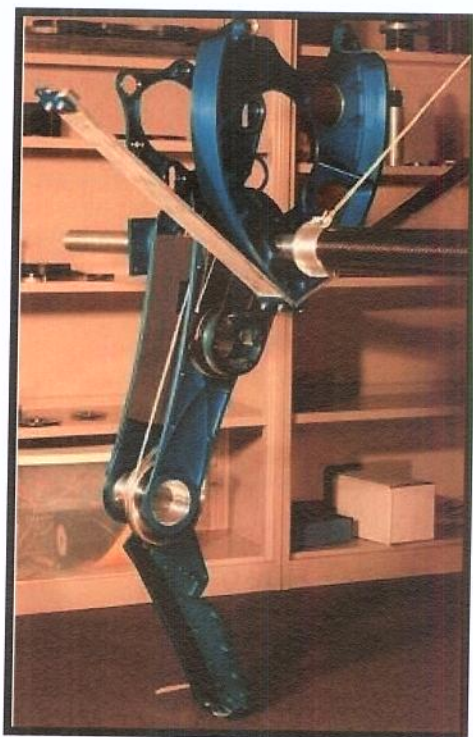


Figura 2.76 - Exoesqueleto robótico – ECD

2.10 Considerações finais do capítulo

Este capítulo mostrou os conceitos básicos sobre prótese, órtese, os fundamentos da marcha humana, modelagem cinemática, estrutura do paralelogramo, centro de massa, equilíbrio da gravidade e as tecnologias mundiais recentes com foco em exoesqueletos. Cada um destes conceitos foi necessário para o perfeito entendimento do problema em estudo e, parte deles será utilizado no desenvolvimento apresentado nos capítulos a seguir.

O próximo capítulo aborda a proposta da órtese exoesquelética com estrutura do paralelogramo para uma perna debilitada, apresentando a seleção dos parâmetros necessários para uma futura montagem e implementação do dispositivo.

Capítulo 3

Proposta de Estrutura Exoesquelética

Este capítulo apresenta a metodologia aplicada para a definição e seleção dos parâmetros da órtese exoesquelética de membros inferiores, apresentando também os dispositivos utilizados para a construção e suas características principais que conduzem a resultados experimentais confiáveis.

3.1 Requisitos Básicos

Para avançar no desenvolvimento do trabalho é necessário identificar as necessidades principais dos usuários mostrados na Tabela 3.1

Tabela 3.1 – Necessidades do sistema para utilização

<i>NECESSIDADES DO SISTEMA</i>
Possuir um mecanismo eficiente de auxílio à marcha humana
Baixo peso
Baixo custo
Confortável
Fácil manutenção
Silencioso
Estética agradável

Os dois últimos itens não foram focos do trabalho, mas são necessidades que merecem atenção. Esses itens não foram contemplados, pois os motores selecionados têm um ruído característico e é necessário um estudo mais aprofundado para minimizar este problema. Além disso, o trabalho está focado na funcionalidade e não na estética, mas não desconsideramos por inteiro esta necessidade, até porque se não tiver um padrão mínimo de estética, o dispositivo não será bem aceito pelos futuros usuários.

3.2 Pesquisa de mercado

O peso e o custo, conforme visto na introdução deste trabalho, são fatores altamente decisórios na compra de uma órtese. Muitos dispositivos sofrem rejeição, pois apresentam elevado nível de gasto energético e fadiga física e o custo não traduz um valor onde à maioria das pessoas que precisam dessas órteses podem comprar.

Com base nisso, foi realizado um levantamento na literatura das órteses exoesqueléticas existentes no mercado apresentadas no Capítulo 2, focado em peso e custo dos dispositivos, conforme ilustra a Tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Peso x Custo de órteses existentes no mercado

<i>FABRICANTES</i>	<i>PESO (Kg)</i>	<i>CUSTO (US\$)</i>	<i>Nº DA FIGURA</i>	<i>PÁGINA</i>
KANAGAWA (Japônês)	85	<i>Não está a venda no mercado</i>	2.65	83
BLEEX (Americano)	50	6.000.000	2.9(d)	23
ROBOWALKER (Americano)	19	10.000	2.9 (e)	23
HAL-5 (Japônês)	23	13.800	2.66	84
HAL-3 (Japônês)	22	14.000 a 19.000	2.9(c)	23
WAD HONDA (Japônês)	6,5	<i>Fase de viabilidade econômica</i>	2.72	87

Definido as necessidades e feito o levantamento econômico, procurou-se trabalhar para atingir o objetivo proposto neste trabalho.

3.3 Definição do mecanismo proposto

De acordo com o que foi visto na revisão bibliográfica, classificou-se como seria a órtese de membros inferiores:

- Exoesquelética
- Dinâmica, conforme Figura 3.1
- Ativa, conforme Figura 3.1
- Sob-medida, conforme Figura 3.2
- HKAFO (órtese quadril- joelho- tornozelo-pé), conforme Figura 3.2

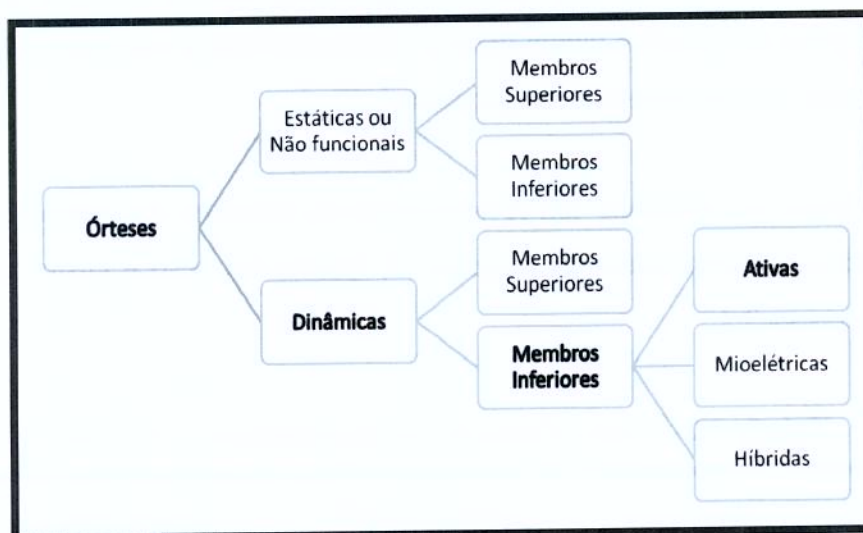


Figura 3.1 – Classificação da órtese quanto à função

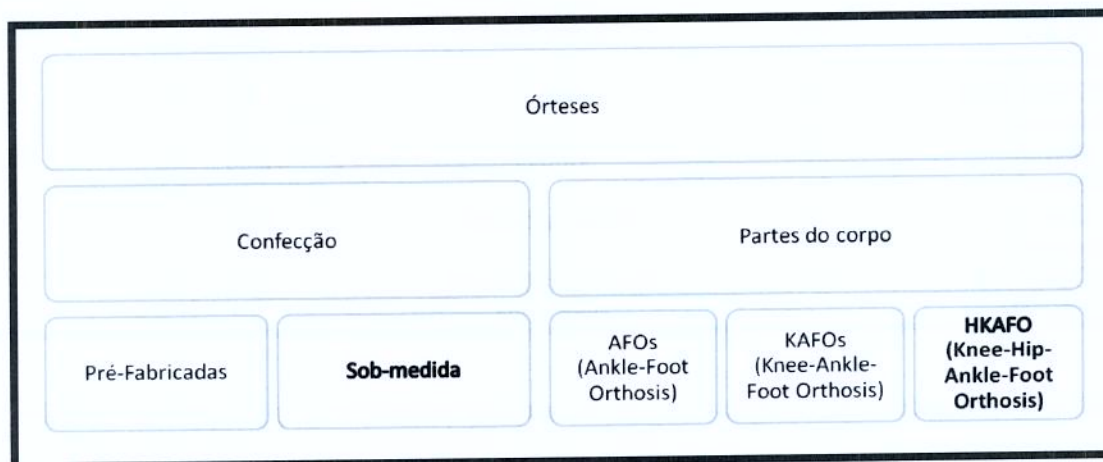


Figura 3.2 – Classificação da órtese quanto à confecção e partes do corpo

3.4 Especificações gerais do produto

Algumas considerações levantadas sobre a órtese exoesquelética:

- Descrição do produto: dispositivo com estrutura exoesquelética para reprodução da marcha humana com baixo peso e baixo custo.
- Mercado: Pessoas com uma das pernas debilitadas.
- Considerações: A perna sem comprometimento auxilia na estabilidade e sustentação.
- Dimensões: Serão usadas as dimensões da autora para desenvolvimento do protótipo virtual.
- Restrições: O projeto não contempla a corrida, ou movimentos em terrenos desnivelados e o movimento não equivale ao caminhar humano em função do tempo, existe uma redução (1/4 de tempo) em relação ao caminhar normal.

3.5 Dimensões do corpo humano

A órtese deverá ser capaz de produzir uma marcha humana real e será composta pelo quadril, coxa, perna e pé, as dimensões relativas entre seus membros serão proporcionais aos do corpo humano. Conforme definido para este trabalho usaremos dimensões sob-medida, onde o molde é o próprio membro do paciente, respeitando a conformabilidade de cada membro e respeitando as necessidades peculiares de cada cliente. Para este caso serão usadas as dimensões da autora do trabalho.

Segundo WINTER (1991), as dimensões do corpo dependem do sexo, da idade e da origem racial da pessoa. Este estudo apresenta uma correlação entre a média das dimensões dos membros e a altura total do corpo, como ilustra a Figura 3.3.

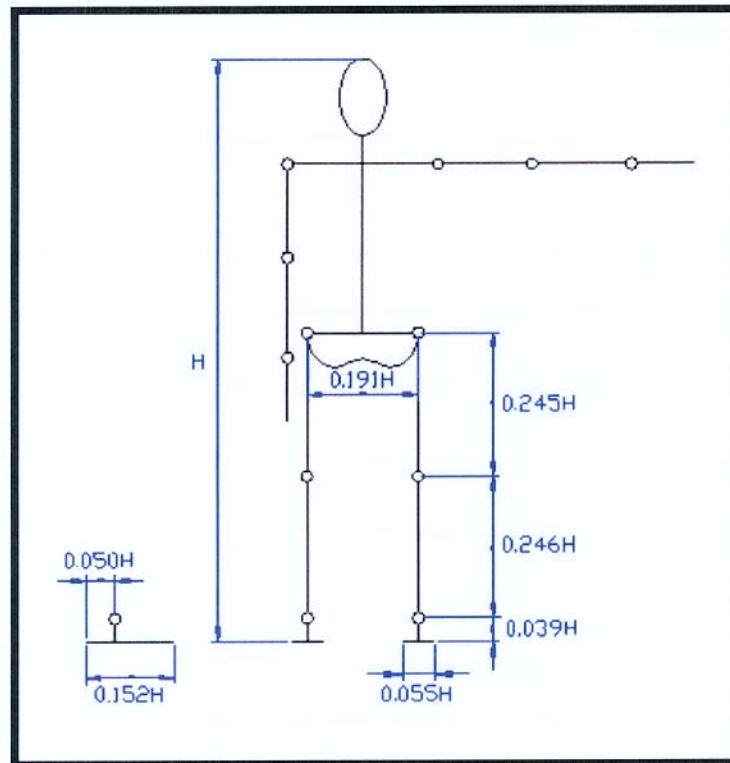


Figura 3.3 – Comprimento médio de cada membro em relação à altura total do corpo
(WINTER, 1991)

O aparelho locomotor humano possui um elevado número de graus de liberdade, tentar reproduzir todos eles na órtese será uma tarefa inviável. Assim sendo, apenas as mais importantes serão consideradas para o projeto.

Cada um das articulações de tornozelo, joelho e quadril humano conforme visto no subitem 2.5.1, permitem a realização de três movimentos fundamentais de rotação: flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/externa (SANTANA, 2005). A flexão/extensão corresponde ao movimento do membro realizado no plano sagital, conforme Figura 2.43. Já a adução/abdução corresponde ao movimento do membro realizado no plano frontal. Por fim, a rotação corresponde ao movimento do membro realizado na direção do seu próprio eixo. Para um melhor entendimento, a Figura 2.44 ilustra os três movimentos realizados pelo joelho.

A órtese a ser projetada terá que reproduzir o padrão da marcha humana o mais próximo possível do real. Dessa forma, as juntas da órtese devem ser capazes de reproduzir movimentos semelhantes aos das articulações humanas (GUYTON, 1988). A fim de evitar que o projeto e

implementação da órtese fiquem muito complexo, essas juntas apresentarão as articulações humanas de uma forma simplificada, porém, guardando as principais características cinemáticas. Realizando uma análise das amplitudes angulares de cada um desses movimentos ao longo do ciclo da marcha humana percebe-se que alguns movimentos podem ser considerados menos importantes em relação aos demais. Assim, conforme Tabela 3.3, os graus de liberdade das juntas da órtese foram limitados da seguinte maneira:

Tabela 3.3 – Graus de liberdade considerados para cada uma das juntas da órtese

<i>Juntas</i>	<i>Movimentos</i>	<i>Número de graus de liberdade</i>
<i>Quadril</i>	<i>flexão/extensão</i>	<i>1</i>
<i>Joelho</i>	<i>flexão/extensão</i>	<i>1</i>
<i>Tornozelo</i>		<i>0</i>

A órtese apresenta dois graus de liberdade por perna. A Figura 3.4 representa o esquema cinemático da órtese para uma das pernas, com os graus de liberdade relacionados na Tabela 3.3, são representados por juntas de revolução simples, apenas com a finalidade de facilitar o entendimento dos seus movimentos. Com esses dois graus de liberdade, a órtese se movimentará no plano sagital.

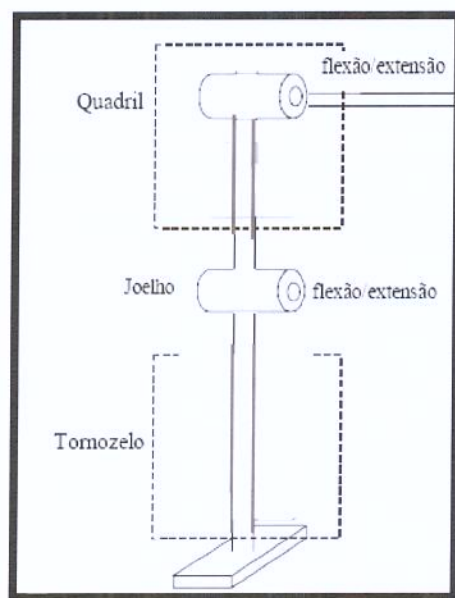


Figura 3.4 – Esquema cinemático da órtese para uma perna

Então o modelo cinemático será realizado através do cálculo da estrutura do paralelogramo que gera este movimento de flexão/extensão nas articulações desejadas do quadril e do joelho, o tornozelo será passivo, conforme Figura 3.5.

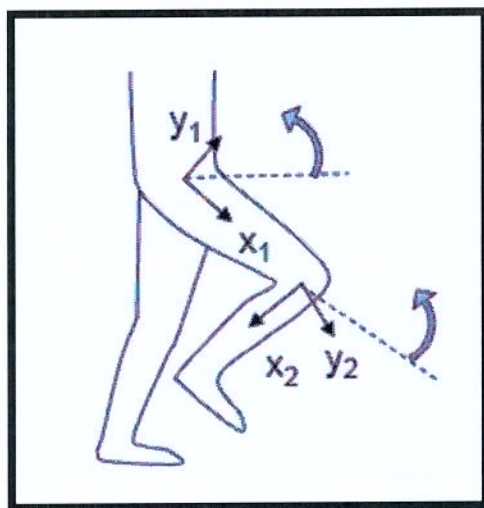


Figura 3.5 – Esquema cinemático da órtese

Por fim, definindo o número de graus de liberdade para a execução de uma marcha retilínea e os movimentos que cada articulação da órtese irá exercer, o próximo passo consiste na seleção dos dispositivos e equipamentos responsáveis pelos movimentos articulares do protótipo.

3.6 Dispositivos e equipamentos

A elaboração de sistemas articulares artificiais deve ser feita por analogia comparativa ao modelo antropomórfico natural, considerando aspectos relacionados à estrutura, transmissão, acionamento e controle.

Para o desenvolvimento deste trabalho foram utilizados vários dispositivos: motor, bateria, carregador de bateria, engrenagens e microcontrolador. As principais características dos dispositivos e equipamentos selecionados são descritos no Apêndice B.

3.6.1 Escolha do tipo de motor

Os motores elétricos são os dispositivos eletromecânicos que melhor se enquadram na necessidade de conseguir uma diminuição de peso e consumo, comparado com outros dispositivos para a obtenção da energia mecânica, como: solenóides e mecanismo do relógio, porque além de serem de fácil obtenção, possuem sistemas controladores de velocidade relativamente simples. Os motores elétricos disponíveis no mercado apresentam características e diferenças importantes que são vistas a seguir.

A primeira preocupação na escolha do motor foi o tipo de alimentação: corrente alternada (CA) ou corrente contínua (CC). A utilização de motores CC possibilita tanto a alimentação CA (através de retificadores simples) como em CC (baterias) bastando escolher o melhor entre os vários existentes. Algumas características, porém, deverão ser levadas em conta para a utilização de motores CC no projeto: torque, peso, tamanho, consumo e controle de velocidade.

Micromotores, ideais em função do peso, foram descartados devido ao seu baixo torque e alto custo. Motores com maior torque resolveriam esse problema, mas seu tamanho, peso e consumo de energia impossibilitariam a sua utilização em um equipamento portátil.

Foi escolhido um motor de corrente contínua (CC) do tipo limpador de pára-brisa, pois através de estudo das especificações necessárias para o acionador foi considerado com bom desempenho para atender o projeto. Os motores limpadores dianteiros CEP apresentam as seguintes características:

- Eletrônica e elétricas integradas;
- Número reduzido de componentes (50% menor);
- Mais leves e resistentes (peso 5% menor);
- Mais compactos que os limpadores traseiros;
- Maior torque (mais de 20%);
- Carcaças de aço;
- Elevada proteção à infiltração de água;

- Mancais de acionamento de alumínio;
- Acionados com 12 V ou 24 V;
- 1,5 milhões de ciclos (veículos leves);
- 3 milhões de ciclos (veículos pesados).

Os mesmos têm os seguintes benefícios:

- Torque máximo de 48 Nm a 100 rpm;
- Faixa de trabalho: até 10% abaixo do torque máximo.

O Apêndice B apresenta a ilustração do motor e as características técnicas.

3.6.2 Escolha do tipo de bateria e carregador

A bateria é um dos aspectos da definição de qualquer projeto pelo tamanho e determina o peso, autonomia e o custo do dispositivo final. Por estas razões a compreensão a respeito de que tipo de bateria usar em seu projeto é muito importante.

Existem muitos tipos de baterias no mercado, levantaram-se dados técnicos de dois tipos de baterias recarregáveis utilizadas em sistemas portáteis. Foram consideradas vantagens e desvantagens de cada bateria:

- Chumbo-Ácido Selada (SLA): É a mais antiga fonte recarregável comercializada e, por este motivo, possui uma tecnologia bem desenvolvida. Requer pouca manutenção. Por outro lado, contém chumbo que é tóxico e possui baixa densidade de energia que limita sua aplicação a sistemas portáteis leves.
- Íon de Lítio (Li-Ion): O Lítio é o metal mais leve existente, possui um grande potencial eletro-químico que proporciona uma grande densidade de energia. Baterias recarregáveis que utilizam lítio no eletrodo negativo são capazes de fornecer tanto uma tensão alta quanto uma excelente capacidade de carga, resultando em uma alta

densidade de energia. Em contra partida possui um alto custo de fabricação, em torno de 40% mais caro que as de NiCd. Sua tecnologia é nova e ainda está em desenvolvimento.

Em função das características listadas acima, a bateria Li-Ion seria ideal em função do peso, mas em função do custo foi descartada. Com foco na variável custo adotou-se uma bateria SLA de motocicleta.

O carregador de bateria permite carregar a bateria quando descarregada. O carregador escolhido foi o Impact 1150. No Apêndice B encontra-se a ilustração da bateria e do carregador com suas principais características técnicas.

3.6.2.1 Cálculo da autonomia e tempo de recarga da bateria

Importante calcular a autonomia e tempo de recarga da bateria para verificar se o carregador é apropriado. Considerando a bateria e carregador adotado, tem-se:

a) Tempo de recarga: Conforme mostra a Tabela B.2 o percentual de carga da bateria é de 14 ampères/hora e a Tabela B.3 mostra que o percentual de carga do carregador é de 11 ampères/hora. Dividindo um pelo outro, $14/11 = 1,27$ ampères/hora, tem-se que ele precisaria de 1 hora e 27 minutos para carregar, ou seja, considerando que a bateria esteja descarregada são necessários 87 minutos para carregar com carga completa.

b) Tempo de autonomia da bateria baseado em parâmetros: Considerando o consumo do motor limpador em um carro de 7,5 ampères/hora. Dividindo o percentual de carga da bateria que é de 14 ampères/hora, conforme Tabela B.2 pelo consumo do motor limpador em um exoesqueleto é de $14/7,5 = 1,86$ ampères/hora tem-se que ele precisaria de 1 hora e 86 minutos para descarregar, ou seja, considerando que a bateria esteja carregada são necessário 146 minutos para descarregar uma bateria com carga completa.

3.6.3 Escolha do tipo de sistema de transmissão e velocidade da órtese

O dimensionamento do sistema de transmissão do protótipo final está listado na Tabela 3.4, pois o movimento não equivale ao caminhar humano em função do tempo. Existe uma redução de $\frac{1}{4}$ em relação ao caminhar normal, porque uma pessoa com deambulação normal média faz 2 passos por segundos o equivalente em tempo. Considera-se que a órtese fará 0,5 passo por segundo, executará então um ciclo de marcha em 4 segundos.

Tabela 3.4 – Dimensionamento do sistema de transmissão do protótipo final

<i>Propriedades/Engrenagens</i>	<i>PINHÃO</i>	<i>COROA</i>
<i>Módulo</i>	3,0	3,0
<i>Nº de dentes</i>	9	27
<i>Diâmetro primitivo (mm)</i>	27,0	81,0
<i>Diâmetro externo (mm)</i>	33,00	87,00
<i>Diâmetro de base (mm)</i>	26,55	79,65
<i>Diâmetro interno (mm)</i>	20,01	74,01
<i>Altura do dente (mm)</i>	18	18

De acordo com o Apêndice B a velocidade do motor de trabalho será de 26 rpm, ou seja, o motor executará 26 voltas completas no eixo em um minuto. Engrenagens com número de dentes diferentes transmitem maior ou menor velocidade para o dispositivo. Conforme Apêndice C que mostra o desenho 2D da órtese é possível notar que a engrenagem motora, isto é, a que fornece movimento, é menor que a movida, isto é, aquela que recebe o movimento, assim a velocidade transmitida para o dispositivo é menor, conforme Figura 3.6.

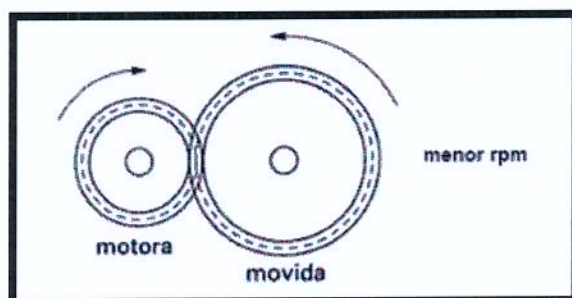


Figura 3.6 – Representação do sistema de transmissão

Para verificar a velocidade do sistema de transmissão com duas engrenagens onde a primeira (motora) tem 9 dentes e gira a uma velocidade de 26 rpm e a segunda (movida) tem 27 dentes. Usa-se a equação 3.1, em que N_1 e N_2 são, respectivamente, o rpm da engrenagem motora e da engrenagem movida e Z_1 e Z_2 representam, respectivamente, a quantidade de dentes das engrenagens movida e motora.

$$\frac{N_1}{N_2} = \frac{Z_2}{Z_1} \quad (3.1)$$

$$\frac{26}{N_2} = \frac{27}{9}$$

$$N_2 = 8,67 \text{ rpm} \quad (3.2)$$

Como uma volta do motor equivale a 26 rpm referente à engrenagem motora com a redução da engrenagem movida de 8,67 rpm, executará 3 voltas por minuto.

Alguns autores classificam a velocidade média da marcha em homens como 100 a 120 passos por minuto e para mulheres, 105 a 125 passos por minuto. Frequências acima ou abaixo destes valores são classificadas como velocidades de marchas rápidas ou lentas (PICKLES et al, 2000). Para este trabalho, conforme registrado anteriormente a órtese executará 0,5 passo por segundo, assim a velocidade média da órtese será de 30 passos por minuto.

3.6.4 Escolha do tipo de microcontrolador

Existe uma quantidade grande de microcontroladores no mercado. O microcontrolador escolhido foi o Basic Step, pois é uma versão brasileira do famoso microcontrolador Basic Stamp vendido pela Tato Equipamentos Eletrônicos. O exoesqueleto é composto por um circuito eletrônico extremamente simples, que possui como “cérebro” um microcontrolador Basic Step 1 (BS1) que controlará os servomotores.

O microcontrolador será usado para fazer o controle dos motores. Algumas vantagens de utilizá-lo:

- Ele é pequeno e barato
- Consome relativamente pouca energia (miliwatts)
- O BASIC Step possui compilador próprio com instruções em português (TBASIC), além do tradicional (PBASIC) em inglês.
- Alimentação de 7,5V a 15V.
- Possui oito entradas e saídas com capacidade de corrente de 25mA
- Tamanho de 3,5 cm x 3,0 cm
- Ele não requer conhecimentos em linguagens complexas como o "Assembler", "C", "Pascal" ou outras
- Trabalha com um microcontrolador PIC16F628
- Ele também não necessita de equipamentos "gravadores" ou "emuladores". O programa desenvolvido no PC é passado para ele através de um cabo serial.

O microcontrolador Basic Step é descrito no Apêndice B, mostrando seu funcionamento e como fazer a programação do mesmo.

3.7 Sistema mecânico

Este item irá abordar a descrição do desenvolvimento dos protótipos virtuais. Foram feitos três modelos até obter-se o modelo final, sendo que nenhum deles foi construído, pois não é objetivo deste trabalho.

3.7.1 Descrição do desenvolvimento do protótipo virtual

Os modelos virtuais em software dedicado a CAD-CAE-CAM foram gerados no Pro-Engineer 2.0. Houve algumas evoluções, no qual alguns problemas do sistema mecânico e da estética foram solucionados. O número dos motores foi reduzido com foco em diminuição de

peso e o protótipo virtual que apresentou melhor eficiência para as especificações desejadas é ilustrado na Figura 3.7.

Um desenho mais detalhado da órtese exoesquelética de membros inferiores para uma perna com a vista lateral, a vista em topo e a vista em perspectiva na escala 0.1 encontra-se no Apêndice C.

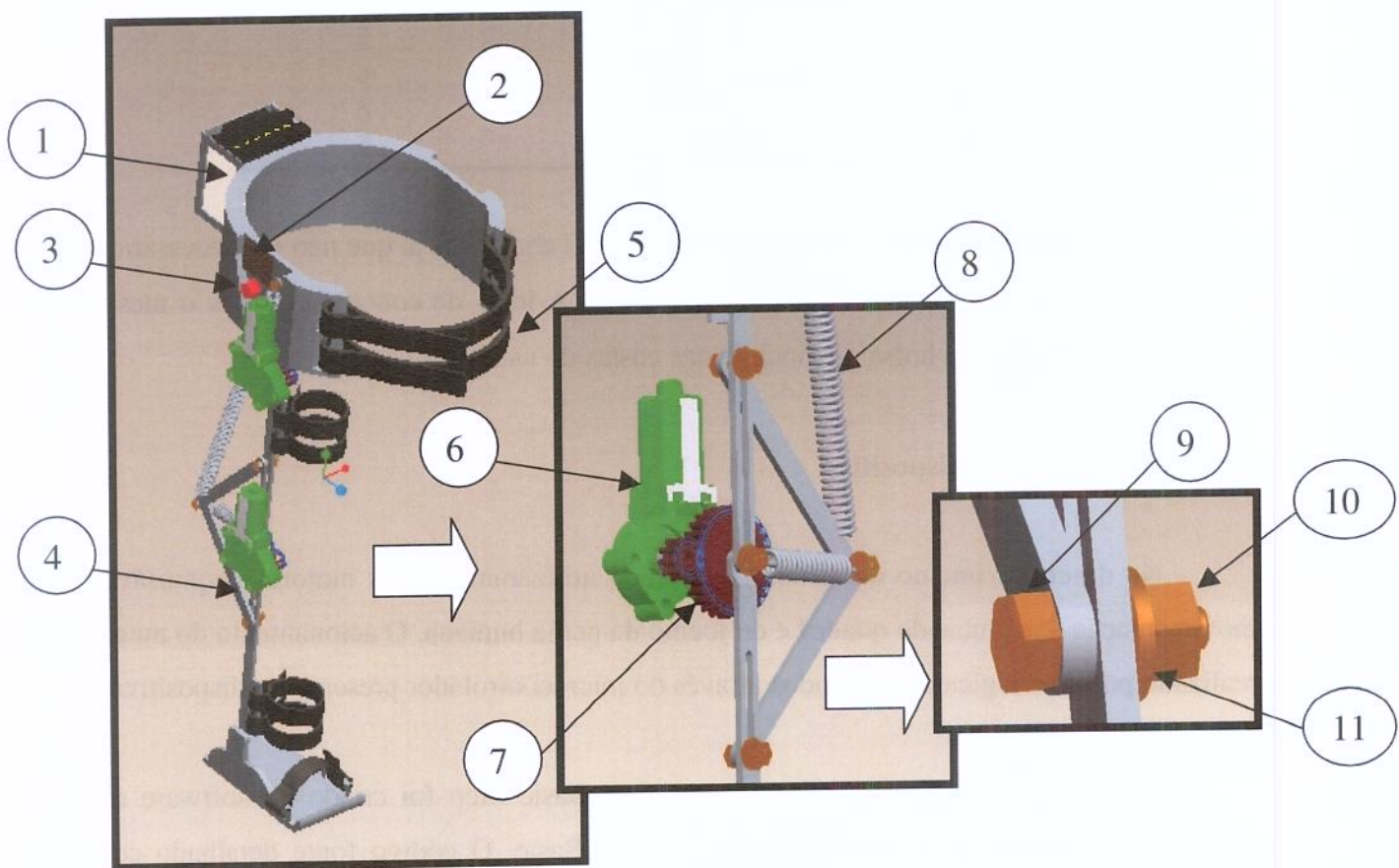


Figura 3.7 – Criação do 3º modelo – versão final

3.7.2 Montagem da órtese exoesquelética de membros inferiores

O C-WALK, nome dado ao dispositivo exoesquelético é composto pela montagem dos equipamentos, numerados conforme a Figura 3.7 e descritos na Tabela 3.5 com a quantidade de peças necessárias para a construção, mas pode haver uma adaptabilidade para outros componentes.

Tabela 3.5 – Tabela de descrição e quantidade das peças

<i>POSIÇÃO</i>	<i>DESCRIÇÃO</i>	<i>QUANTIDADE</i>
1	BATERIA	1
2	MICROCONTROLADOR	1
3	BOTÃO DE ACIONAMENTO	1
4	BARRAS DE ALUMÍNIO	6
5	FAIXA E VELCRO	7
6	SERVOMOTOR	2
7	SISTEMA DE TRANSMISSÃO	2
8	MOLA	2
9	PARAFUSO Ø5/16"	6
10	PORCA	6
11	ARRUELA	6

O carregador de bateria não foi considerado na Tabela 3.5, já que não foi necessário incluí-lo no desenho do protótipo virtual do exoesqueleto. A idéia de concepção é que o mesmo seja carregado dentro de uma bolsa ou mochila nas costas do usuário da órtese.

3.8 Acionamento do dispositivo

No desenvolvimento do sistema eletrônico utilizaram-se dois motores responsáveis pela movimentação das juntas do quadril e do joelho da perna humana. O acionamento do mesmo será realizado por uma lógica de comandos através do microcontrolador presente no dispositivo.

O código fonte programado na memória do Basic Step foi criado no software da Tato, Compilador Basic Step 1, utilizando a linguagem Basic. O código fonte detalhado com seus respectivos comentários para acionamento dos motores é descrito no Apêndice D.

Para melhor compreensão do processo a Figura 3.8 mostra um diagrama de blocos de como vai trafegar a informação para acionamento do servomotor, que é o órgão motor cuja função consiste em dirigir e regular o movimento e a posição de uma determinada máquina, sendo que uma única bateria vai dividir voltagem para os dois motores. O “Botão de Acionamento” sempre será solicitado para ligar ou desligar a órtese.

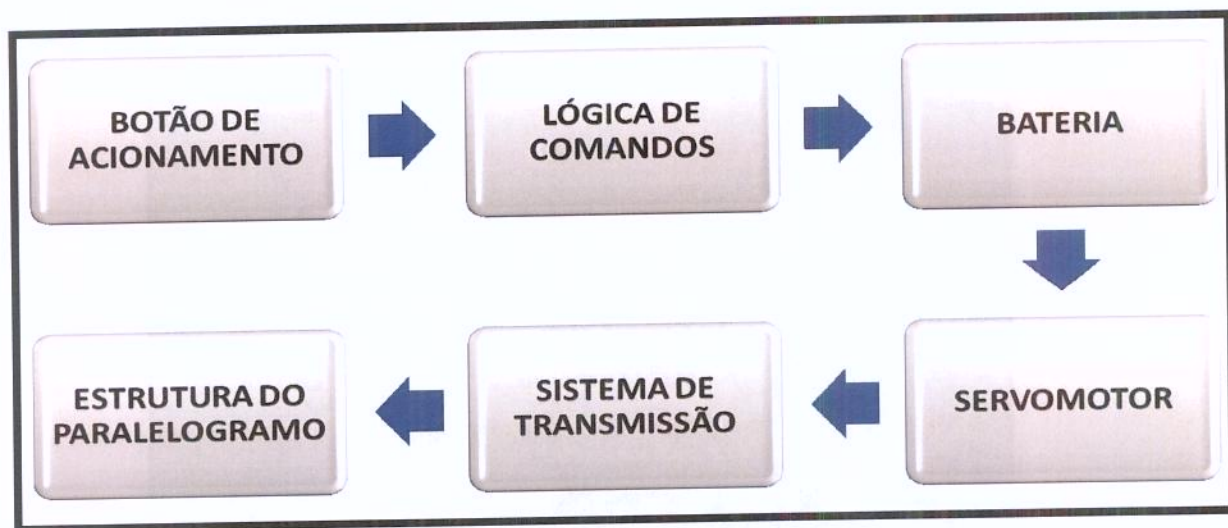


Figura 3.8 – Diagrama de integração para acionamento do motor CC

Ao alimentar o motor com uma determinada voltagem inferior a 12 V, determinado pela bateria que trabalha com essa voltagem nominal, o dispositivo é acionado por uma botoeira de acionamento que exercerá as funções liga/desliga e gera a abertura, conforme Figura 3.9 (a). O motor gira no sentido contrário resultando no fechamento, conforme Figura 3.9 (b). Esse movimento horário e anti-horário foi definido no programa para acionamento do motor feito no Basic Step.

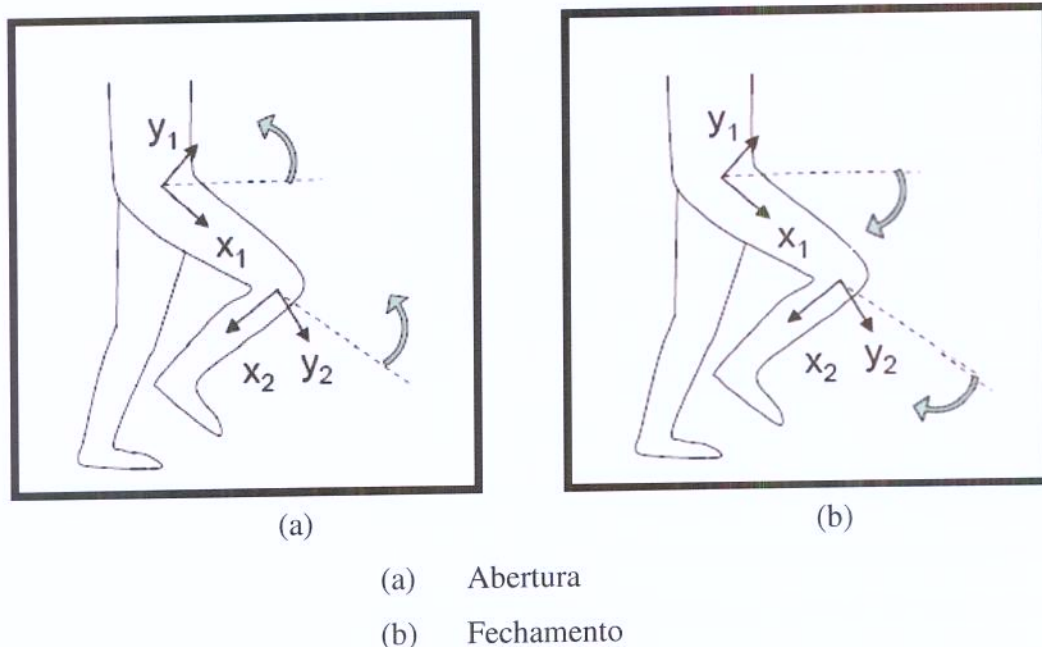


Figura 3.9 – Tipos de acionamentos da órtese exoesquelética (Abertura/Fechamento)

A figura 3.10 apresenta a construção do fluxograma de funcionamento do microcontrolador.

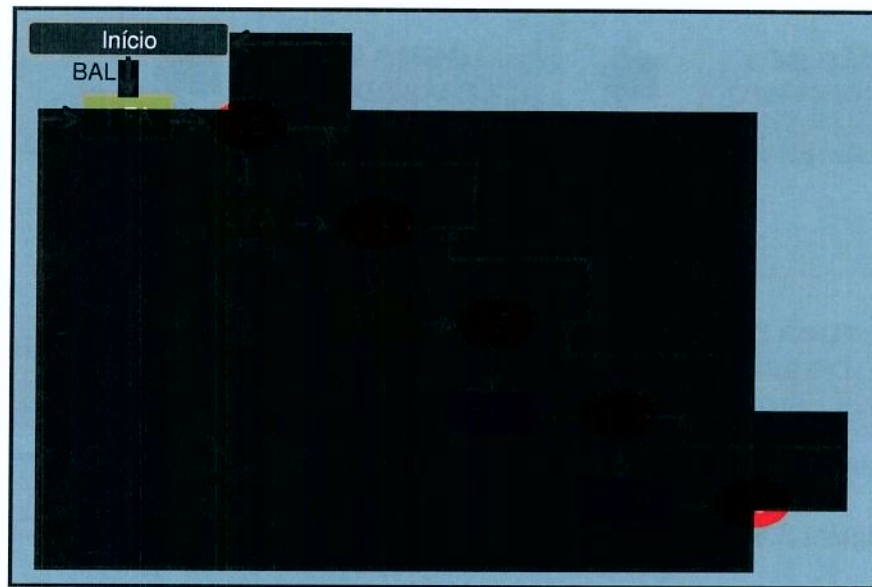


Figura 3.10 – Fluxograma de funcionamento do microcontrolador

O movimento de abertura e fechamento é realizado por um par de engrenagens cônicas de dentes retos com acionamento feito por motores de corrente contínua. O giro do eixo movido pelo servomotor movimenta o sistema de transmissão (pinhão/coróa) e assim, as barras da estrutura do paralelogramo.

3.9 Aquisição de dados e controle

Para adquirir os sinais medidos e controlar as aplicações da órtese, conforme descrito no item anterior, foi desenvolvido um programa no MATLABTM versão 7.1 para aquisição de dados e controle do exoesqueleto, utilizando controlador PID (Proporcional+Integral+Derivativo).

As principais variáveis medidas são:

- Energia potencial com e sem equilíbrio da gravidade;
- Momento de inércia de cada junta;
- Momento de inércia da composição das duas juntas;
- Comportamento das juntas com o motor e controlador PID para cada junta.

3.10 Considerações finais do capítulo

A partir das considerações apresentadas neste capítulo foi proposta uma órtese de membro inferior com equilíbrio da gravidade, usada em estudos clínicos para indivíduos com comprometimento em uma das pernas. No próximo capítulo deste trabalho será apresentado a modelagem matemática desse dispositivo, permitindo assim desenvolver uma implementação de estrutura exoesquelética, que utilize a análise computacional aplicada a órteses de membros inferiores com o objetivo de obter configurações das mesmas que contenham vantagens comparando-as com as disponíveis atualmente no mercado.

Capítulo 4

Modelagem Matemática de Estrutura Exoesquelética

Este capítulo utiliza a definição dos parâmetros apresentados no capítulo anterior para cálculo dos movimentos da órtese. O modelo desenvolvido expressa o movimento dos membros inferiores em termos de seus graus de liberdade, modelando a estrutura esquelética articular da região e pélvica, visando o desenvolvimento da marcha humana pela órtese.

É importante salientar que o modelo geométrico criado não é uma réplica do sistema natural humano, porém representa o movimento espacial das principais articulações do sistema esquelético.

4.1 Definição do mecanismo proposto

Segundo AGRAWAL e AGRAWAL (2005), uma máquina é dita com equilíbrio da gravidade quando o conjunto atuador-forças não é necessário para manter o sistema em equilíbrio, em qualquer configuração da máquina. O equilíbrio é atingido quando se garante que o centro de massa do sistema é estacionário durante o movimento.

Ao longo dos anos, o equilíbrio da gravidade tem sido realizado através de máquinas inteligentes com projetos utilizando contrapesos, molas e paralelogramos auxiliares (LALIBERTÉ e GOSSELIN, 1999). Uma série de descrições matemáticas pode ser dada ao equilíbrio da gravidade de máquinas, tais como:

- Sistema com centro de massa com inércia fixa durante o movimento,
- Energia potencial permanece constante com qualquer configuração do sistema e,
- O sistema tem um contrapeso no centro de massa igual à massa total da máquina em cada configuração.

Conforme AGRAWAL e FATTAH (2003), condições matemáticas foram testadas como:

- Contrapesos são usados para corrigir inércia do centro de massa do sistema,
- Molas são usadas em locais adequados na máquina para que a soma total da energia potencial gravitacional e elástica juntamente com a configuração sejam constante e,
- Paralelogramos auxiliares com base no conhecimento das propriedades trigonométricas são usados para identificar fisicamente o centro de massa da órtese. Embora cada um desses métodos científicos tenha seu núcleo, juntamente com vantagens e desvantagens, o presente trabalho concentra-se em uma metodologia híbrida para gerar o equilíbrio da gravidade de uma órtese.

O mecanismo proposto é composto de paralelogramos auxiliares para determinar o centro de massa, além de duas molas em lugares definidos, conectadas através do centro de massa para gerar estabilidade ao usuário da órtese e para que a energia potencial do sistema seja constante.

A teoria do equilíbrio da gravidade pode ser aplicada para a construção de um dispositivo destinado a indivíduos que não conseguem levantar a perna por causa de fraqueza muscular, ou seja, músculos que não são capazes de gerar força suficiente para levantar a perna. Esta órtese pode ser utilizada para indivíduos com fraqueza muscular severa e padrões de movimento anormal devido a acidente vascular cerebral, síndrome de Guillian Barre, traumatismos crânio-encefálicos, ou a esclerose múltipla, citando apenas alguns.

Em situações terapêuticas, os terapeutas muitas vezes aplicam um apoio físico total ou parcial para ajudar a reduzir o efeito da gravidade sobre o movimento do paciente. Isto é extremamente difícil fazer durante uma atividade dinâmica como caminhar, onde o peso da perna pode criar problemas para os pacientes cujos músculos são fracos ou falta controle neuromuscular

devido a problemas neurológicos. Sendo assim, este dispositivo irá ajudar os pacientes a manter os membros em configurações sem qualquer esforço e, assim, não há necessidade dos terapeutas aplicarem apoio ao membro. Este dispositivo será concebido de forma a tirar o peso da perna. Todos os pontos terão conexão com o dispositivo, e não sobre o corpo humano, conforme mostra a Figura 4.1.

Segundo BANALA et al (2004), o princípio envolvido na remoção do peso da perna é adicionar molas em posições que lhes permitam equilibrar completamente o efeito da gravidade. O dispositivo poderia equilibrar o seu próprio peso, juntamente com o peso da pessoa vestida. Ao criar a gravidade de um mecanismo usando métodos híbridos pode-se adicionar mais de uma mola. Dentre essas molas, uma mola sempre vai de um ponto sobre a cintura da pessoa para o centro de massa da perna. O centro de massa da perna é localizado geometricamente usando o mecanismo do paralelogramo.

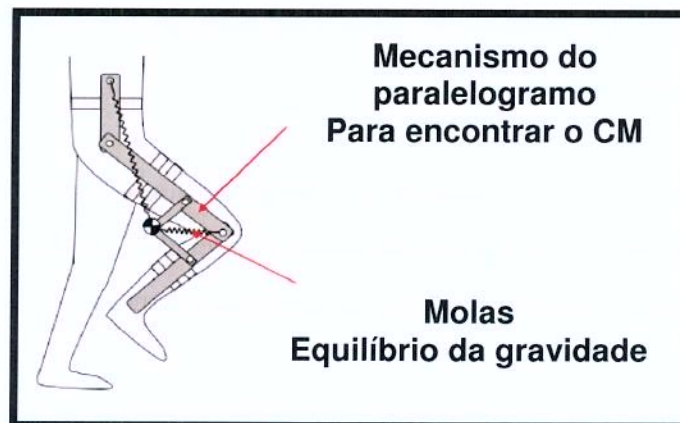


Figura 4.1 – Mecanismo com equilíbrio da gravidade para auxílio à marcha humana

O dispositivo possuirá o acionamento em uma das pernas, considerando que o usuário possui a outra perna com deambulação normal. Por tratar-se de um caminhar estático, onde o centro de gravidade é constantemente deslocado para a perna de apoio, as velocidades atingidas são muito baixas. Será composto por cinco links unidos por juntas de rotação (joelho e quadril).

O projeto contempla uma órtese de membros inferiores com capacidade de movimento e terá também muletas para auxiliar na estabilidade e sustentação. Estes dispositivos de auxílio permitirão que o usuário faça manualmente o acionamento dos motores.

As variáveis referentes à Figura 4.2 são definidas na Tabela 4.1:

Tabela 4.1 – Definição de todos os termos

<i>Variável</i>	<i>Descrição</i>
l_i	<i>I-ésimo comprimento de ligação</i>
l_i^*	<i>Distância do centro de massa do i-ésimo link principal sobre o link anterior</i>
l_{ai}^*	<i>Distância do centro de massa do i-ésimo link auxiliar sobre o link anterior</i>
m_i	<i>Massa do i-ésimo link principal (massa do segmento das pernas incluídos)</i>
m_{ai}	<i>Massa do i-ésimo link auxiliar</i>
m_{pi}	<i>Massa do i-ésimo ponto de massa</i>
$\hat{r}_i$	<i>Vetor unitário ao longo link i</i>
r_i	<i>Vetor posição do ponto 0 ao centro de massa do i-ésimo link principal</i>
r_{ai}	<i>Vetor posição do ponto 0 ao centro de massa do i-ésimo link auxiliar</i>
r_{pi}	<i>Vetor posição do ponto 0 ao centro de massa do i-ésimo ponto de massa</i>
r_{CM}	<i>Centro de massa do sistema</i>
s_1	<i>Distância OD</i>
s_2	<i>Distância AE</i>

Entre todas estas variáveis m_{ai} , s_i e l_i^* são desconhecidas, todas as outras variáveis são dependentes da concepção ou escolhidas durante o desenvolvimento. Também, partindo do princípio de que os links são auxiliares e correspondente aos membros, a massa permanece constante, independente do seu comprimento. l_{ai}^* é função linear do comprimento do i-ésimo link auxiliar. Agora, o único remanescente é o s_i com valores desconhecidos. Assim:

$$l_1^* = \alpha_1 l_1 \quad (4.1)$$

$$l_2^* = \alpha_2 l_2 \quad (4.2)$$

$$l_{a1}^* = \beta_1 (l_1 - s_1) \quad (4.3)$$

$$l_{a2}^* = \beta_2 s_2 \quad (4.4)$$

α_i e β_i são a razão da distância do centro de massa a partir do seu termo ao seu comprimento total. O centro de massa de todo mecanismo é dado por:

$$r_{CM} = \frac{\sum m_i r_i}{\sum m_i} \quad (4.5)$$

Onde:

$$\sum m_i r_i = m_1 r_1 + m_2 r_2 + m_{a1} r_{a1} + m_{a2} r_{a2} + m_{p1} r_{p1} + m_{p2} r_{p2} + m_{p3} r_{p3} \quad (4.6)$$

$$\sum m_i = m_1 + m_2 + m_{a1} + m_{a2} + m_{p1} + m_{p2} + m_{p3} \quad (4.7)$$

O dispositivo proposto terá apenas 2 graus de liberdade na perna e este cálculo se diferenciará do anterior, pois haverá diferença de notação onde o bi passará a ser $\hat{r}_i$ mas com mesma equivalência, ou seja, vetor unitário ao longo do link i, conforme Figura 4.3.

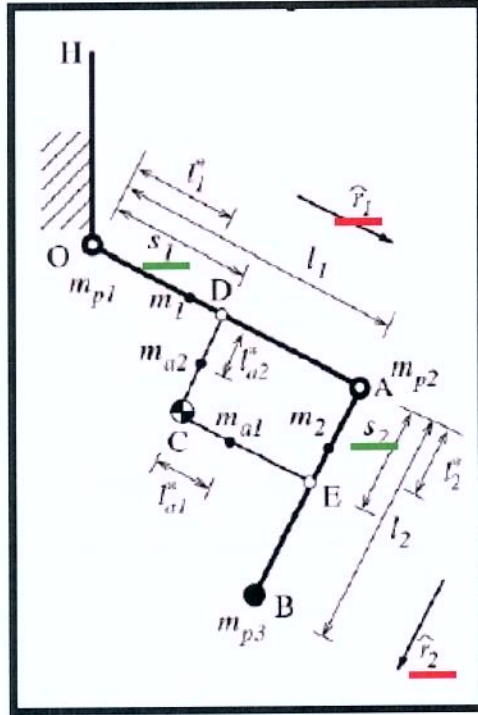


Figura 4.3 - Termos usados para a derivação

Por se tratar de 2 graus de liberdade à equação (2.44) ficará na forma:

$$r_{CM} = s_1 \hat{r}_1 + s_2 \hat{r}_2 \quad (4.8)$$

Igualando as equações (4.5) e (4.8) obtém-se:

$$s_1 \hat{r}_1 + s_2 \hat{r}_2 = \frac{\sum m_i r_i}{\sum m_i} \quad (4.9)$$

Substituindo as equações (4.6) e (4.7) na equação (4.9):

$$s_1 \hat{r}_1 + s_2 \hat{r}_2 = \frac{m_1 r_1 + m_2 r_2 + m_{a1} r_{a1} + m_{a2} r_{a2} + m_{p1} r_{p1} + m_{p2} r_{p2} + m_{p3} r_{p3}}{m_1 + m_2 + m_{a1} + m_{a2} + m_{p1} + m_{p2} + m_{p3}} \quad (4.10)$$

Reescrevendo os vetores r_i em termos de vetores unitários ao longo do link primário $\hat{r}_1$, resultando em:

$$r_1 = l_1^* \hat{r}_1 \quad (4.11)$$

$$r_2 = l_1 \hat{r}_1 + l_2^* \hat{r}_2 \quad (4.12)$$

$$r_{a_1} = s_1 \hat{r}_1 + s_2 \hat{r}_2 + l_{a_1}^* \hat{r}_1 \quad (4.13)$$

$$r_{a_2} = s_1 \hat{r}_1 + l_{a_2}^* \hat{r}_2 \quad (4.14)$$

$$r_{p_1} = 0 \quad (4.15)$$

$$r_{p_2} = l_1 \hat{r}_1 \quad (4.16)$$

$$r_{p_3} = l_1 \hat{r}_1 + l_2 \hat{r}_2 \quad (4.17)$$

Substituindo os valores de $l_1^*, l_2^*, l_{a_1}^*$ e $l_{a_2}^*$, presentes nas equações (4.1), (4.2), (4.3) e (4.4), nas equações (4.11) a (4.17), tem-se:

$$\begin{aligned} r_1 &= l_1^* \hat{r}_1 \\ r_1 &= \alpha_1 l_1 \hat{r}_1 \end{aligned} \quad (4.18)$$

$$\begin{aligned} r_2 &= l_1 \hat{r}_1 + l_2^* \hat{r}_2 \\ r_2 &= l_1 \hat{r}_1 + \alpha_2 l_2 \hat{r}_2 \end{aligned} \quad (4.19)$$

$$r_{a_1} = s_1 \hat{r}_1 + s_2 \hat{r}_2 + l_{a_1}^* \hat{r}_1$$

$$r_{a_1} = s_1 \hat{r}_1 + s_2 \hat{r}_2 + \beta_1 (l_1 - S_1) \hat{r}_1 \quad (4.20)$$

$$r_{a_2} = s_1 \hat{r}_1 + l_{a_2}^* \hat{r}_2$$

$$r_{a_2} = s_1 \hat{r}_1 + \beta_2 S_2 \hat{r}_2 \quad (4.21)$$

Substituindo às equações (4.15), (4.16), (4.17), (4.18), (4.19), (4.20) e (4.21), na equação (4.11), encontra-se:

$$\begin{aligned} s_1 \hat{r}_1 + s_2 \hat{r}_2 = & \frac{m_1 \alpha_1 l_1 \hat{r}_1 + m_2 (l_1 \hat{r}_1 + \alpha_2 l_2 \hat{r}_2) + m_{a_1} [s_1 \hat{r}_1 + s_2 \hat{r}_2 + \beta_1 (l_1 - s_1) \hat{r}_1] + m_{a_2} (s_1 \hat{r}_1 + \beta_2 s_2 \hat{r}_2) +}{m_1 + m_2 + m_{a_1} + m_{a_2} + m_{p_1} + m_{p_2} + m_{p_3}} \\ & + \frac{m_{p_1} 0 + m_{p_2} l_1 \hat{r}_1 + m_{p_3} (l_1 \hat{r}_1 + l_2 \hat{r}_2)}{m_1 + m_2 + m_{a_1} + m_{a_2} + m_{p_1} + m_{p_2} + m_{p_3}} \end{aligned} \quad (4.22)$$

Separando a equação (4.22) em função dos vetores unitários:

$$s_1 \hat{r}_1 = \frac{m_1 \alpha_1 l_1 \hat{r}_1 + m_2 l_1 \hat{r}_1 + m_{a_1} s_1 \hat{r}_1 + m_{a_1} \beta_1 l_1 \hat{r}_1 - m_{a_1} \beta_1 s_1 \hat{r}_1 + m_{a_2} s_1 \hat{r}_1 + m_{p_2} l_1 \hat{r}_1 + m_{p_3} l_1 \hat{r}_1}{m_1 + m_2 + m_{a_1} + m_{a_2} + m_{p_1} + m_{p_2} + m_{p_3}} \quad (4.23)$$

$$s_2 \hat{r}_2 = \frac{m_2 \alpha_2 l_2 \hat{r}_2 + m_{a_1} s_2 \hat{r}_2 + m_{a_2} \beta_2 s_2 \hat{r}_2 + m_{p_3} l_2 \hat{r}_2}{m_1 + m_2 + m_{a_1} + m_{a_2} + m_{p_1} + m_{p_2} + m_{p_3}} \quad (4.24)$$

De acordo com a equação (4.23) à distância OD, conforme mostra a Tabela 4.1:

$$(m_1 + m_2 + m_{a_1} + m_{a_2} + m_{p_1} + m_{p_2} + m_{p_3}) s_1 = m_1 \alpha_1 l_1 + m_2 l_1 + m_{a_1} s_1 + m_{a_1} \beta_1 l_1 - m_{a_1} \beta_1 s_1 + m_{a_2} s_1 + m_{p_2} l_1 + m_{p_3} l_1$$

$$\begin{aligned}
(m_1 + m_2 + m_{a_1} + m_{a_2} + m_{p_1} + m_{p_2} + m_{p_3})s_1 - m_{a_1}s_1 - m_{a_2}s_1 + m_{a_1}\beta_1s_1 &= l_1(m_1\alpha_1 + m_2 + m_{a_1}\beta_1 + m_{p_2} + m_{p_3}) \\
(m_1 + m_2 + m_{p_1} + m_{p_2} + m_{p_3} + m_{a_1}\beta_1)s_1 &= l_1(m_1\alpha_1 + m_2 + m_{a_1}\beta_1 + m_{p_2} + m_{p_3}) \\
s_1 &= \frac{l_1(m_1\alpha_1 + m_2 + m_{a_1}\beta_1 + m_{p_2} + m_{p_3})}{m_1 + m_2 + m_{p_1} + m_{p_2} + m_{p_3} + m_{a_1}\beta_1}
\end{aligned} \tag{4.25}$$

De acordo com a equação (4.24), encontra-se a distância AE, conforme mostra a Tabela 4.1:

$$\begin{aligned}
s_2 &= \frac{m_2\alpha_2l_2 + m_{a_1}s_2 + m_{a_2}\beta_2s_2 + m_{p_3}l_2}{m_1 + m_2 + m_{a_1} + m_{a_2} + m_{p_1} + m_{p_2} + m_{p_3}} \\
(m_1 + m_2 + m_{a_1} + m_{a_2} + m_{p_1} + m_{p_2} + m_{p_3})s_2 &= m_2\alpha_2l_2 + m_{a_1}s_2 + m_{a_2}\beta_2s_2 + m_{p_3}l_2 \\
(m_1 + m_2 + m_{a_1} + m_{a_2} + m_{p_1} + m_{p_2} + m_{p_3})s_2 - m_{a_1}s_2 - m_{a_2}\beta_2s_2 &= m_2\alpha_2l_2 + m_{p_3}l_2 \\
(m_1 + m_2 + m_{a_2} + m_{p_1} + m_{p_2} + m_{p_3} - m_{a_2}\beta_2)s_2 &= l_2(m_2\alpha_2 + m_{p_3}) \\
s_2 &= \frac{l_2(m_2\alpha_2 + m_{p_3})}{m_1 + m_2 + m_{a_2} + m_{p_1} + m_{p_2} + m_{p_3} - m_{a_2}\beta_2}
\end{aligned} \tag{4.26}$$

Assim, com estes valores de s_1 e s_2 dada pelas equações (4.25) e (4.26), o centro de massa de todo o mecanismo, incluindo a perna pode ser localizados e monitorados em todas as configurações. É interessante notar que s_1 e s_2 são proporcionais ao tamanho dos links primários l_1 e l_2 , respectivamente, daí o nome comprimentos escalares.

4.1.1.2 Calculando o equilíbrio da gravidade

Para o cálculo do equilíbrio da gravidade é necessário calcular a energia potencial total do sistema, que é dada pela equação (4.27).

$$V = V_{elástica} + V_{gravitacional} \rightarrow V = V_s + V_g \quad (4.27)$$

Substituindo o valor da energia potencial elástica das duas molas que compõem o sistema conforme Figura 4.4 e da energia potencial gravitacional, temos:

$$V = \frac{k_1 x_1^2}{2} + \frac{k_2 x_2^2}{2} + Mgh \quad (4.28)$$

Equilíbrio da gravidade é atingido com molas localizadas no mecanismo como mostrado na Figura 4.4. Este método usa molas de comprimento livre, ou seja, o comprimento das molas em estado natural é zero. Esta idéia de molas de comprimento livre é implementada usando um arranjo de cabo e roldana.

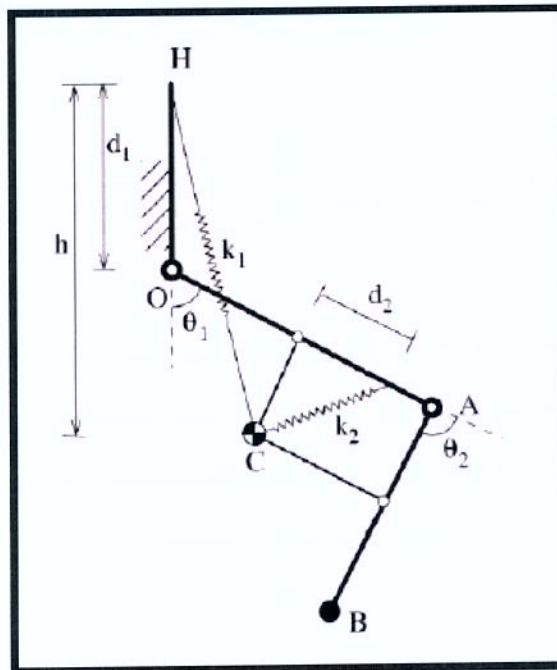


Figura 4.4 – Estrutura da órtese com as molas

A filosofia deste estudo é a de localizar o centro de massa de um sistema de dois graus de liberdade usando paralelogramos auxiliares. A Figura 4.5 apresenta um modelo esquemático de um mecanismo apoiado por dois links com duas molas. O eixo vertical localizado no ponto O é onde fica a parte final e fixa da mola. A segunda mola liga o centro de massa com a junta dois.

Os dois comprimentos das molas x_1 e x_2 satisfazem as seguintes relações:

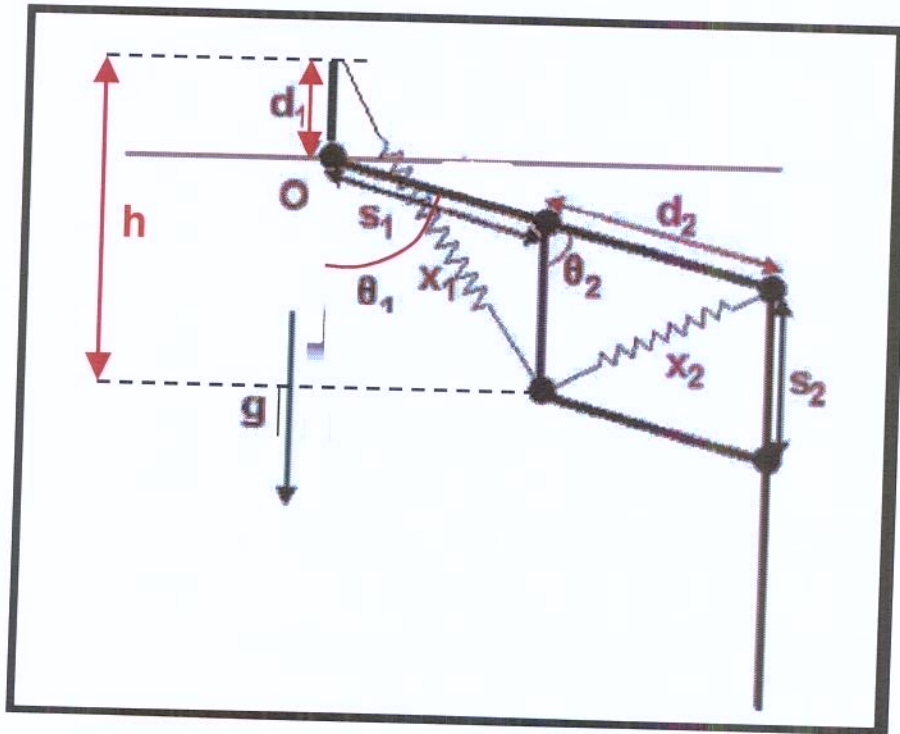


Figura 4.5 - Sistema com dois links e duas molas

$$x_1^2 = (d_1 + s_1 \cos \theta_1 + s_2 \cos(\theta_1 - \theta_2))^2 + (s_1 \sin \theta_1 + s_2 \sin(\theta_1 - \theta_2))^2 \quad (4.29)$$

$$x_2^2 = d_2^2 + s_2^2 - 2d_2s_2 \cos \theta_2 \quad (\text{Pela lei dos cossenos}) \quad (4.30)$$

$$h = d_1 + s_1 \cos \theta_1 + s_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) \quad (4.31)$$

Substituindo as equações (4.29), (4.30) e (4.31) na fórmula da energia potencial total (4.28), tem-se:

$$V = \frac{k_1[(d_1 + s_1 \cos \theta_1 + s_2 \cos(\theta_1 - \theta_2))^2 + (s_1 \sin \theta_1 + s_2 \sin(\theta_1 - \theta_2))^2]}{2} + \frac{k_2(d_2^2 + s_2^2 - 2d_2s_2 \cos \theta_2)}{2} - Mg[d_1 + s_1 \cos \theta_1 + s_2 \cos(\theta_1 - \theta_2)] \quad (4.32)$$

Desmembrando o valor de x_I^2 , referente à equação (4.29) como sendo:

$$x_I^2 = a + b \quad (4.33)$$

Assim:

$$a = (d_1 + s_1 \cos \theta_1 + s_2 \cos(\theta_1 - \theta_2))^2 \quad (4.34)$$

$$b = (s_1 \sin \theta_1 + s_2 \sin(\theta_1 - \theta_2))^2 \quad (4.35)$$

Calculando a potenciação da equação (4.34):

$$\begin{aligned} a &= [d_1 + s_1 \cos \theta_1 + s_2 \cos(\theta_1 - \theta_2)][(d_1 + s_1 \cos \theta_1 + s_2 \cos(\theta_1 - \theta_2))] \\ a &= d_1^2 + s_1 d_1 \cos \theta_1 + s_2 d_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + s_1 d_1 \cos \theta_1 + s_1^2 \cos^2 \theta_1 + s_1 s_2 \cos \theta_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + \\ &+ s_2 d_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + s_1 s_2 \cos \theta_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + s_2^2 \cos^2(\theta_1 - \theta_2) \\ a &= d_1^2 + 2s_1 d_1 \cos \theta_1 + 2s_2 d_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + 2s_1 s_2 \cos \theta_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + s_1^2 \cos^2 \theta_1 + \\ &+ s_2^2 \cos^2(\theta_1 - \theta_2) \end{aligned} \quad (4.36)$$

Calculando a potenciação da equação (4.35):

$$\begin{aligned} b &= [s_1 \sin \theta_1 + s_2 \sin(\theta_1 - \theta_2)][(s_1 \sin \theta_1 + s_2 \sin(\theta_1 - \theta_2))] \\ b &= s_1^2 \sin^2 \theta_1 + s_1 s_2 \sin \theta_1 \sin(\theta_1 - \theta_2) + s_1 s_2 \sin \theta_1 \sin(\theta_1 - \theta_2) + s_2^2 \sin^2(\theta_1 - \theta_2) \end{aligned}$$

$$b = s_1^2 \sin^2 \theta_1 + 2s_1s_2 \sin \theta_1 \sin(\theta_1 - \theta_2) + s_2^2 \sin^2(\theta_1 - \theta_2) \quad (4.37)$$

Fazendo então a soma referente à equação (4.33), utilizando as equações (4.36) e (4.37):

$$x_1^2 = d_1^2 + 2s_1d_1 \cos \theta_1 + 2s_2d_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + 2s_1s_2 \cos \theta_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + s_1^2 \cos^2 \theta_1 + s_2^2 \cos^2(\theta_1 - \theta_2) + s_1^2 \sin^2 \theta_1 + 2s_1s_2 \sin \theta_1 \sin(\theta_1 - \theta_2) + s_2^2 \sin^2(\theta_1 - \theta_2)$$

$$x_1^2 = d_1^2 + 2s_1d_1 \cos \theta_1 + 2s_2d_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + 2s_1s_2 \cos \theta_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + s_1^2 (\cos^2 \theta_1 + \sin^2 \theta_1) + 2s_1s_2 \sin \theta_1 \sin(\theta_1 - \theta_2) + s_2^2 [\cos^2(\theta_1 - \theta_2) + \sin^2(\theta_1 - \theta_2)] \quad (4.38)$$

Utilizando a propriedade trigonométrica que diz que $\cos^2 x + \sin^2 x = 1$, e substituindo na equação (4.38):

$$x_1^2 = d_1^2 + 2s_1d_1 \cos \theta_1 + 2s_2d_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + 2s_1s_2 \cos \theta_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + s_1^2 + s_2^2 + 2s_1s_2 \sin \theta_1 \sin(\theta_1 - \theta_2)$$

$$x_1^2 = d_1^2 + s_1^2 + s_2^2 + 2s_1d_1 \cos \theta_1 + 2s_2d_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + 2s_1s_2 \cos \theta_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + 2s_1s_2 \sin \theta_1 \sin(\theta_1 - \theta_2) \quad (4.39)$$

Calculando $\cos(\theta_1 - \theta_2)$ e $\sin(\theta_1 - \theta_2)$:

$$\cos(\theta_1 - \theta_2) = \cos \theta_1 \cos \theta_2 + \sin \theta_1 \sin \theta_2 \quad (4.40)$$

$$\sin(\theta_1 - \theta_2) = \sin \theta_1 \cos \theta_2 - \sin \theta_2 \cos \theta_1 \quad (4.41)$$

Substituindo as equações (4.40) e (4.41) na equação (4.39):

$$x_1^2 = d_1^2 + s_1^2 + s_2^2 + 2s_1d_1 \cos \theta_1 + 2s_2d_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + 2s_1s_2 \cos \theta_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + 2s_1s_2 \sin \theta_1 \sin(\theta_1 - \theta_2)$$

$$x_I^2 = d_I^2 + s_I^2 + s_2^2 + 2s_I d_I \cos \theta_I + 2s_2 d_I \cos(\theta_I - \theta_2) + 2s_I s_2 \cos \theta_I (\cos \theta_I \cos \theta_2 + \sin \theta_I \sin \theta_2) + 2s_I s_2 \sin \theta_I (\sin \theta_I \cos \theta_2 - \sin \theta_2 \cos \theta_I)$$

$$x_I^2 = d_I^2 + s_I^2 + s_2^2 + 2s_I d_I \cos \theta_I + 2s_2 d_I \cos(\theta_I - \theta_2) + 2s_I s_2 \cos^2 \theta_I \cos \theta_2 + 2s_I s_2 \cos \theta_I \sin \theta_I \sin \theta_2 + 2s_I s_2 \cos \theta_2 \sin^2 \theta_I - 2s_I s_2 \cos \theta_I \sin \theta_I \sin \theta_2$$

$$x_I^2 = d_I^2 + s_I^2 + s_2^2 + 2s_I d_I \cos \theta_I + 2s_2 d_I \cos(\theta_I - \theta_2) + 2s_I s_2 \cos \theta_2 (\cos^2 \theta_I + \sin^2 \theta_I) \quad (4.42)$$

De acordo com o que foi explicado anteriormente $\cos^2 \theta_I + \sin^2 \theta_I = 1$, assim:

$$x_I^2 = d_I^2 + s_I^2 + s_2^2 + 2s_I d_I \cos \theta_I + 2s_2 d_I \cos(\theta_I - \theta_2) + 2s_I s_2 \cos \theta_2 \quad (4.43)$$

Substituindo os valores na fórmula da energia potencial total (4.32):

$$\begin{aligned} V &= \frac{k_1[d_I^2 + s_I^2 + s_2^2 + 2s_I d_I \cos \theta_I + 2s_2 d_I \cos(\theta_I - \theta_2) + 2s_I s_2 \cos \theta_2]}{2} + \\ &+ \frac{k_2(d_2^2 + s_2^2 - 2d_2 s_2 \cos \theta_2)}{2} - Mg[d_I + s_I \cos \theta_I + s_2 \cos(\theta_I - \theta_2)] \\ V &= \frac{k_1 d_I^2 + k_1 s_I^2 + k_1 s_2^2 + 2k_1 s_I d_I \cos \theta_I + 2k_1 s_2 d_I \cos(\theta_I - \theta_2) + 2k_1 s_I s_2 \cos \theta_2}{2} + \\ &+ \frac{k_2 d_2^2 + k_2 s_2^2 - 2k_2 d_2 s_2 \cos \theta_2}{2} - Mgd_I - Mgs_I \cos \theta_I - Mgs_2 \cos(\theta_I - \theta_2) \\ V &= \frac{k_1 d_I^2}{2} + \frac{k_1 s_I^2}{2} + \frac{k_1 s_2^2}{2} + k_1 s_I d_I \cos \theta_I + k_1 s_2 d_I \cos(\theta_I - \theta_2) + k_1 s_I s_2 \cos \theta_2 + \\ &+ \frac{k_2 d_2^2}{2} + \frac{k_2 s_2^2}{2} - k_2 d_2 s_2 \cos \theta_2 - Mgd_I - Mgs_I \cos \theta_I - Mgs_2 \cos(\theta_I - \theta_2) \end{aligned} \quad (4.44)$$

Para simplificar o cálculo da energia potencial total, utiliza-se a equação de Freudenstein, abordada no Apêndice A e na equação (A.39). Reagrupando os membros, conforme mostra a equação (4.45):

$$V = C_0 + C_1 \cos \theta_1 + C_2 \cos \theta_2 + C_3 \cos(\theta_1 - \theta_2) \quad (4.45)$$

Substituindo os valores na fórmula da energia potencial total (4.44):

$$C_0 = \frac{k_1 d_1^2}{2} + \frac{k_1 s_1^2}{2} + \frac{k_1 s_2^2}{2} + \frac{k_2 d_2^2}{2} + \frac{k_2 s_2^2}{2} - Mgd_1 \quad (4.46)$$

$$C_1 = k_1 s_1 d_1 - Mgs_1 \quad (4.47)$$

$$C_2 = k_1 s_1 s_2 - k_2 d_2 s_2 \quad (4.48)$$

$$C_3 = k_1 s_2 d_1 - Mgs_2 \quad (4.49)$$

Note que todos os C_i são constantes, se os coeficientes dos termos possuem variáveis trigonométricas eles desaparecem, ou seja, $C_1 = C_2 = C_3 = 0$, pois

$$\frac{\partial V}{\partial \theta} = 0 \quad (4.50)$$

Então o cálculo da energia potencial total é dado por: $V = C_0$, que é uma constante. Assim, o potencial total da energia torna-se constante e o equilíbrio da gravidade é alcançado, através da resolução de um sistema de três equações lineares (4.47), (4.48) e (4.49). Estas condições produzem duas equações independentes (4.51) e (4.52):

$$0 = k_1 s_1 s_2 - k_2 d_2 s_2$$

$$k_1 s_1 = k_2 d_2 \quad (4.51)$$

$$0 = k_1 s_1 d_1 - Mgs_1$$

$$k_1 d_1 = Mg$$

$$\frac{k_2 d_2}{s_1} d_1 = Mg$$

$$k_2 = \frac{Mg s_1}{d_1 d_2} \quad (4.52)$$

$$0 = k_1 s_2 d_1 - Mg s_2$$

$$k_1 d_1 = Mg$$

$$\frac{k_2 d_2}{s_1} d_1 = Mg$$

$$k_2 = \frac{Mg s_1}{d_1 d_2} \quad (4.53)$$

Como (4.52) e (4.53) são iguais, substituindo uma delas em (4.51):

$$k_1 s_1 = \frac{Mg s_1}{d_1 d_2} d_2$$

$$k_1 = \frac{Mg}{d_1} \quad (4.54)$$

Desta forma encontramos a rigidez das molas k_1 e k_2 .

4.2 Cinesiologia

Este item irá abordar uma introdução sobre o assunto e o cálculo da cinemática da marcha com dois graus de liberdade para implementação na lógica de comandos do exoesqueleto.

4.2.1 Introdução

É definida como a ciência que estuda e analisa o movimento humano. O nome *Cinesiologia* vem do grego *kínēsis* = movimento + *logos* = tratado, estudo.

A finalidade da Cinesiologia é compreender as forças que atuam sobre o corpo humano e manipular estas forças em procedimentos de tratamento tais que o desempenho humano possa ser melhorado e lesão adicional possa ser prevenida.

A cinesiologia estuda os músculos conforme estejam envolvidos na ciência do movimento. A análise dos movimentos depende de uma descrição correta dos movimentos articulares que constituem cada padrão de movimento. A compreensão desses movimentos em relação ao plano e ao eixo que são encontrados é de grande importância para médicos, fisioterapeutas, educadores físicos, técnicos de esportes, treinadores, coreógrafos, bailarinos e outros profissionais da área da saúde.

Embora os humanos tenham sempre sido capazes de ver e sentir as suas posturas e movimentos, as forças que afetam os movimentos (gravidade, tensão muscular, resistência externa e atrito) nunca são vistas e raramente são sentidas. Conhecer onde essas forças atuam, em relação a posições e movimentos do corpo no espaço, é fundamental para a capacidade de produzir movimento humano e modificá-lo.

Devido à sua própria característica, a Cinesiologia é uma ciência interdisciplinar, pois mantém estreita interação com a Fisiologia, Anatomia, Antropologia, Mecânica e, mais recentemente, com a Psicologia. Neste estudo, são mostrados os padrões da marcha e a cinemática da marcha humana.

4.2.2 Cálculo da cinemática da marcha com dois graus de liberdade

Segundo OLIVEIRA (2005), a Tabela 4.2 expressa os principais pontos (valores de pico) das fases de apoio e balanço.

Tabela 4.2 – Ângulos da marcha humana

Passos	Ângulos	Ângulos	Fases
	Quadril	Joelho	
1	25	0	Início apoio
2	20	5	apoio
3	18	10	apoio
4	0	4	apoio
5	-5	0	apoio
6	-20	15	apoio
7	-15	45	Início balanço
8	10	70	balanço
9	30	0	balanço
10	25	0	Início apoio

Baseado na Tabela 4.2 construiu-se o gráfico dos ângulos da marcha humana para os ângulos do quadril e do joelho. O gráfico mostra os ângulos em função das fases da marcha humana, conforme Figura 4.6.

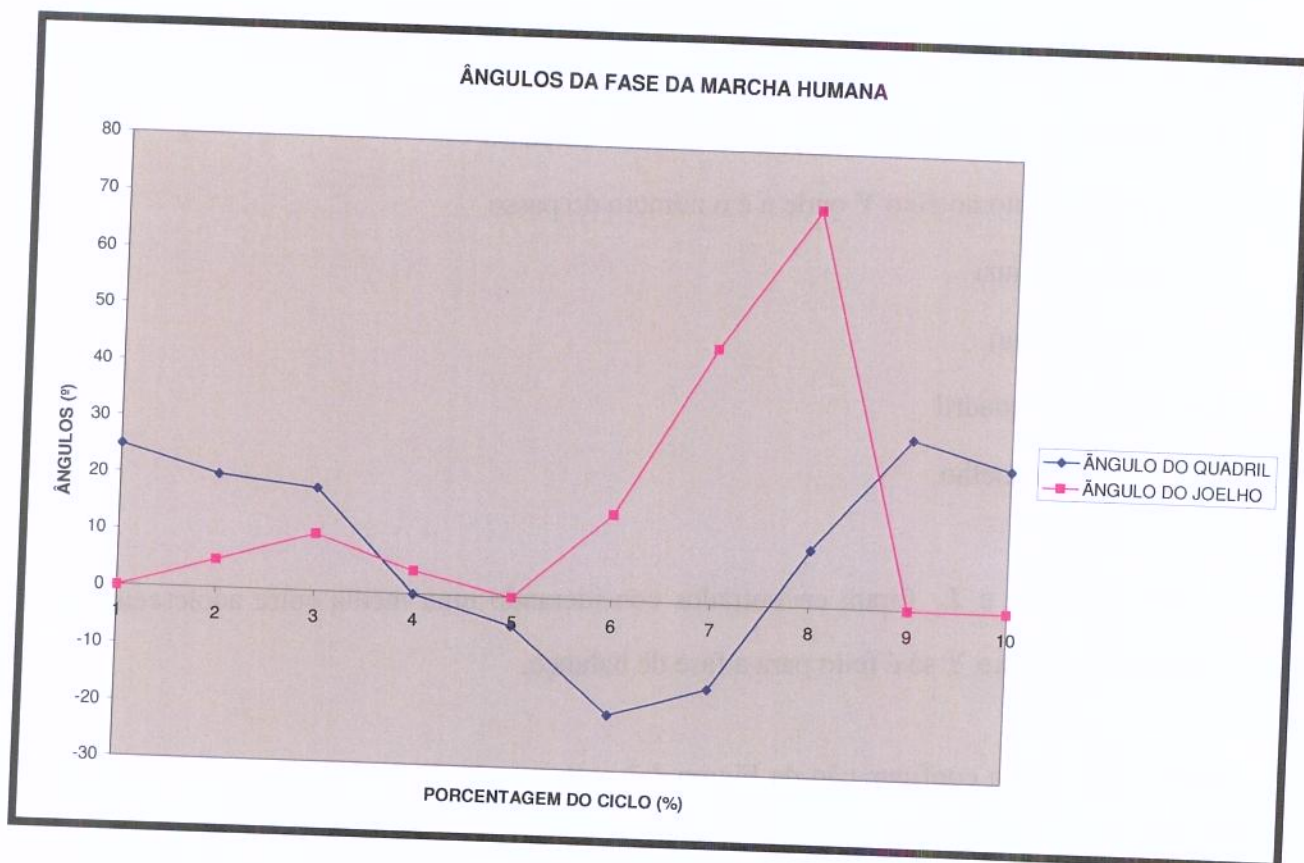


Figura 4.6 – Ângulos das fases da marcha humana

0) Início da Marcha – Toque do calcanhar no solo

Com os ângulos do quadril e joelho, pode-se calcular a posição do pé no eixo X como no eixo Y, com relação ao centro de gravidade do corpo em posição reta. Sendo:

Eixo X:

$$X_n = L_1 \sin \theta_1 + L_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \quad (4.55)$$

Eixo Y:

$$Y_n = L_1 (1 - \cos \theta_1) + L_2 (1 - \cos \theta_2) \quad (4.56)$$

Onde:

X_n = Comprimento no eixo X onde n é o número do passo

Y_n = Comprimento no eixo Y onde n é o número do passo

L_1 = 40 cm (Fêmur)

L_2 = 30 cm (Tíbia)

θ_1 = Ângulo do quadril

θ_2 = Ângulo do joelho

Os valores de L_1 e L_2 foram encontrados considerando uma média entre adolescentes e adultos. O cálculo do eixo Y só é feito para a fase de balanço.

Assim, usaremos a configuração da Figura 4.7 para cálculo da equação 4.55 para todas as dez fases referentes a um ciclo do caminhar humano.

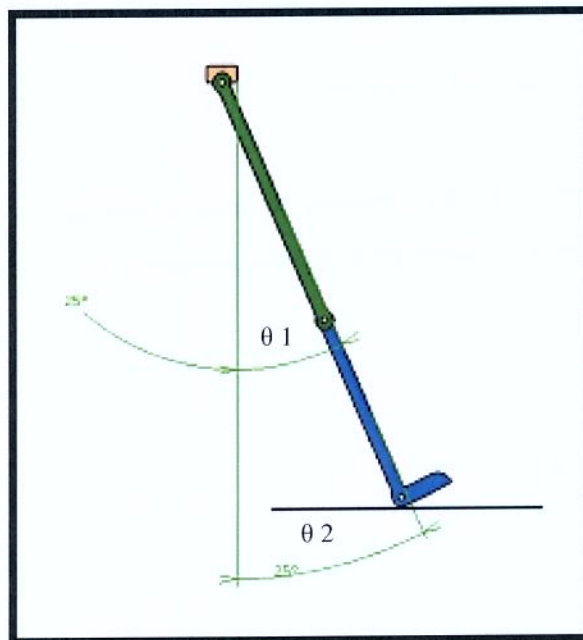


Figura 4.7 – Ângulos da fase da marcha

1) Início da Marcha – 1ª Fase de Apoio

Conforme Tabela 4.2 e Figura 4.8, para a primeira configuração, referente ao 1º passo e a uma porcentagem de 10% do ciclo, tem-se a fase de início do apoio.

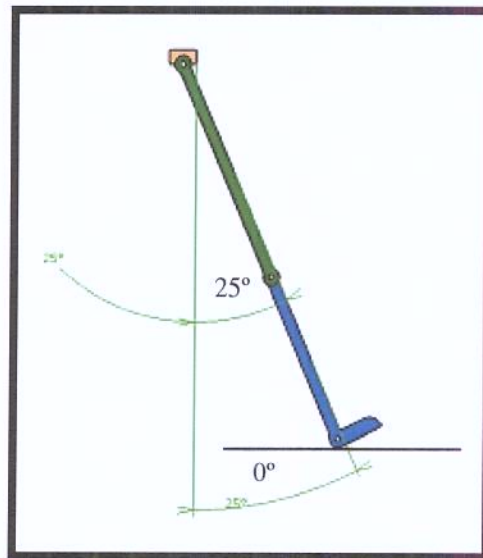


Figura 4.8 – Início da marcha

Assim:

$$\theta_1 = 25^\circ$$

$$\theta_2 = 0^\circ$$

Substituindo na equação (4.55) tem-se:

$$X_1 = 40 \sin 25^\circ + 30 \sin(25^\circ - 0^\circ)$$

$$X_1 = 40 \sin 25^\circ + 30 \sin(25^\circ - 0^\circ)$$

$$X_1 = 16,9 + 12,6$$

$$X_1 = 29,5 \text{ cm} \quad (4.57)$$

2) 2ª Fase de apoio

Conforme Tabela 4.2 e Figura 4.9, para a segunda configuração, referente ao 2º passo e a uma porcentagem de 20% do ciclo, tem-se a segunda fase de apoio.

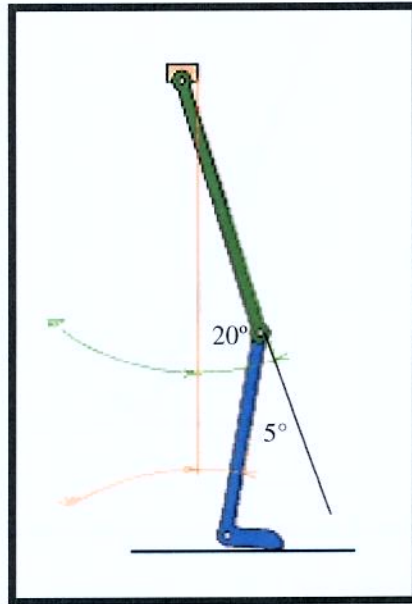


Figura 4.9 – 2ª Fase de apoio

Assim:

$$\theta_1 = 20^\circ$$

$$\theta_2 = 5^\circ$$

Substituindo na equação (4.55) tem-se:

$$X_2 = 40 \sin 20^\circ + 30 \sin(20^\circ - 5^\circ)$$

$$\therefore \sin(20^\circ - 5^\circ) = \sin 20^\circ \cos 5^\circ - \sin 5^\circ \cos 20^\circ = 0,34 - 0,08 = 0,26$$

$$X_2 = 13,6 + 7,8$$

$$X_2 = 21,4 \text{ cm} \quad (4.58)$$

3) 3ª Fase de apoio

Conforme Tabela 4.2 e Figura 4.10, para a terceira configuração, referente ao 3º passo e a uma porcentagem de 30% do ciclo, tem-se a terceira fase de apoio.

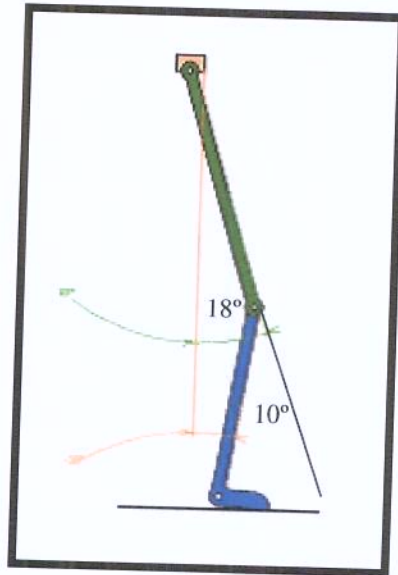


Figura 4.10 – 3ª Fase de apoio

Assim:

$$\theta_1 = 18^\circ$$

$$\theta_2 = 10^\circ$$

Substituindo na equação (4.55) tem-se:

$$X_3 = 40 \sin 18^\circ + 30 \sin(18^\circ - 10^\circ)$$

$$\therefore \sin(18^\circ - 10^\circ) = \sin 18^\circ \cos 10^\circ - \sin 10^\circ \cos 18^\circ = 0,30 - 0,16 = 0,14$$

$$X_3 = 12,4 + 4,2$$

$$X_3 = 16,8 \text{ cm}$$

(4.59)

4) 4ª Fase de Apoio

Conforme Tabela 4.2 e Figura 4.11, para a quarta configuração, referente ao 4º passo e a uma porcentagem de 40% do ciclo, tem-se a quarta fase de apoio.

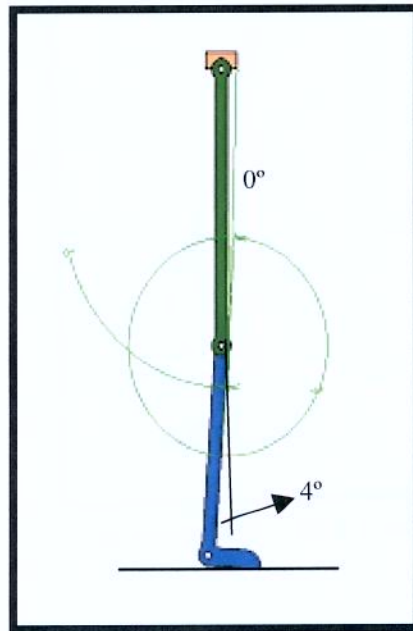


Figura 4.11 – 4ª Fase de apoio

Assim:

$$\theta_1 = 0^\circ$$

$$\theta_2 = 4^\circ$$

Substituindo na equação (4.55) tem-se:

$$X_4 = 40 \sin 0^\circ + 30 \sin(0^\circ - 4^\circ)$$

$$X_4 = 0 + (-2)$$

$$X_4 = -2 \text{ cm} \quad (4.60)$$

5) 5ª Fase de Apoio

Conforme Tabela 4.2 e Figura 4.12, para a quinta configuração, referente ao 5º passo e a uma porcentagem de 50% do ciclo, tem-se a quinta fase de apoio.

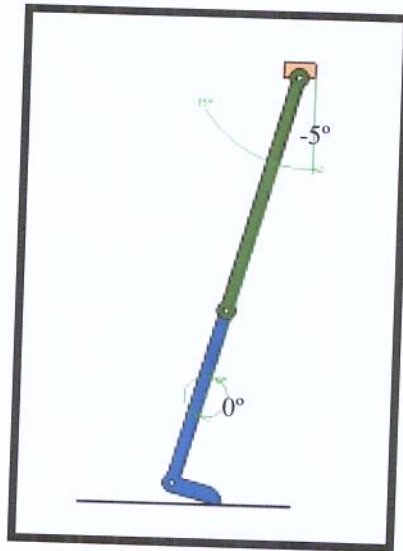


Figura 4.12 – 5ª Fase de apoio

Assim:

$$\theta_1 = -5^\circ$$

$$\theta_2 = 0^\circ$$

Substituindo na equação (4.55) tem-se:

$$X_5 = 40 \sin(-5^\circ) + 30 \sin(-5^\circ - 0^\circ)$$

$$X_5 = 40 \sin(-5^\circ) + 30 \sin(-5^\circ)$$

$$X_5 = -3,4 + (-2,6)$$

$$X_5 = -6 \text{ cm}$$

(4.61)

6) 6ª Fase de Apoio

Conforme Tabela 4.2 e Figura 4.13, para a sexta configuração, referente ao 6º passo e a uma porcentagem de 60% do ciclo, tem-se a primeira fase de apoio.

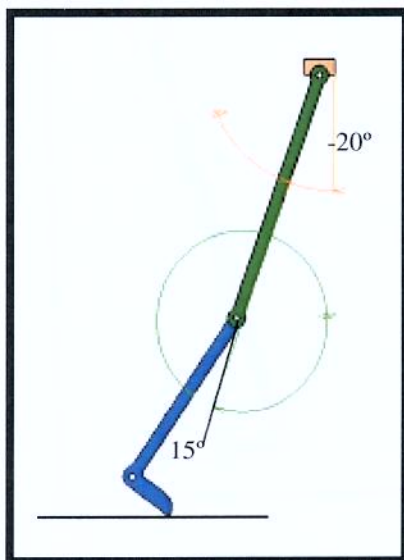


Figura 4.13 – 6ª Fase de apoio

Assim:

$$\theta_1 = -20^\circ$$

$$\theta_2 = 15^\circ$$

Substituindo na equação (4.55) tem-se:

$$X_6 = 40 \sin(-20^\circ) + 30 \sin(-20^\circ - 15^\circ)$$

$$\therefore \sin(-20^\circ - 15^\circ) = \sin(-20^\circ) \cos 15^\circ - \sin 15^\circ \cos(-20^\circ) = -0,33 - 0,24 = -0,57$$

$$X_6 = -13,7 + (-17,1)$$

$$X_6 = -30,8 \text{ cm} \quad (4.62)$$

7) Fase de Balanço – Início

Conforme Tabela 4.2 e Figura 4.14, para a sétima configuração, referente ao 7º passo e a uma porcentagem de 70% do ciclo, tem-se a primeira fase de balanço.

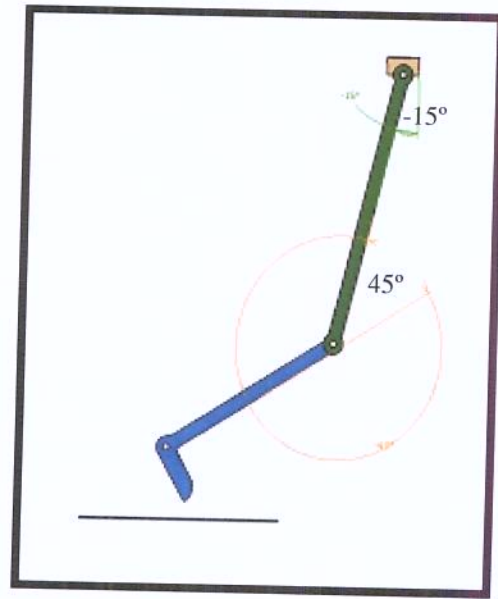


Figura 4.14 – Início da fase de balanço

Assim:

$$\theta_1 = -15^\circ$$

$$\theta_2 = 45^\circ$$

Substituindo na equação (4.55) tem-se:

$$X_7 = 40 \sin(-15^\circ) + 30 \sin(-15^\circ - 45^\circ)$$

$$\because \sin(-15^\circ - 45^\circ) = \sin(-15^\circ) \cos 45^\circ - \sin 45^\circ \cos(-15^\circ) = -0,18 - 0,68 = -0,86$$

$$X_7 = -10,3 + (-0,45)$$

$$X_7 = -10,7 \text{ cm}$$

(4.63)

Para a fase de balanço é necessário calcular o eixo Y. Substituindo na equação (4.56) tem-se:

$$Y_7 = 40[1 - \cos(-15^\circ)] + 30[1 - \cos(-15^\circ - 45^\circ)]$$

$$\because \cos(-15^\circ - 45^\circ) = \cos(-15^\circ)\cos 45^\circ + \sin(-15^\circ)\sin 45^\circ = 0,68 - 0,18 = 0,50$$

$$Y_7 = 1,4 + 15$$

$$Y_7 = 16,4 \text{ cm} \quad (4.64)$$

8) 2ª Fase de balanço

Conforme Tabela 4.2 e Figura 4.15, para a oitava configuração, referente ao 8º passo e a uma porcentagem de 80% do ciclo, tem-se a segunda fase de balanço.

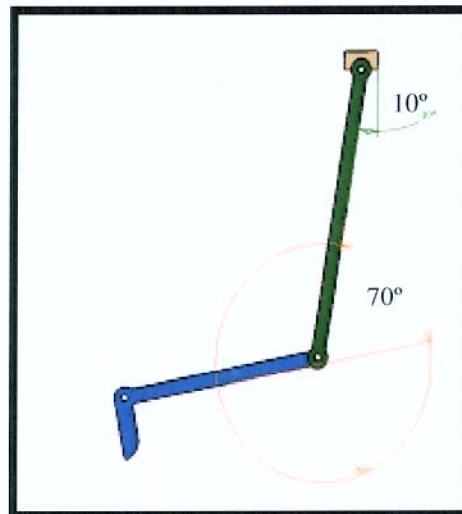


Figura 4.15 – 2ª Fase de balanço

Assim:

$$\theta_1 = 10^\circ$$

$$\theta_2 = 70^\circ$$

Substituindo na equação (4.55) tem-se:

$$X_8 = 40\sin 10^\circ + 30\sin(10^\circ - 70^\circ)$$

$$\therefore \sin(10^\circ - 70^\circ) = \sin 10^\circ \cos 70^\circ - \sin 70^\circ \cos 10^\circ = 0,05 - 0,92 = -0,87$$

$$X_8 = 6,9 + (-26,1)$$

$$X_8 = -19,2 \text{ cm} \quad (4.65)$$

Para a fase de balanço é necessário calcular o eixo Y. Substituindo na equação (4.56) tem-se:

$$Y_8 = 40(1 - \cos 10^\circ) + 30[1 - \cos(10^\circ - 70^\circ)]$$

$$\therefore \cos(10^\circ - 70^\circ) = \cos 10^\circ \cos 70^\circ + \sin 10^\circ \sin 70^\circ = 0,34 + 0,16 = 0,50$$

$$Y_8 = 0,6 + 15$$

$$Y_8 = 15,6 \text{ cm} \quad (4.66)$$

9) Fase de Balanço – Final

Conforme Tabela 4.2 e Figura 4.16, para a nona configuração, referente ao 9º passo e a uma porcentagem de 90% do ciclo, tem-se a terceira fase de balanço e última.

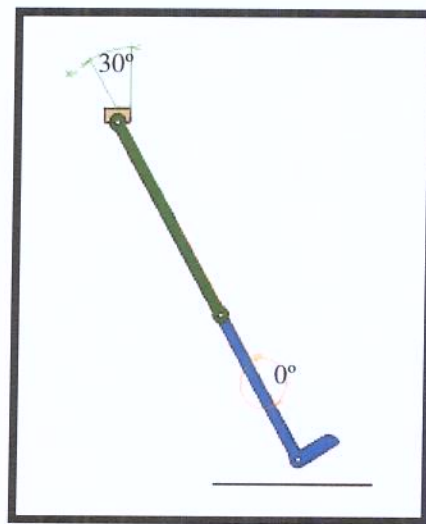


Figura 4.16 – Fase de balanço - Final

Assim:

$$\theta_1 = 30^\circ$$

$$\theta_2 = 0^\circ$$

Substituindo na equação (4.55) tem-se:

$$X_g = 40 \sin 30^\circ + 30 \sin(30^\circ - 0^\circ)$$

$$X_g = 40 \sin 30^\circ + 30 \sin 30^\circ$$

$$X_g = 20 + 15$$

$$X_g = 35 \text{ cm} \quad (4.67)$$

Para a fase de balanço é necessário calcular o eixo Y. Substituindo na equação (4.56) tem-se:

$$Y_g = 40(1 - \cos 30^\circ) + 30[1 - \cos(30^\circ - 0^\circ)]$$

$$Y_g = 40(1 - \cos 30^\circ) + 30[1 - \cos 30^\circ]$$

$$Y_g = 5,36 + 4,01$$

$$Y_g = 9,3 \text{ cm} \quad (4.68)$$

10) Fase de Apoio – Início

Conforme Tabela 4.2 e Figura 4.17, para a décima configuração, referente ao 10º passo, e a uma porcentagem de 100% do ciclo, que gera um ciclo completo, volta a ter a fase de apoio, originando um novo ciclo.

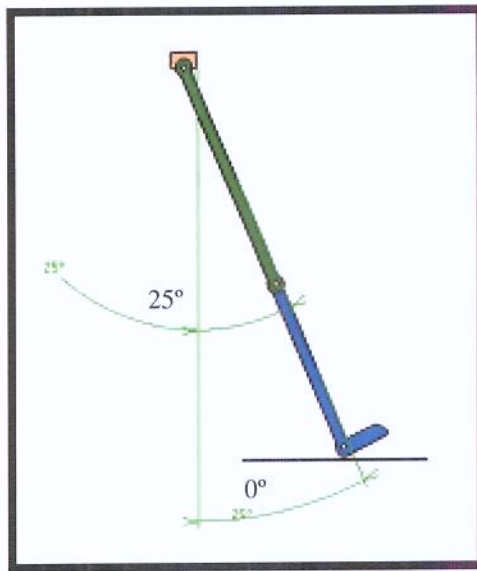


Figura 4.17 – Início da Marcha – Um ciclo completo

Assim:

$$\theta_1 = 25^\circ$$

$$\theta_2 = 0^\circ$$

Substituindo na equação (4.55) tem-se:

$$X_{10} = 40 \sin 25^\circ + 30 \sin(25^\circ - 0^\circ)$$

$$X_{10} = 40 \sin 25^\circ + 30 \sin 25^\circ$$

$$X_{10} = 16,9 + 12,6$$

$$X_{10} = 29,5 \text{ cm} \tag{4.69}$$

A partir do estudo da dinâmica encontram-se as equações necessárias para fazer as simulações, voltando à atenção para a órtese de membros inferiores com a configuração do tipo paralelogramo.

4.3 Modelo Dinâmico da C-WALK

A modelagem dinâmica baseou-se na teoria energética. Para isso trabalhou-se com a dinâmica Lagrangeana. Esta técnica usa a energia cinética e potencial global do sistema. A forma do Lagrangeano utilizada foi:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial K}{\partial \dot{\theta}_i} - \frac{\partial K}{\partial \theta_i} + \frac{\partial P}{\partial \theta_i} = \tau_i \quad (4.70)$$

Na equação (4.70), as variáveis são:

K = Energia Cinética	[Joule]
P = Energia Potencial	[Joule]
τ_i = Torque da Junta i	[Kg/m ²]
θ_i = Ângulo da Junta i	[graus]

Para encontrarem-se as velocidades, escreveram-se todos os vetores posição, dos centros de massa e da origem de cada sistema de referência, em relação à base fixa, usando as matrizes de transformação criadas no modelo geométrico. Aplicando-se o conceito de um vetor, chegou-se aos valores das velocidades do centro de massa de cada link (FERNANDES, 1997).

Para deduzirem-se as equações do movimento usando as equações de Lagrange, devem-se obter, para cada link, as expressões da energia cinética e potencial, segundo a Figura 4.18. Os links a₁ e 2 participam com os movimentos de revolução associados aos ângulos θ_1 e θ_2 respectivamente. Para descrever os movimentos dos links a₁ e a₂, seus movimentos parciais associados com cada coordenada θ_1 e θ_2 pode-se calculá-los separadamente, como segue posteriormente.

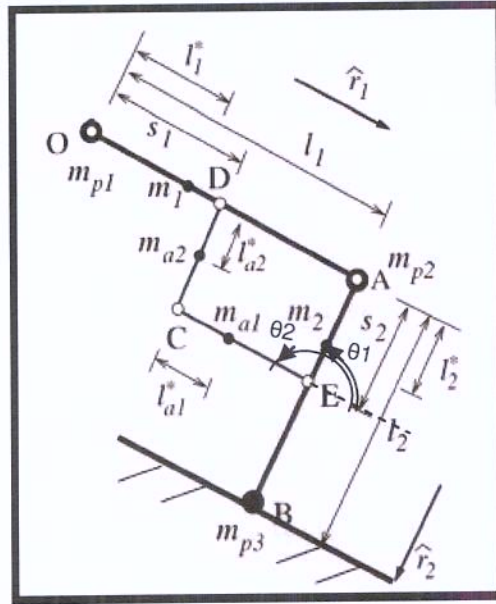


Figura 4.18 – Estrutura do tipo paralelogramo

Os manipuladores com estrutura do tipo paralelogramo tem sido desenvolvidos com o propósito de eliminar a necessidade de utilização de motores pesados, que acarretam inércias maiores nos links que produzem o movimento.

Como energia cinética total de certo corpo rígido é função de sua translação e rotação. A expressão considera este fato :

$$K_i = \frac{1}{2} m_i V_i^2 + \frac{1}{2} I_i \dot{\theta}_i^2 \quad (4.71)$$

A energia potencial é dada por:

$$P_i = m_i g h_i \quad (4.72)$$

4.3.1 Análise para o Link a1

Para cálculo da posição e velocidade utiliza-se a Figura 4.18, assim:

$$X_{a1} = L_{a1}^* \cos \theta_1 \rightarrow \dot{X}_{a1} = -L_{a1}^* \sin \theta_1 \dot{\theta}_1 \quad (4.73)$$

$$Y_{a1} = L_{a1}^* \sin \theta_1 \rightarrow \dot{Y}_{a1} = L_{a1}^* \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 \quad (4.74)$$

A velocidade é função da velocidade em X e Y, assim V é dado por:

$$\begin{aligned} V_{a1}^2 &= \dot{X}_{a1}^2 + \dot{Y}_{a1}^2 \\ V_{a1}^2 &= \left(-L_{a1}^* \sin \theta_1 \dot{\theta}_1 \right)^2 + \left(L_{a1}^* \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 \right)^2 \\ V_{a1}^2 &= \left(L_{a1}^* \right)^2 \sin^2 \theta_1 \left(\dot{\theta}_1 \right)^2 + \left(L_{a1}^* \right)^2 \cos^2 \theta_1 \left(\dot{\theta}_1 \right)^2 \\ V_{a1}^2 &= \left(L_{a1}^* \right)^2 \left(\dot{\theta}_1 \right)^2 [\sin^2 \theta_1 + \cos^2 \theta_1] \\ V_{a1}^2 &= \left(L_{a1}^* \right)^2 \left(\dot{\theta}_1 \right)^2 \end{aligned} \quad (4.75)$$

Podemos então determinar K_{a1} de acordo com a equação (4.71)

$$K_{a1} = \frac{1}{2} m_{a1} V_{a1}^2 + \frac{1}{2} I_{a1} \dot{\theta}_1^2 \quad (4.76)$$

Substituindo a equação (4.75) na equação (4.76) tem-se a energia cinética para o link a1:

$$K_{a1} = \frac{1}{2} m_{a1} (L_{a1}^* \dot{\theta}_1)^2 + \frac{1}{2} I_{a1} \dot{\theta}_1^2 \quad (4.77)$$

Onde:

m_{a1} = Massa do link a1

I_{a1} = Momento de Inércia do link a1

L_{a1}^* = Distância ao centro de gravidade do link a1

$\dot{\theta}_1$ = Derivada primeira da junta 1

Para o cálculo da energia potencial utiliza-se a equação (4.72) desta forma:

$$P_{a1} = m_{a1} g L_{a1}^* \cos \theta_1 \quad (4.78)$$

4.3.2 Análise para o Link 2

Para cálculo da posição e velocidade utiliza-se a Figura 4.18, assim:

$$X_2 = L_2^* \cos \theta_2 \rightarrow \dot{X}_2 = -L_2^* \sin \theta_2 \dot{\theta}_2 \quad (4.79)$$

$$Y_2 = L_2^* \sin \theta_2 \rightarrow \dot{Y}_2 = L_2^* \cos \theta_2 \dot{\theta}_2 \quad (4.80)$$

A velocidade é função da velocidade em X e Y, assim V é dado por:

$$\begin{aligned} V_2^2 &= \dot{X}_2^2 + \dot{Y}_2^2 \\ V_2^2 &= \left(-L_2^* \sin \theta_2 \dot{\theta}_2 \right)^2 + \left(L_2^* \cos \theta_2 \dot{\theta}_2 \right)^2 \\ V_2^2 &= (L_2^*)^2 \sin^2 \theta_2 \left(\dot{\theta}_2 \right)^2 + (L_2^*)^2 \cos^2 \theta_2 \left(\dot{\theta}_2 \right)^2 \\ V_2^2 &= (L_2^*)^2 \left(\dot{\theta}_2 \right)^2 [\sin^2 \theta_2 + \cos^2 \theta_2] \\ V_2^2 &= (L_2^*)^2 \left(\dot{\theta}_2 \right)^2 \end{aligned} \quad (4.81)$$

Pode-se então determinar K_2 de acordo com a equação (4.71)

$$K_2 = \frac{1}{2} m_2 (L_2^* \dot{\theta}_2)^2 + \frac{1}{2} I_2 \dot{\theta}_2^2 \quad (4.82)$$

Substituindo a equação (4.81) na equação (4.82) tem-se a energia cinética para o link 2:

$$K_2 = \frac{1}{2} m_2 (L_2^* \dot{\theta}_2)^2 + \frac{1}{2} I_2 \dot{\theta}_2^2 \quad (4.83)$$

Onde:

m_2 = Massa do link 2

I_2 = Momento de Inércia do link 2.

L_2^* = Distância ao centro de gravidade do link 2

$\dot{\theta}_2$ = Derivada primeira da junta 2

Para o cálculo da energia potencial utiliza-se a equação (4.72) desta forma:

$$P_2 = m_2 g L_2^* \cos \theta_2 \quad (4.84)$$

4.3.3 Análise para o Link a2

(a) Quando o link 2 está estacionário ($\theta_2 = 0$), então tem-se:

$$w_{a2} = w_{a1} = \dot{\theta}_1 \quad (4.85)$$

Para cálculo da posição e velocidade utiliza-se a Figura 4.18, assim:

$$X_{a2} = L_{a2}^* \cos \theta_1 \rightarrow \dot{X}_{a2} = -L_{a2}^* \sin \theta_1 \dot{\theta}_1 \quad (4.86)$$

$$Y_{a2} = L_{a2}^* \sin \theta_1 \rightarrow \dot{Y}_{a2} = L_{a2}^* \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 \quad (4.87)$$

A velocidade é função da velocidade em X e Y, assim V é dado por:

$$V_{a2}^2 = \dot{X}_{a2}^2 + \dot{Y}_{a2}^2$$

$$V_{a2}^2 = \left(-L_{a2}^* \sin \theta_1 \dot{\theta}_1 \right)^2 + \left(L_{a2}^* \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 \right)^2$$

$$\begin{aligned}
V_{a2}^2 &= (L_{a2}^*)^2 \sin^2 \theta_1 \left(\dot{\theta}_1 \right)^2 + (L_{a2}^*)^2 \cos^2 \theta_1 \left(\dot{\theta}_1 \right)^2 \\
V_{a2}^2 &= (L_{a2}^*)^2 \left(\dot{\theta}_1 \right)^2 [\sin^2 \theta_1 + \cos^2 \theta_1] \\
V_{a2}^2 &= (L_{a2}^*)^2 \left(\dot{\theta}_1 \right)^2
\end{aligned} \tag{4.88}$$

Ou seja,

$$V_{a2} = L_{a2}^* \dot{\theta}_1 \tag{4.89}$$

Desta forma, pode-se calcular:

$$(V_{a2})_x = -V_{a2} \cos \theta_1 \tag{4.90}$$

$$(V_{a2})_y = -V_{a2} \sin \theta_1 \tag{4.91}$$

Substituindo então o valor da equação (4.89) nas equações (4.90) e (4.91), obtem-se:

$$(V_{a2})_x = -L_{a2}^* \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 \tag{4.92}$$

$$(V_{a2})_y = -L_{a2}^* \dot{\theta}_1 \sin \theta_1 \tag{4.93}$$

(b) Quando o link a1 está estacionário ($\dot{\theta}_1 = 0$), então:

$$w_{a2} = w_{a1} = 0 \tag{4.94}$$

Assim:

$$V_{a2} = V_2 \tag{4.95}$$

Substituindo a equação (4.81) na equação (4.95) obtem-se:

$$V_{a2} = L_2^* \dot{\theta}_2 \quad (4.96)$$

Desta forma, pode-se calcular:

$$(V_{a2})_x = -V_{a2} \cos \theta_2 \quad (4.97)$$

$$(V_{a2})_y = -V_{a2} \sin \theta_2 \quad (4.98)$$

Substituindo então o valor da equação (4.96) nas equações (4.97) e (4.98), obtem-se:

$$(V_{a2})_x = -L_2^* \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 \quad (4.99)$$

$$(V_{a2})_y = -L_2^* \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 \quad (4.100)$$

Logo, a velocidade resultante é:

$$V_{a2}^2 = (V_{a2})_x^2 + (V_{a2})_y^2 \quad (4.101)$$

Onde $(V_{a2})_x$ é soma da equação (4.92) e da equação (4.99)

$$(V_{a2})_x = -L_{a2}^* \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 - L_2^* \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 \quad (4.102)$$

Onde $(V_{a2})_y$ é soma da equação (4.93) e da equação (4.100)

$$(V_{a2})_y = -L_{a2}^* \dot{\theta}_1 \sin \theta_1 - L_2^* \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 \quad (4.103)$$

Então calculando a velocidade resultante da equação (4.101), utilizando as equações (4.102) e (4.103):

$$\begin{aligned} V_{a2}^2 &= (-L_{a2}^* \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 - L_2^* \dot{\theta}_2 \cos \theta_2)^2 + (-L_{a2}^* \dot{\theta}_1 \sin \theta_1 - L_2^* \dot{\theta}_2 \sin \theta_2)^2 \\ V_{a2}^2 &= (L_{a2}^*)^2 (\dot{\theta}_1)^2 \cos^2 \theta_1 - 2L_{a2}^* L_2^* \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos \theta_1 \cos \theta_2 + (L_2^*)^2 (\dot{\theta}_2)^2 \cos^2 \theta_2 \\ &\quad + (L_{a2}^*)^2 (\dot{\theta}_1)^2 \sin^2 \theta_1 - 2L_{a2}^* L_2^* \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin \theta_1 \sin \theta_2 + (L_2^*)^2 (\dot{\theta}_2)^2 \sin^2 \theta_2 \\ V_{a2}^2 &= (L_{a2}^*)^2 (\dot{\theta}_1)^2 [\cos^2 \theta_1 + \sin^2 \theta_1] - 2L_{a2}^* L_2^* \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 [\cos \theta_1 \cos \theta_2 + \sin \theta_1 \sin \theta_2] \\ &\quad + (L_2^*)^2 (\dot{\theta}_2)^2 [\cos^2 \theta_2 + \sin^2 \theta_2] \\ V_{a2}^2 &= (L_{a2}^*)^2 (\dot{\theta}_1)^2 - 2L_{a2}^* L_2^* \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + (L_2^*)^2 (\dot{\theta}_2)^2 \end{aligned} \quad (4.104)$$

Pode-se então determinar K_{a2} de acordo com a equação (4.104) que é a energia cinética para o link $a2$:

$$K_{a2} = \frac{1}{2} m_{a2} [(L_{a2}^*)^2 (\dot{\theta}_1)^2 - 2L_{a2}^* L_2^* \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + (L_2^*)^2 (\dot{\theta}_2)^2] + \frac{1}{2} I_{a2} \dot{\theta}_1^2 \quad (4.105)$$

Onde:

m_{a2} = Massa do link $a2$

I_{a2} = Momento de Inércia do link $a2$

L_{a2}^* = Distância ao centro de gravidade do link $a2$

$\dot{\theta}_2$ = Derivada primeira da junta 2

Para o cálculo da energia potencial utiliza-se a equação (4.72) desta forma:

$$P_{a2} = m_{a2}g(L_{a2}^* \cos \theta_1 + L_2^* \cos \theta_2) \quad (4.106)$$

4.3.4 Análise para o Link 1

(a) Quando o link 2 está estacionário ($\theta_2 = 0$), então tem-se:

$$w_1 = w_{a1} = 0 \quad (4.107)$$

Para cálculo da posição e velocidade utiliza-se a Figura 4.18, assim:

$$X_1 = L_{a1}^* \cos \theta_1 \rightarrow \dot{X}_1 = -L_{a1}^* \sin \theta_1 \dot{\theta}_1 \quad (4.108)$$

$$Y_1 = L_{a1}^* \sin \theta_1 \rightarrow \dot{Y}_1 = L_{a1}^* \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 \quad (4.109)$$

A velocidade é função da velocidade em X e Y, assim V é dado por:

$$\begin{aligned} V_1^2 &= \dot{X}_1^2 + \dot{Y}_1^2 \\ V_1^2 &= \left(-L_{a1}^* \sin \theta_1 \dot{\theta}_1 \right)^2 + \left(L_{a1}^* \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 \right)^2 \\ V_1^2 &= (L_{a1}^*)^2 \sin^2 \theta_1 \left(\dot{\theta}_1 \right)^2 + (L_{a1}^*)^2 \cos^2 \theta_1 \left(\dot{\theta}_1 \right)^2 \\ V_1^2 &= (L_{a1}^*)^2 \left(\dot{\theta}_1 \right)^2 [\sin^2 \theta_1 + \cos^2 \theta_1] \\ V_1^2 &= (L_{a1}^*)^2 \left(\dot{\theta}_1 \right)^2 \end{aligned} \quad (4.110)$$

Ou seja,

$$V_1 = L_{a1}^* \dot{\theta}_1 \quad (4.111)$$

Desta forma, pode-se calcular:

$$(V_1)_x = -V_1 \cos \theta_1 \quad (4.112)$$

$$(V_1)_y = -V_1 \sin \theta_1 \quad (4.113)$$

Substituindo então o valor da equação (4.111) nas equações (4.112) e (4.113), obtem-se:

$$(V_1)_x = -L_{a1}^* \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 \quad (4.114)$$

$$(V_1)_y = -L_{a1}^* \dot{\theta}_1 \sin \theta_1 \quad (4.115)$$

(b) Quando o link a1 está estacionário ($\dot{\theta}_1 = 0$), então:

$$w_1 = w_{a1} = \dot{\theta}_2 \quad (4.116)$$

Assim:

$$V_1 = L_1^* \dot{\theta}_2 \quad (4.117)$$

Desta forma, pode-se calcular:

$$(V_1)_x = -V_1 \cos \theta_2 \quad (4.118)$$

$$(V_1)_y = -V_1 \sin \theta_2 \quad (4.119)$$

Substituindo então o valor da equação (4.117) nas equações (4.118) e (4.119), tem-se:

$$(V_1)_x = -L_1^* \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 \quad (4.120)$$

$$(V_1)_y = -L_1^* \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 \quad (4.121)$$

Logo, a velocidade resultante é:

$$V_1^2 = (V_1)_x^2 + (V_1)_y^2 \quad (4.122)$$

Onde $(V_1)_x$ é soma da equação (4.114) e da equação (4.120)

$$(V_1)_x = -L_{a1}^* \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 - L_1^* \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 \quad (4.123)$$

Onde $(V_1)_y$ é soma da equação (4.115) e da equação (4.121)

$$(V_1)_y = -L_{a1}^* \dot{\theta}_1 \sin \theta_1 - L_1^* \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 \quad (4.124)$$

Então calculando a velocidade resultante da equação (4.122), utilizando as equações (4.123) e (4.124):

$$\begin{aligned} V_1^2 &= (-L_{a1}^* \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 - L_1^* \dot{\theta}_2 \cos \theta_2)^2 + (-L_{a1}^* \dot{\theta}_1 \sin \theta_1 - L_1^* \dot{\theta}_2 \sin \theta_2)^2 \\ V_1^2 &= (L_{a1}^*)^2 (\dot{\theta}_1)^2 \cos^2 \theta_1 - 2L_{a1}^* L_1^* \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos \theta_1 \cos \theta_2 + (L_1^*)^2 (\dot{\theta}_2)^2 \cos^2 \theta_2 \\ &\quad + (L_{a1}^*)^2 (\dot{\theta}_1)^2 \sin^2 \theta_1 - 2L_{a1}^* L_1^* \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin \theta_1 \sin \theta_2 + (L_1^*)^2 (\dot{\theta}_2)^2 \sin^2 \theta_2 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
V_1^2 &= (L_{a1}^*)^2 (\dot{\theta}_1)^2 [\cos^2 \theta_1 + \sin^2 \theta_1] - 2L_{a1}^* L_1^* \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 [\cos \theta_1 \cos \theta_2 + \sin \theta_1 \sin \theta_2] \\
&+ (L_1^*)^2 (\dot{\theta}_2)^2 [\cos^2 \theta_2 + \sin^2 \theta_2] \\
V_1^2 &= (L_{a1}^*)^2 (\dot{\theta}_1)^2 - 2L_{a1}^* L_1^* \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + (L_1^*)^2 (\dot{\theta}_2)^2 \quad (4.125)
\end{aligned}$$

Podemos então determinar K_1 de acordo com a equação (4.125) que é a energia cinética para o link a2:

$$K_1 = \frac{1}{2} m_1 [(L_{a1}^*)^2 (\dot{\theta}_1)^2 - 2L_{a1}^* L_1^* \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + (L_1^*)^2 (\dot{\theta}_2)^2] + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_2^2 \quad (4.126)$$

Onde:

m_1 = Massa do link 1

I_1 = Momento de Inércia do link 1

L_1^* = Distância ao centro de gravidade do link 1

$\dot{\theta}_1$ = Derivada primeira da junta 1

Para o cálculo da energia potencial utiliza-se a equação (4.72) assim encontra-se:

$$P_1 = m_1 g (L_{a1}^* \cos \theta_1 + L_1^* \cos \theta_2) \quad (4.127)$$

Para a carga, K_0 e V_0 são similares a K_1 e V_1 , substituindo-se m_1 e L_1^* por m_0 e L_1 , respectivamente:

$$K_0 = \frac{1}{2} m_0 [(L_{a1}^*)^2 (\dot{\theta}_1)^2 - 2L_{a1}^* L_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + (L_1)^2 (\dot{\theta}_2)^2] + \frac{1}{2} I_0 \dot{\theta}_2^2 \quad (4.128)$$

$$P_0 = m_0 g (L_{a1}^* \cos \theta_1 + L_1 \cos \theta_2) \quad (4.129)$$

Desta forma, a energia cinética e potencial para a estrutura do tipo paralelogramo será a seguinte:

- Energia cinética total do sistema:

$$\begin{aligned}
 K = & \frac{1}{2} m_{a1} (L_{a1}^* \dot{\theta}_1)^2 + \frac{1}{2} I_{a1} \dot{\theta}_1^2 \\
 & + \frac{1}{2} m_2 (L_2^* \dot{\theta}_2)^2 + \frac{1}{2} I_2 \dot{\theta}_2^2 \\
 & + \frac{1}{2} m_{a2} [(L_{a2}^*)^2 (\dot{\theta}_1)^2 - 2 L_{a2}^* L_2^* \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + (L_2^*)^2 (\dot{\theta}_2)^2] + \frac{1}{2} I_{a2} \dot{\theta}_1^2 \\
 & + \frac{1}{2} m_1 [(L_{a1}^*)^2 (\dot{\theta}_1)^2 - 2 L_{a1}^* L_1^* \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + (L_1^*)^2 (\dot{\theta}_2)^2] + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_2^2 \\
 & + \frac{1}{2} m_0 [(L_{a1}^*)^2 (\dot{\theta}_1)^2 - 2 L_{a1}^* L_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + (L_1)^2 (\dot{\theta}_2)^2] + \frac{1}{2} I_0 \dot{\theta}_2^2
 \end{aligned} \tag{4.130}$$

- Energia potencial total do sistema:

$$\begin{aligned}
 P = & m_{a1} g L_{a1}^* \cos \theta_1 \\
 & + m_2 g L_2^* \cos \theta_2 \\
 & + m_{a2} g (L_{a2}^* \cos \theta_1 + L_2^* \cos \theta_2) \\
 & + m_1 g (L_{a1}^* \cos \theta_1 + L_1^* \cos \theta_2) \\
 & + m_0 g (L_{a1}^* \cos \theta_1 + L_1 \cos \theta_2)
 \end{aligned} \tag{4.131}$$

A equação do movimento na formulação Lagrangeana é dada por:

$$\frac{d}{dt} \left\{ \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} \right\} - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} = T_i, \quad i = 1, 2 \tag{4.132}$$

Desenvolvendo-se a equação acima, (TZAFESTAS, RAIBERT e TZAFESTAS, 1996):

$$D(\theta) \ddot{\theta} + h(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta) = T_\theta \tag{4.133}$$

Onde:

$$\theta = [\theta_1, \theta_2]^T \quad (4.134)$$

$$T_\theta = [T_{\theta_1}, T_{\theta_2}]^T \quad (4.135)$$

$$h(\theta, \dot{\theta}) = \text{col} \left[\sum_{j=1(j \neq i)}^2 (h_{ijj}(\dot{\theta})^2) \right] \quad (4.136)$$

$$G(\theta) = \text{col} [G_i(\theta)] \quad (4.137)$$

$$D(\theta) = [D_{ij}(\theta)] \quad , (i, j = 1, 2) \quad (4.138)$$

Onde $D(\theta)$ é a matriz de inércia de dimensão $[2 \times 2]$, $h(\theta, \dot{\theta})$ é o vetor de forças centrípetas e de Coriolis de dimensão $[2 \times 1]$, $G(\theta)$ é o vetor de forças gravitacionais de dimensão $[2 \times 1]$, $T(\theta)$ representa o vetor de torques de comando de dimensão $[2 \times 1]$ e $\text{col}[a_i]$ é a notação para vetor coluna com elementos a_i .

Calculando as derivadas parciais do Lagrangeano $L=K-P$, e fazendo as devidas manipulações algébricas encontramos os torques dos motores, obtem-se:

Para a junta 1:

$$\begin{aligned} \tau_1 = & (m_2 L_2^{*2} + I_2 + m_{a2} L_{a2}^{*2} + I_{a2} + m_1 L_2^* + m_0 L_2^*) \ddot{\theta}_1 \\ & + (m_{a2} L_{a1}^* L_{a2}^* - m_1 L_2^* L_1^* + m_0 L_2^* L_1^*) \cos(\theta_2 - \theta_1) \ddot{\theta}_2 \\ & + (m_{a2} L_{a1}^* L_{a2}^* - m_1 L_2^* L_1^* + m_0 L_2^* L_1^*) \sin(\theta_2 - \theta_1) \dot{\theta}_2^2 \\ & + (m_2 L_2^* + m_{a2} L_{a2}^* + m_1 L_2^* + m_0 L_2^*) g \cos \theta_1 \end{aligned} \quad (4.139)$$

Para a junta 2:

$$\begin{aligned}
\tau_2 = & (m_{a2}L_{a1}^*L_{a2}^* - m_1L_{22}^*L_1^* + m_0L_2^*L_1) \cos(\theta_2 - \theta_1) \ddot{\theta}_1 \\
& + (m_{a1}L_{a1}^{*2} + I_{a1} + m_{a2}L_{a1}^{*2} + m_1L_1^* + I_1 + m_0L_1 + I_0) \ddot{\theta}_2 \\
& - (m_{a2}L_{a1}^*L_{a2}^* - m_1L_{22}^*L_1^* + m_0L_2^*L_1) \sin(\theta_2 - \theta_1) \dot{\theta}_1^2 \\
& + (m_{a1}L_{a1}^* + m_{a2}L_{a1}^* - m_1L_1^* + m_0L_1) g \cos \theta_2
\end{aligned} \tag{4.140}$$

Estas equações podem ser escritas para a junta 1 da seguinte forma:

$$\tau_1 = D_{11} \ddot{\theta}_1 + D_{12} \ddot{\theta}_2 + D_{111} \dot{\theta}_1^2 + D_{122} \dot{\theta}_2^2 + D_{112} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + D_{121} \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1 + D_1 \tag{4.141}$$

Permitindo facilmente constatar, pela equação (4.139) que:

$$D_{111} = D_{112} = D_{121} = 0 \tag{4.142}$$

Assim:

$$\tau_1 = D_{11} \ddot{\theta}_1 + D_{12} \ddot{\theta}_2 + D_{122} \dot{\theta}_2^2 + D_1 \tag{4.143}$$

Da mesma forma para a junta 2:

$$\tau_2 = D_{12} \ddot{\theta}_1 + D_{22} \ddot{\theta}_2 + D_{211} \dot{\theta}_1^2 + D_{222} \dot{\theta}_2^2 + D_{212} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + D_{221} \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1 + D_2 \tag{4.144}$$

Permitindo facilmente constatar que, pela equação (4.140):

$$D_{222} = D_{212} = D_{221} = 0 \tag{4.145}$$

Assim:

$$\tau_2 = D_{12} \ddot{\theta}_1 + D_{22} \ddot{\theta}_2 + D_{211} \dot{\theta}_1^2 + D_2 \tag{4.146}$$

Sendo:

D_{11} = Termo de inércia efetiva do link 1

D_{22} = Termo de inércia efetiva do link 2

D_{12} = Termo de inércia de acoplamento

D_{122} = Termo da Força Centrípeta na junta 1 devido a rotação da junta 2

D_{211} = Termo da Força Centrípeta na junta 2 devido a rotação da junta 1

D_{112} = Força de Coriolis na junta 1 devido a velocidade da junta 1

D_{221} = Força de Coriolis na junta 2 devido a velocidade da junta 2

D_{121} = Força de Coriolis na junta 1 devido a velocidade da junta 2

D_{212} = Força de Coriolis na junta 2 devido a velocidade da junta 1

D_1 = Força de Gravidade na junta 1

D_2 = Força de Gravidade na junta 2

4.4 Vantagens e desvantagens do mecanismo do paralelogramo

O mecanismo do paralelogramo apresenta algumas vantagens e desvantagens em relação a outros mecanismos. Após uma análise das equações dos torques podem ser extraídas vantagens importantes para o desenvolvimento do projeto da órtese:

- O número de termos na equação do movimento para a estrutura do paralelogramo é menor que para um sistema articulado de cadeia aberta.
- Grande capacidade de carga.
- O mecanismo do paralelogramo some com toda a dinâmica do sistema.
- Os termos de Coriolis não estão presentes.

- Se esta condição imposta na equação (4.143) for satisfeita, todo o acoplamento entre as juntas do paralelogramo seria eliminado.
- É estabelecida a condição de projeto:

$$m_{a2}L_{a1}^*L_{a2}^* - m_1L_2^*L_1^* - m_0L_2^*L_1 = 0 \quad (4.147)$$

- Os termos de inércia são menores que nos manipuladores seriais, pois as massas dos motores estão localizadas próximas da base.

A maior desvantagem do uso do mecanismo do paralelogramo é a limitação do espaço de trabalho pelas restrições dos movimentos do paralelogramo.

4.5 Considerações finais do capítulo

A partir da modelagem matemática da estrutura do paralelogramo desenvolvida neste capítulo e do modelo virtual criado no capítulo anterior foi gerado um desenvolvimento computacional, permitindo realizar uma análise dos principais resultados obtidos que serão apresentados no próximo capítulo deste trabalho.

Capítulo 5

Resultados, Análises e Discussões

Neste capítulo é descrito os resultados obtidos durante o trabalho validando a concepção do protótipo de sistema exoesqueleto através da sua modelagem e simulação computacional. Os resultados obtidos são analisados e discutidos considerando os objetivos delineados para realização deste trabalho.

O programa desenvolvido para a simulação do sistema exoesqueleto com dois graus de liberdade de estrutura do tipo paralelogramo para atingir os resultados foi implementado em MATLABTM versão 7.1, o qual possibilitou fazermos um estudo detalhado do sistema e forneceu subsídios para obtermos algumas conclusões importantes.

5.1 Introdução

Para a manufatura de órteses de sistemas articulares antropomórficos, tanto de membros superiores, quanto de membros inferiores, há a necessidade da modelagem cinemática e dinâmica dos sistemas naturais para que se possam reproduzir artificialmente as funções dos membros lesados do paciente, visando à recuperação das suas funções para a execução das atividades cotidianas.

Para controlar a sequência dos deslocamentos angulares das juntas do exoesqueleto na tarefa de uma caminhada, se faz necessária a elaboração e aplicação de uma modelagem do

servo-sistema a ser comandado através de um algoritmo computacional processado por um controlador dedicado. Esse algoritmo é baseado nos dados de cinemetria apresentado no item 4.2 do capítulo anterior.

5.2 Sistema para avaliação do exoesqueleto

O MATLAB/SimulinkTM é uma linguagem de programação, onde a concatenação dos comandos dados no espaço de trabalho gera um programa, que pode ser armazenado em um arquivo de dados chamado sucessivas vezes. O MATLABTM permite cálculo, visualização e programação. É uma ferramenta para modelagem, simulação e análise de sistemas dinâmicos.

O Simulink é uma ferramenta de diagramação gráfica por blocos. O software oferece alta integração com o resto do ambiente Matlab. Simulink é amplamente usado em teoria de controle e processamento digital de sinais para projeto e simulação multi-domínios.

Estes aplicativos computacionais que foram desenvolvidos visam mostrar a viabilidade de manufatura da órtese de sistemas articulares antropomórficos aplicadas a membros inferiores em estudo, fornecendo informações relativas ao equilíbrio da órtese, momento de inércia e os servomotores.

Para facilitar o acompanhamento dos resultados e a discussão, foram criados três programas para avaliar:

1. Energia Potencial com e sem equilíbrio da gravidade
2. Momento de inércia de cada junta e da composição das juntas
3. Comportamento dinâmico do sistema de acionamento e controle da órtese em estudo.

Para os dois primeiros casos as variáveis de influência θ_1 , θ_2 e deslocamento representaram as entradas do sistema. Esses valores são diferentes para cada usuário e representam os ângulos do quadril, joelho e o deslocamento de um ciclo de marcha. A partir das variáveis de entrada foram analisadas as saídas mostradas no diagrama de blocos da Figura 5.1:

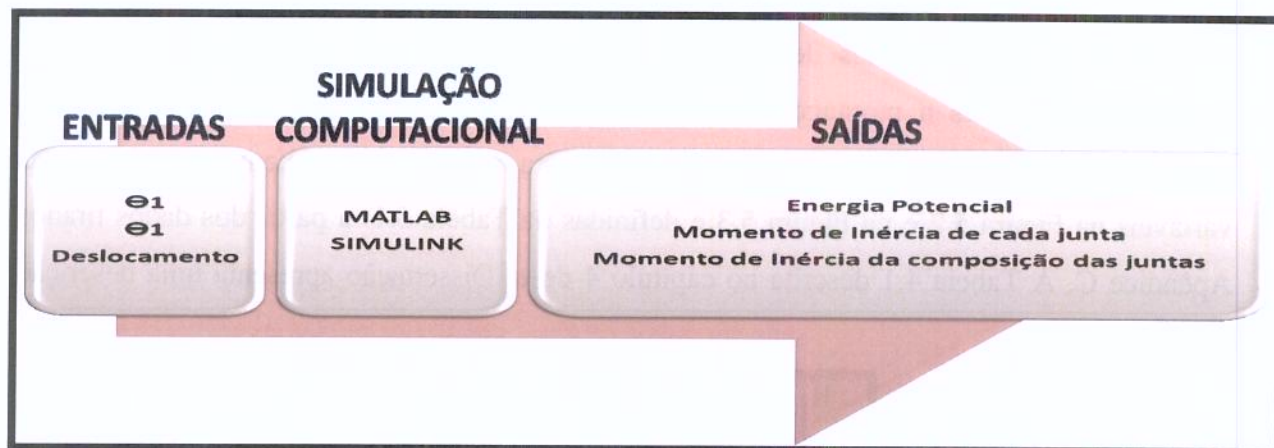


Figura 5.1 - Diagrama de blocos de entradas e saídas

5.3 Resultados obtidos na simulação computacional

Neste item serão detalhados os programas. Os resultados mostram as características da órtese exoesquelética de membros inferiores, conforme modelagem matemática do capítulo 4.

5.3.1 Energia Potencial com e sem equilíbrio da gravidade

Utilizando-se a ferramenta Matlab versão 7.1 foi possível verificar o comportamento da energia potencial do sistema. A partir das variáveis de entrada mostradas no diagrama de blocos da Figura 5.1 permitiu-se avaliar o comportamento da energia potencial com e sem equilíbrio da gravidade.

Conforme a modelagem matemática descrita neste trabalho, para o cálculo da energia potencial é necessário calcular o centro de massa e a rigidez das molas. Existem muitas variáveis em questão, o cálculo do centro de massa é dado pela equação (4.25) e pela equação (4.26) e a rigidez das molas é calculada pela equação (4.53) e pela equação (4.54) apresentada no capítulo anterior. Praticamente todos os valores das variáveis necessárias para o cálculo foram encontrados utilizando-se o software Pro/ENGINEER, exceto as variáveis de influência que foi feito um estudo a parte, descrito no subitem 4.2 do capítulo anterior. Todas essas variáveis variam de acordo com as medidas adotadas em projeto e estão relacionadas às medidas do usuário.

The diagram shows a two-link mechanism. Link 1 is a straight rod of length l_1 pivoted at point O on a vertical guide. A horizontal force H is applied at O. A point D is on Link 1 at distance s_1 from O. Link 2 is a bent rod with segments of length l_2 and l_2^* , pivoted at point A on Link 1. Point E is on the segment of length l_2 at distance s_2 from A. The end of Link 2 is point B. The mechanism is shown in a deformed state with dashed lines. Unit vectors $\hat{r}_1$ and $\hat{r}_2$ are shown along the links. Masses are labeled m_{p1} , m_l , m_{a2} , m_{a1} , m_2 , m_{p2} , and m_{p3} . Distances l_1^* , l_{a2}^* , and l_{a1}^* are also indicated.

The diagram illustrates a two-link robotic arm system. The first link of length d_1 is pivoted at point O and makes an angle θ_1 with the horizontal. A spring-damper mechanism with stiffness s_1 and damping x_1 is attached to this link. The second link of length d_2 is pivoted at the end of the first link and makes an angle θ_2 with the horizontal. A spring-damper mechanism with stiffness s_2 and damping x_2 is attached to this link. The vertical distance from the pivot O to the horizontal reference line is h . Gravity g acts downwards. The diagram is used to derive the equations of motion for the system.

162

Tabela 5.1 – Valores das variáveis utilizadas no programa da Energia Potencial

VARIÁVEL	VALOR	UNIDADES	COMPONENTE
l_1	$150+351.30=501.3$	mm	CINTURA_FINAL.PRT+BARRA_COXA_FINAL.PRT
l_2	430.15	mm	BARRA_PERNA_FINAL_NOVA.PRT+PE_DIREITO.PRT
m_1	$1.0418918e-01+9.2164$	Kg	BARRA_COXA_FINAL.PRT+CINTURA_FINAL.PRT
m_2	$1.4169085e-01+1.1065173$	Kg	BARRA_PERNA_FINAL_NOVA.PRT+PE_DIREITO.PRT
ma_1	$7.3949177e-02$	Kg	BARRA_QUADRILATERO.PRT
ma_2	$7.3949177e-02$	Kg	BARRA_QUADRILATERO.PRT
mp_1	$1.1520623+2.0587505e-01+1.9494309e-02$	Kg	MOTOR2.PRT+COROA_FINAL.PRT+PINHAO_FINAL.PRT
mp_2	$1.1520623+2.0587505e-01+1.9494309e-02$	Kg	MOTOR2.PRT+COROA_FINAL.PRT+PINHAO_FINAL.PRT
mp_3	1.1065173	Kg	PE_DIREITO.PRT
d_1	150	mm	CINTURA_FINAL.PRT
d_2	210	mm	BARRA_QUADRILATERO.PRT

Foi elaborado um programa computacional referente à órtese, utilizando o modelo cinemático descrito no capítulo anterior e subitem 4.2, onde as variáveis de influência, estão representadas através dos valores mostrados na Tabela 5.2.

Tabela 5.2 – Entradas utilizadas no programa da Energia Potencial

Variáveis de Influência	1FA	2FA	3FA	4FA	5FA	6FA	1FB	2FB	3FB	1FA
theta1	25	20	18	0	-5	-20	-15	10	30	25
theta2	0	5	10	4	0	15	45	70	0	0
deslocamento	295	214	168	-20	-60	308	-107	-192	350	295

Onde:

1FA: 1ª Fase de Apoio

2FA: 2ª Fase de Apoio

3FA: 3ª Fase de Apoio

4FA: 4ª Fase de Apoio

5FA: 5ª Fase de Apoio

6FA: 6ª Fase de Apoio

1FB: 1ª Fase de Balanço

2FB: 2ª Fase de Balanço

3FB: 2ª Fase de Balanço

1FA: 1ª Fase de Apoio

A partir da Tabela 5.2 foram gerados gráficos para acompanhar os ângulos referentes à fase de apoio e balanço em função do tempo. Como parâmetro do nosso projeto a órtese desenvolverá um ciclo de marcha em 4s. A Figura 5.4 mostra o ângulo do quadril e joelho em função do tempo para completar um ciclo de marcha, o programa desenvolvido encontra-se no Apêndice F.

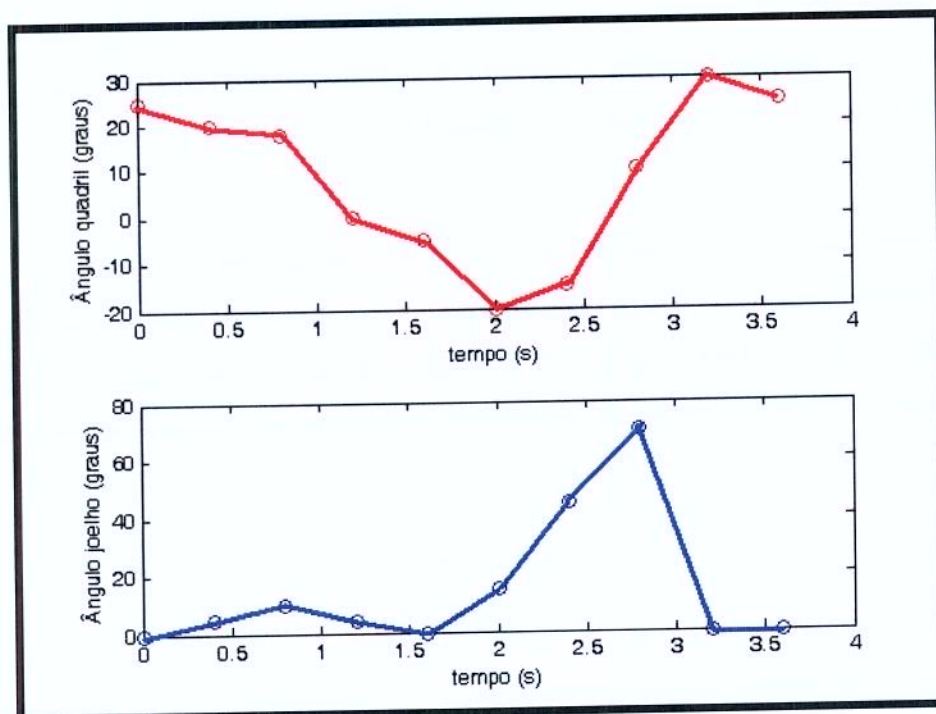


Figura 5.4 – Ângulo do quadril e joelho em função do tempo

Com base nos valores da Tabela 5.1 e da Tabela 5.2 foi alimentado o programa para cálculo da energia potencial com e sem equilíbrio da gravidade. O Apêndice G descreve o programa para cálculo da energia potencial todo comentado usando o MATLABTM. O programa calcula então o centro de massa do dispositivo, a rigidez das molas e a energia potencial do sistema com e sem equilíbrio da gravidade. Fornece a saída de resultados via relatório gráfico, mostrando o resultado do cálculo da energia potencial versus o deslocamento. Para melhor apresentar os resultados dividiu-se o mesmo em três tópicos, sendo:

5.3.1.1 Energia Potencial com Equilíbrio da Gravidade

É possível verificar que a energia potencial com equilíbrio da gravidade é uma constante, provando que todos os termos com variáveis trigonométricas são nulos, colocados os valores encontrados no Pro/ENGINEER eles zeraram, ou seja, $C_1 = C_2 = C_3 = 0$, conforme visto na modelagem matemática algébrica a simulação correspondeu conforme equações (4.46) a (4.50) referentes ao capítulo anterior. Pode-se concluir então que o potencial total da energia torna-se constante e o equilíbrio da gravidade é alcançado, conforme mostra a Figura 5.5.

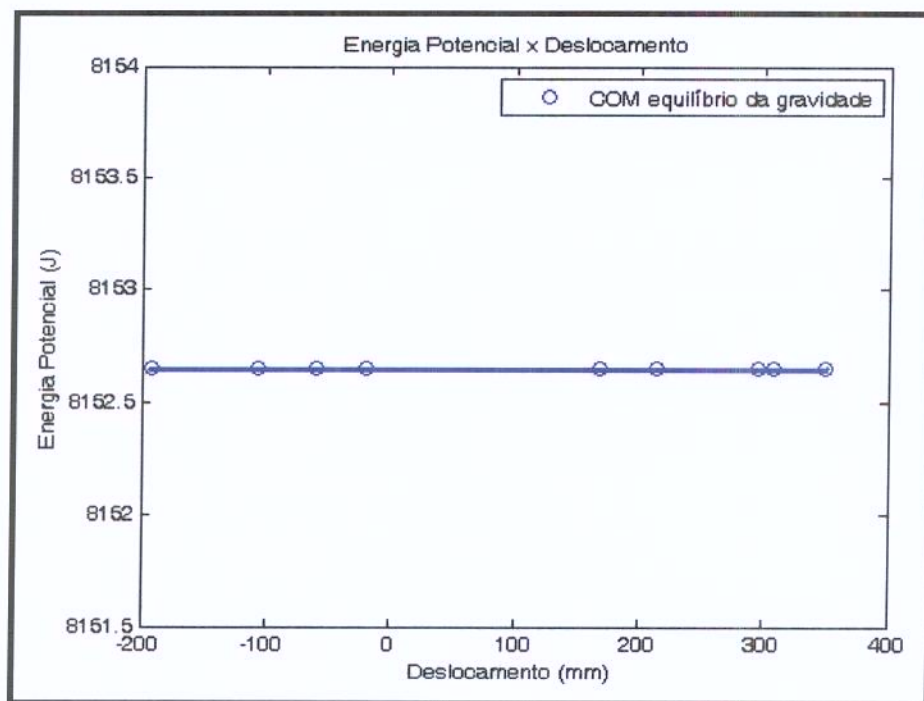


Figura 5.5 – Energia Potencial com Equilíbrio da Gravidade

5.3.1.2 Energia Potencial sem Equilíbrio da Gravidade

Para fins comparativos da energia potencial com e sem equilíbrio da gravidade e para verificação de vantagens da órtese modelada neste trabalho com a que se tem na literatura, adotou-se o cálculo de energia potencial para uma perna que não apresenta o método híbrido composto da estrutura do paralelogramo e das molas, para cálculo do centro de massa e consequentemente equilíbrio da gravidade do autor Pizziolo (PIZZIOLO et al, 2004).

A equação (5.1) mostra como é feito o cálculo da energia potencial para dois graus de liberdade.

$$E_p = \sum_{i=1}^2 m_i g r_i \quad (5.1)$$

Utilizando as mesmas variáveis da modelagem matemática deste trabalho exemplificadas no capítulo anterior na Tabela 4.1, para que os dois modelos sejam bem próximos e assim seja feita uma comparação mais adequada foram feitos os cálculos a partir da equação (5.1) encontrando:

$$s_1 = l_1 * g * (m_1 * \alpha_1 + m_2 + m a_1 * \beta_1 + m p_2 + m p_3) / 1 - m a_1 * g + m a_1 * g * \beta_1 - m a_2 * g \quad (5.2)$$

$$s_2 = l_2 * g * (m_2 * \alpha_2 + m p_3) / 1 - m a_1 * g - m a_2 * g * \beta_2 \quad (5.3)$$

Como energia potencial de um sistema é igual a:

$$V = M * g * h \quad (5.4)$$

Encontrou-se h pela Lei dos Cossenos, assim a fórmula da energia potencial sem equilíbrio da gravidade é dada por:

$$V = M * g * (d_1 + s_1 * \cos(\theta_1) + s_2 * \cos(\theta_1 - \theta_2)) \quad (5.5)$$

As soluções gráficas encontradas no Matlab a partir do programa descrito no Apêndice G resultam no gráfico da Figura 5.6 que mostra o sistema sem equilíbrio da gravidade com base no trabalho encontrado na literatura.

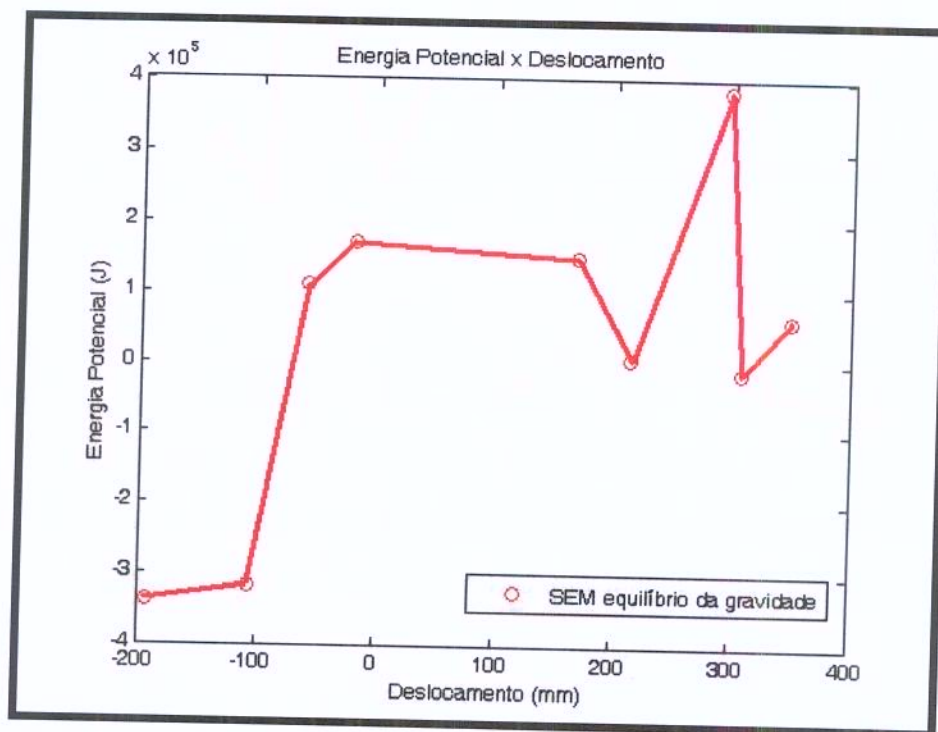


Figura 5.6 – Energia Potencial sem Equilíbrio da Gravidade

É possível verificar que a energia potencial sem equilíbrio da gravidade apresenta termos com variáveis trigonométricas, portanto o resultado não é constante, desta forma o sistema necessita de uma maior energia potencial.

5.3.1.3 Energia Potencial com e sem Equilíbrio da Gravidade

Visando conferir os resultados obtidos através das duas configurações acima mencionadas, construiu-se um gráfico comparativo mostrando os dois resultados descritos anteriormente, que descreve a utilização do método híbrido aplicado neste trabalho com um método presente na literatura para obtenção da energia potencial versus deslocamento exposta na Figura 5.7.

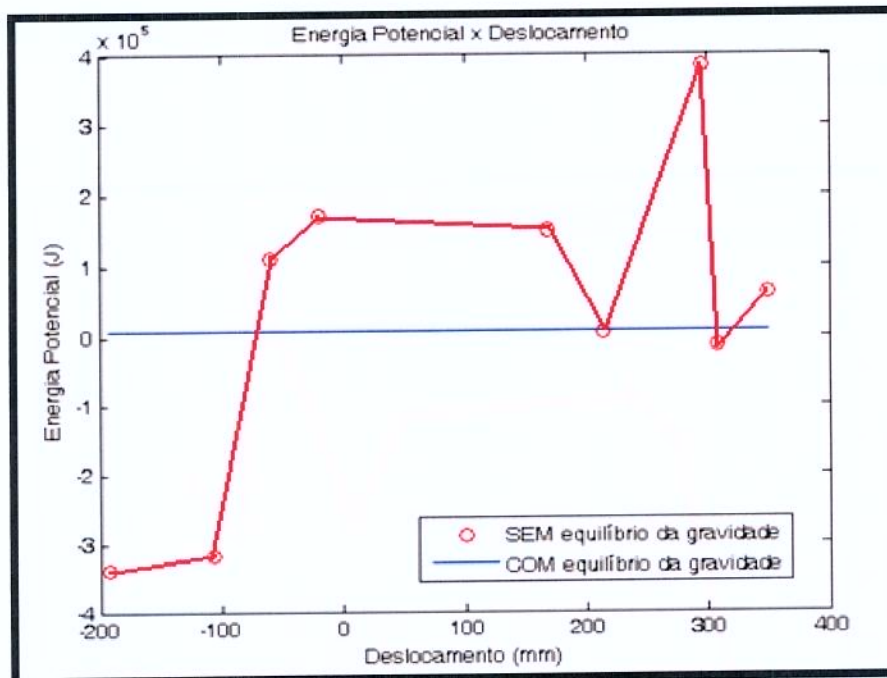


Figura 5.7 – Energia Potencial COM e SEM equilíbrio da gravidade

Conclui-se que a energia potencial com equilíbrio da gravidade é bem melhor para o sistema que permanece balanceado.

5.3.2 Momento de inércia de cada junta e da composição das juntas

A partir das variáveis de entrada mostradas no diagrama de blocos da Figura 5.1 permitiu-se avaliar o comportamento momento de inércia do sistema utilizando a ferramenta MATLABTM versão 7.1.

Conforme a modelagem matemática descrita neste trabalho, para o cálculo do momento de inércia é necessário calcular o torque de cada junta dos servomotores. Existem muitas variáveis em questão, o cálculo do torque é dado no capítulo 4 pela equação (4.139) e pela equação (4.140). Praticamente todos os valores das variáveis necessárias para o cálculo foram encontrados utilizando o Pro/ENGINEER, exceto o valor da gravidade que é um valor conhecido e das variáveis de influência que assim como o item anterior foram definidas no subitem 4.2,

apresentadas na Tabela 5.2. O valor de torque encontrado com o programa é suficiente para movimentar a perna, apesar de todas essas variáveis presentes na Tabela 5.2 e 5.3 variarem de acordo com as medidas adotadas em projeto, que são proporcionais às medidas do usuário.

As variáveis são definidas a partir dos resultados da análise feita pelo Pro/ENGINEER, descritos no Apêndice E para a montagem de todas as peças e no Apêndice H com análise individual das peças. As variáveis estão definidas na Tabela 5.3. a partir dos dados retirados do Apêndice B e Apêndice C.

Tabela 5.3 – Variáveis utilizadas no programa do Momento de Inércia

VARIÁVEL	VALOR	UNIDADES	COMPONENTE
I_1	$150+351.30=501.3$	mm	CINTURA_FINAL.PRT+BARRA_COXA_FINAL.PRT
m_1	$1.0418918e-01+9.2164$	Kg	BARRA_COXA_FINAL.PRT+CINTURA_FINAL.PRT
m_2	$1.4169085e-01+1.1065173$	Kg	BARRA_PERNA_FINAL_NOVA.PRT+PE_DIREITO.PRT
ma_1	$7.3949177e-02$	Kg	BARRA_QUADRILATERO.PRT
ma_2	$7.3949177e-02$	Kg	BARRA_QUADRILATERO.PRT
m_0	1.1065173	Kg	PE_DIREITO.PRT
L_1	$2.6963819e+01$	mm	BARRA_COXA_FINAL.PRT
L_2	6.3746637	mm	BARRA_PERNA_FINAL_NOVA.PRT
La_1	3.25	mm	BARRA_QUADRILATERO.PRT
La_2	3.25	mm	BARRA_QUADRILATERO.PRT
I_1	$1.1386182e+01$	$Kg*mm^2$	BARRA_COXA_FINAL.PRT
I_2	$1.2679700e+01$	$Kg*mm^2$	BARRA_PERNA_FINAL_NOVA.PRT
Ia_1	2.7311608	$Kg*mm^2$	BARRA_QUADRILATERO.PRT
Ia_2	2.7311608	$Kg*mm^2$	BARRA_QUADRILATERO.PRT
I_0	$2.2487131e+03$	$Kg*mm^2$	PE_DIREITO.PRT
g	9.81	m/s^2	

As soluções gráficas encontradas no MATLABTM a partir do programa descrito no Apêndice F para cálculo do momento de inércia são divididas conforme programação, nas soluções gráficas para cada junta e nas soluções gráficas da composição das juntas.

Quando os gráficos aparecerem na cor vermelha refere-se à junta do quadril, ao aparecer na cor azul refere-se à junta do joelho e na cor verde a composição das juntas.

5.3.2.1 Momento de inércia de cada junta

A Figura 5.8 apresenta o cálculo do momento de inércia de junta 1 correspondente a junta do quadril em função do tempo de um ciclo de marcha.

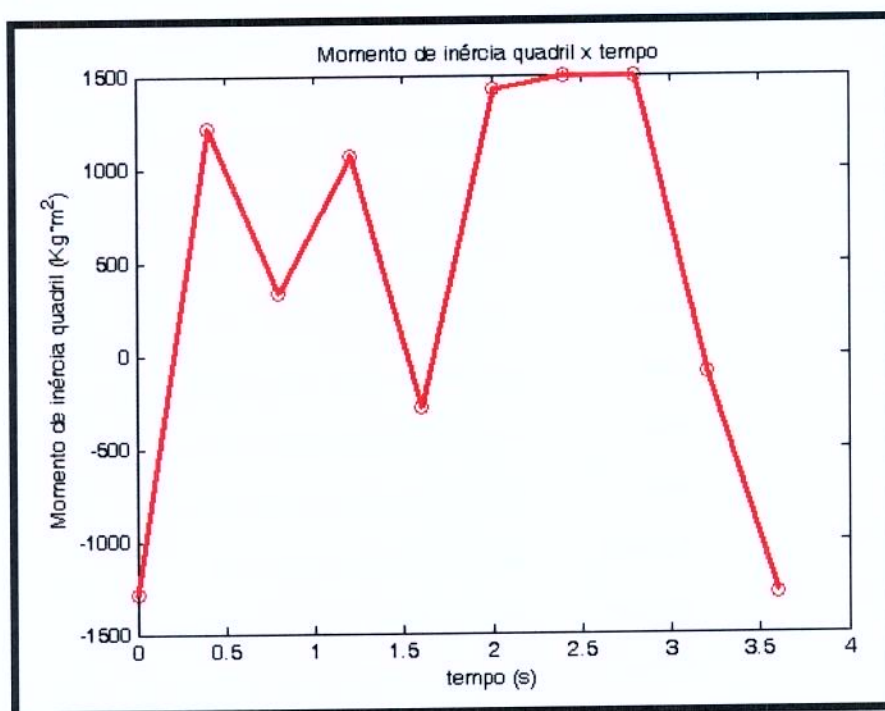


Figura 5.8 – Momento de inércia do quadril versus tempo

A Figura 5.9 apresenta o cálculo do momento de inércia de junta 2 correspondente a junta do joelho em função do tempo de um ciclo de marcha.

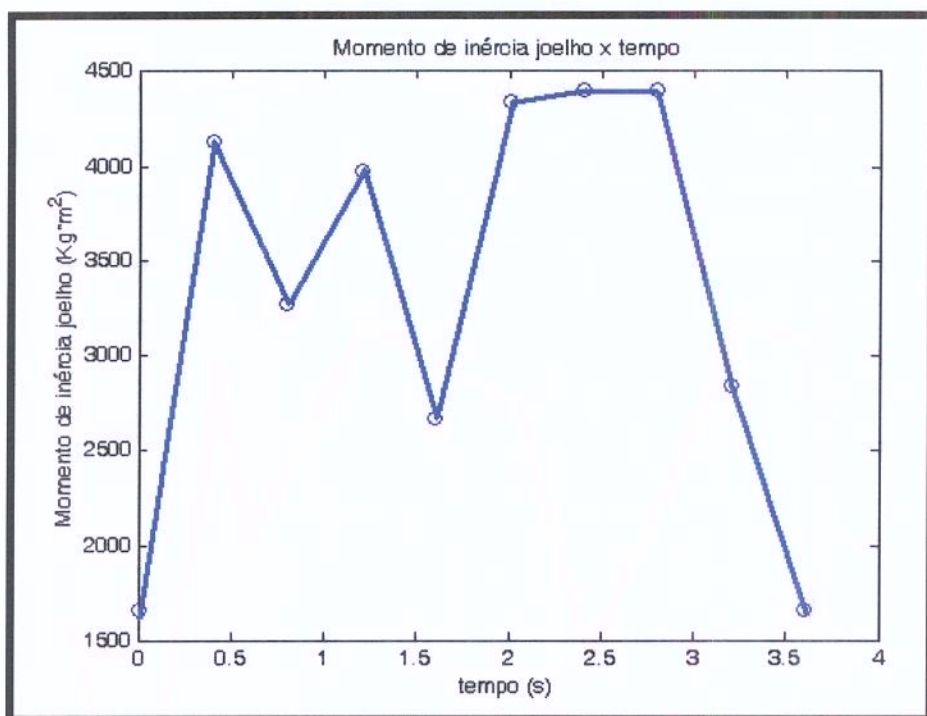


Figura 5.9 – Momento de inércia do joelho versus tempo

Conclui-se que os valores do momento de inércia da junta do joelho são maiores que os da junta do quadril, verificando-se este dado pelo eixo y e também pela Figura 5.10 que apresenta uma união dos dois gráficos acima, mas a curva é a mesma.

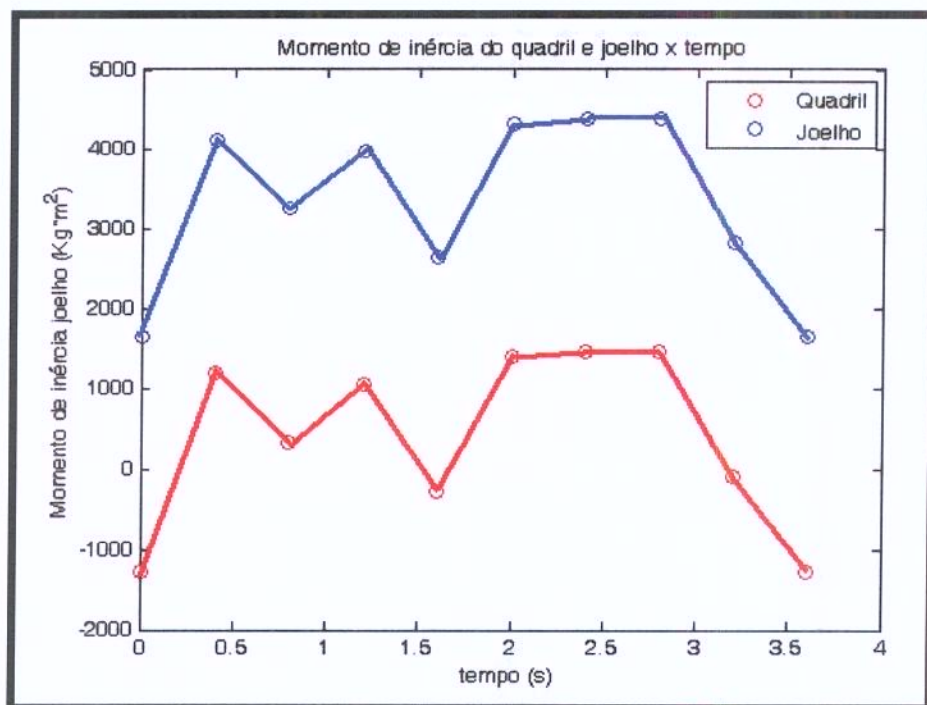


Figura 5.10 – Momento de inércia do quadril e joelho versus tempo

Cada ângulo que a órtese precisa fazer para realizar a marcha humana existe um momento de inércia associado mostrado na Figura 5.11 e na Figura 5.12 que apresentam os resultados do cálculo do momento de inércia de junta em função do ângulo da própria junta.

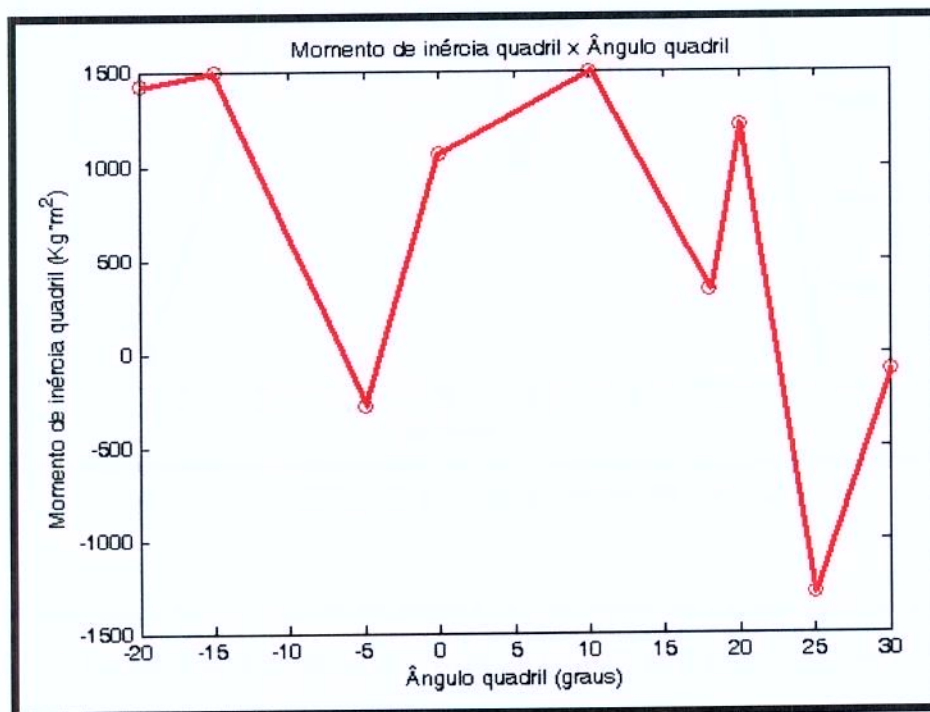


Figura 5.11 – Momento de inércia do quadril e versus ângulo do quadril

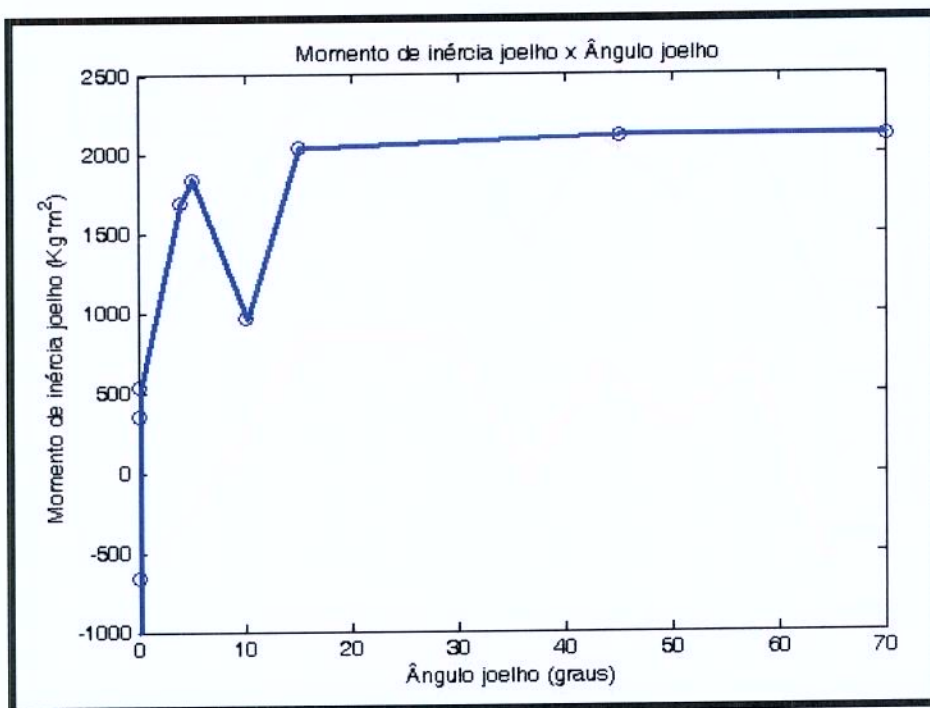


Figura 5.12 – Momento de inércia do joelho e versus ângulo do joelho

A Figura 5.11 refere-se à junta do quadril e a Figura 5.12 refere-se à junta do joelho. Pode-se observar que o escala do momento de inércia é o mesmo tanto quanto analisada em função do tempo com a Figura 5.8, quanto analisada em função do ângulo com a Figura 5.11 para a junta do quadril o mesmo acontecendo para a junta do joelho com a Figura 5.9 e a Figura 5.12.

5.3.2.2 Momento de inércia da composição das juntas

Com base na composição das duas juntas em função do tempo é possível notar conforme a Figura 5.13 que os valores do momento de inércia para completar um ciclo de marcha são maiores que para cada junta conforme Figura 5.10.

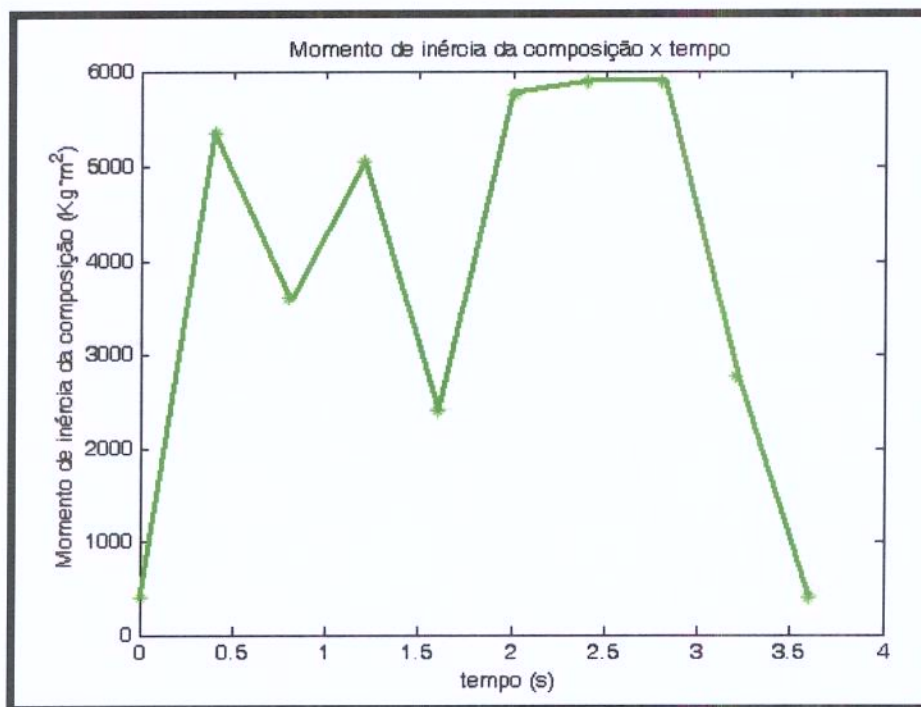


Figura 5.13 – Momento de inércia da composição das juntas versus tempo

Fazendo uma nova comparação do momento de inércia em função dos ângulos das juntas para cada junta e para a composição das juntas é possível observar que a composição das duas juntas em função do ângulo das juntas conforme a Figura 5.14 e Figura 5.15 que os valores do

momento de inércia para completar um ciclo de marcha são maiores que para cada junta conforme Figura 5.11 e Figura 5.12.

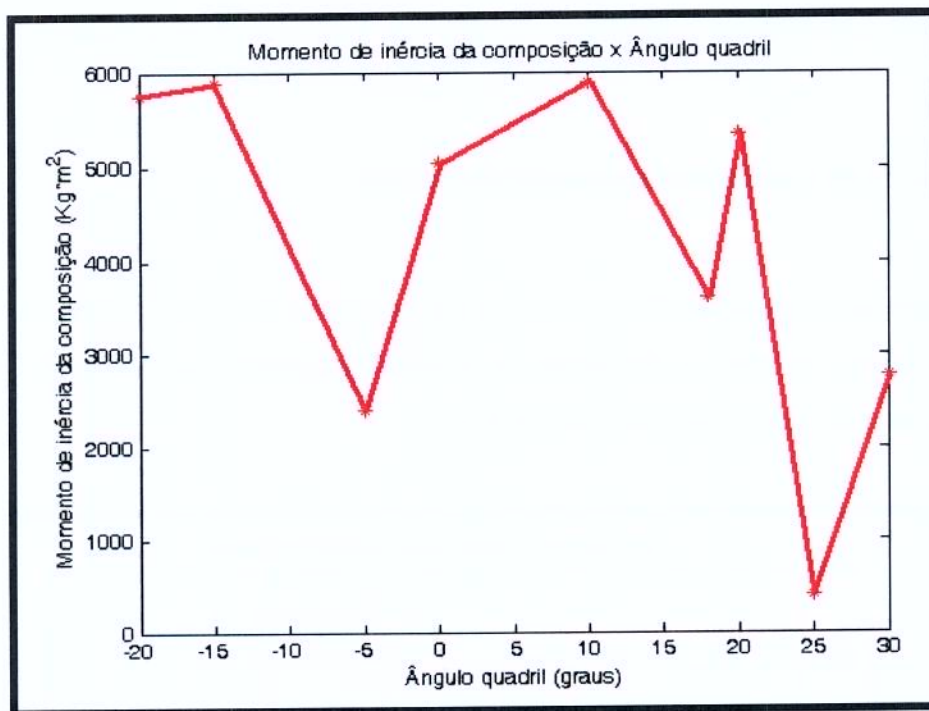


Figura 5.14 – Momento de inércia da composição das juntas versus ângulo do quadril

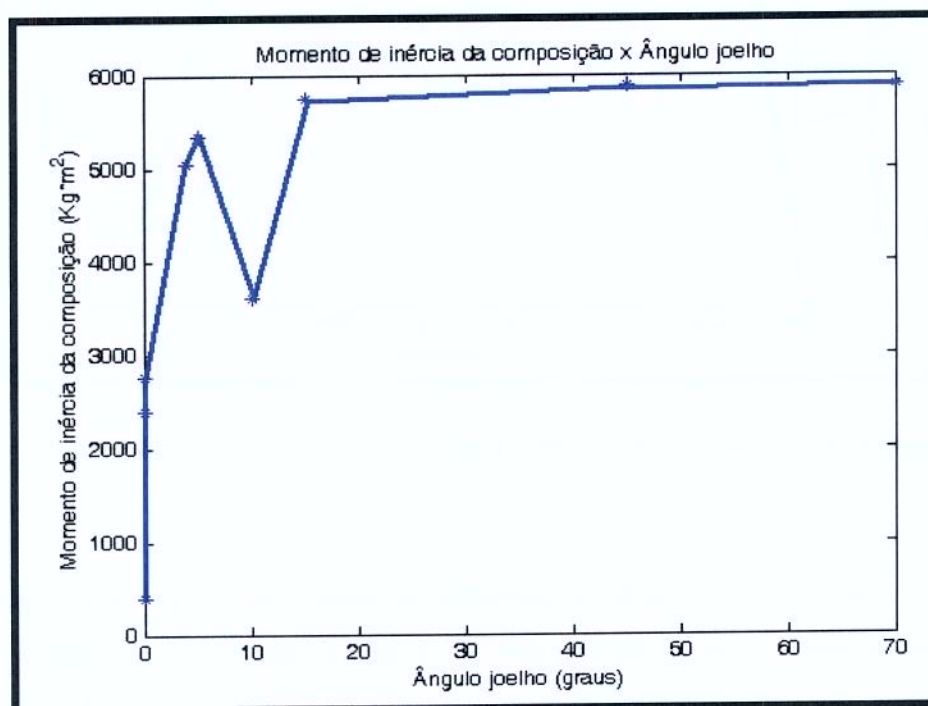


Figura 5.15 – Momento de inércia da composição das juntas versus ângulo do joelho

5.3.3 Comportamento dinâmico do sistema de acionamento e controle

Utilizou-se o diagrama de blocos da Figura 5.16, composto por uma tela inicial, que serve como uma interface do usuário contendo os códigos gráficos e ícones, que identificam o instrumento virtual utilizado.

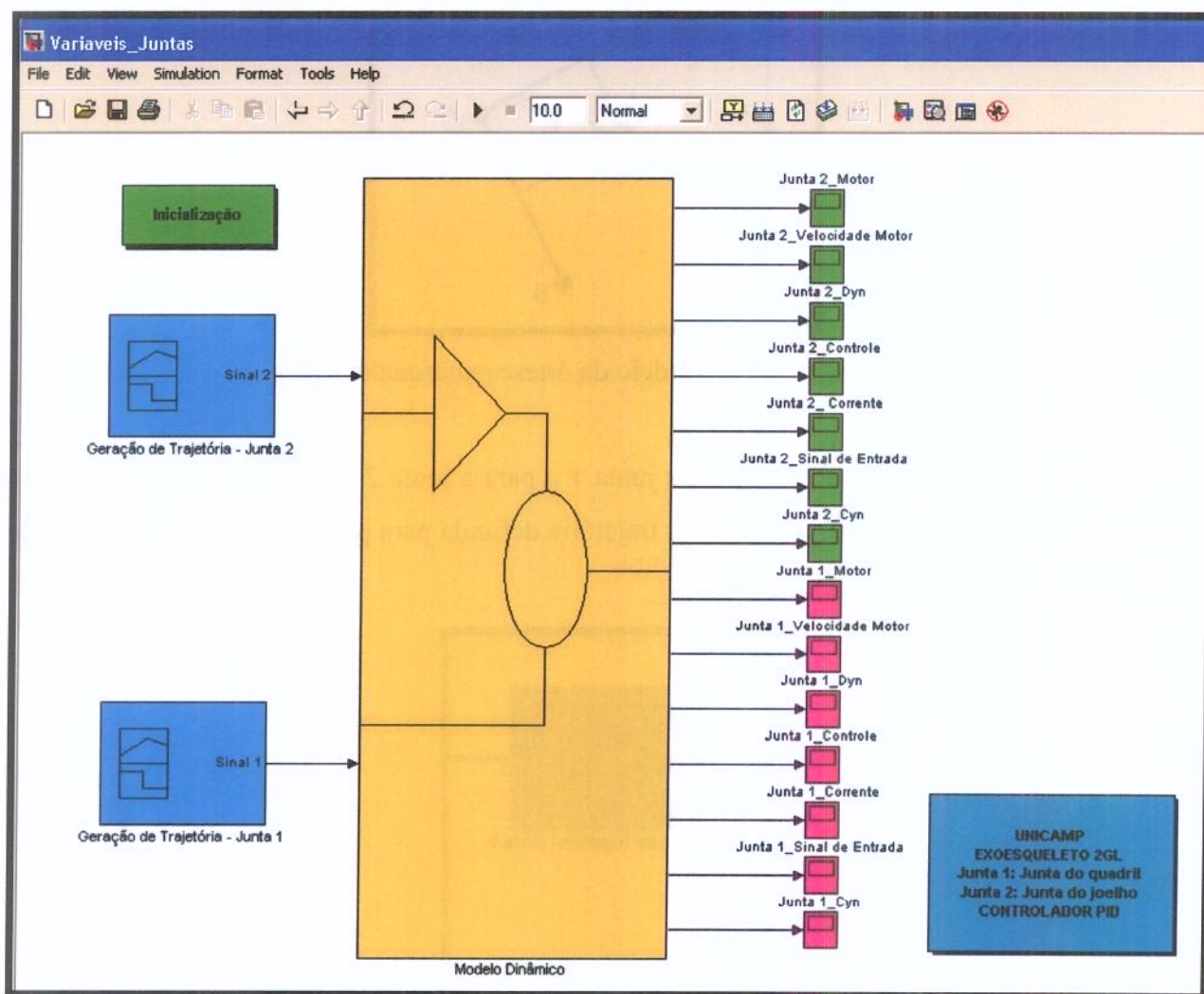


Figura 5.16 – Tela principal

Para mostrarmos as características do uso do exoesqueleto apresentamos resultados de simulação considerando o modelo dinâmico, conforme Figura 5.17.

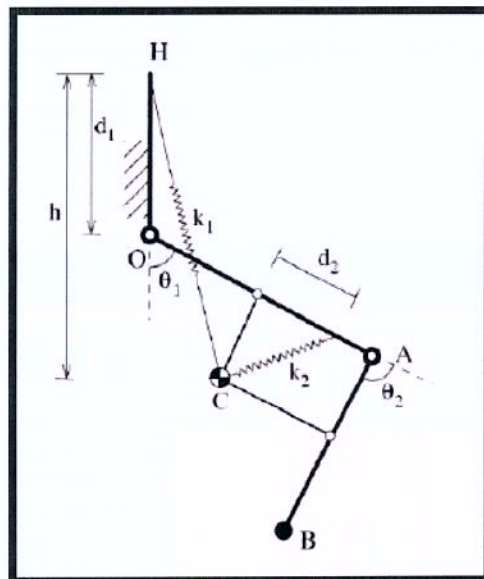


Figura 5.17 – Modelo da órtese exoesquelética

O sinal de referência utilizado para a junta 1 e para a junta 2 conforme a Figura 5.18 está presente na tela principal da Figura 5.16. A trajetória definida para perfis de entradas diferentes é apresentada na Figura 5.19 e na Figura 5.20.



Figura 5.18 – Ícone do sinal de referência para as juntas

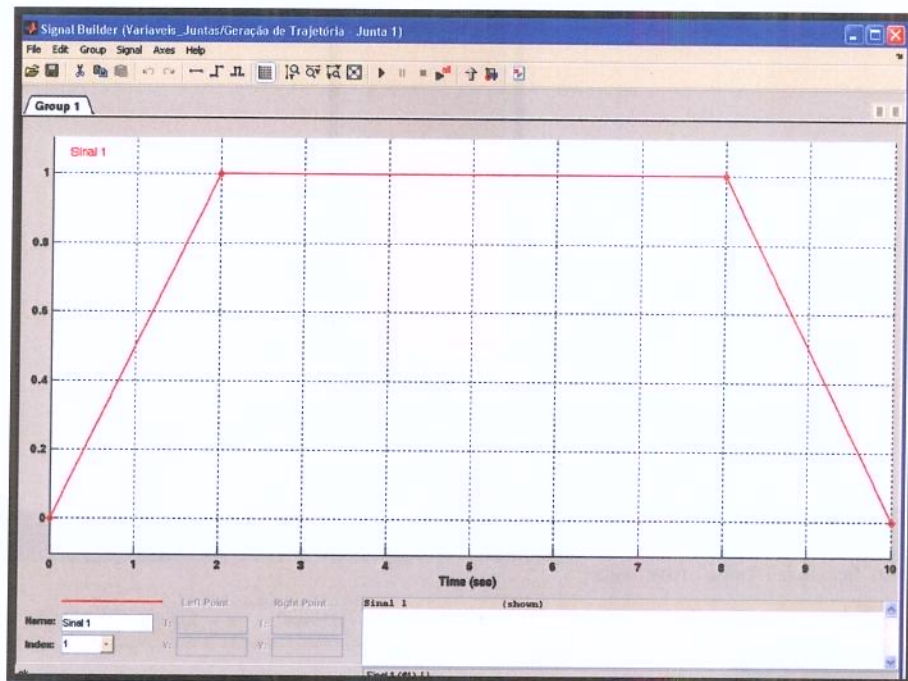


Figura 5.19 – Sinal de referência da junta 1

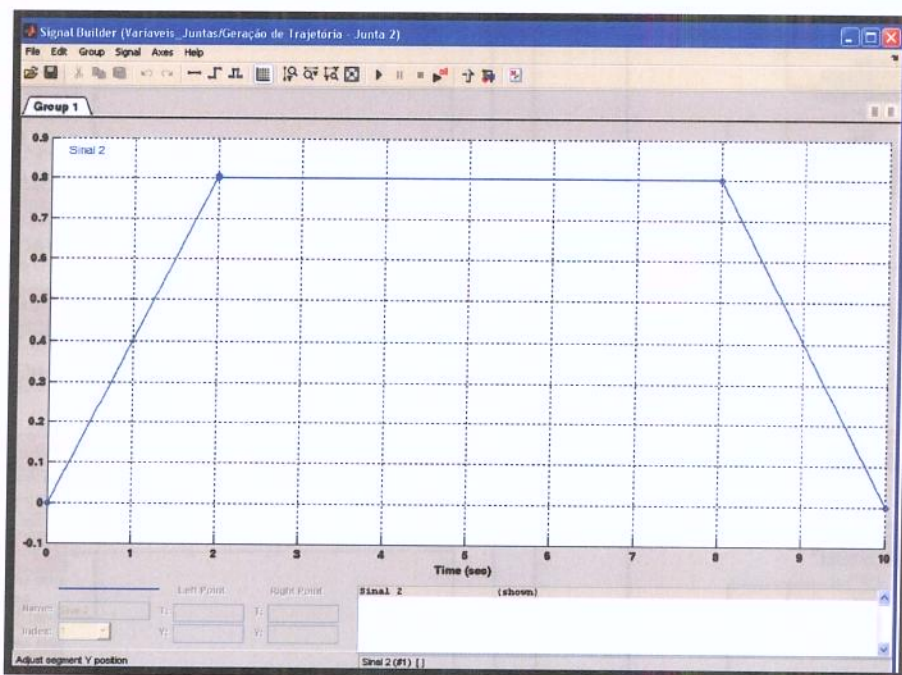


Figura 5.20 – Sinal de referência da junta 2

Para obtermos os resultados, o bloco chamado modelo dinâmico da tela principal conforme Figura 5.21, presente na tela principal apresenta a seguinte configuração conforme Figura 5.22.

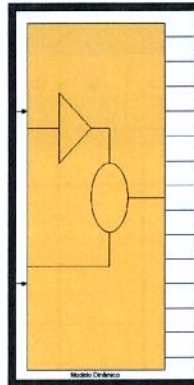


Figura 5.21 – Ícone do modelo dinâmico para as juntas

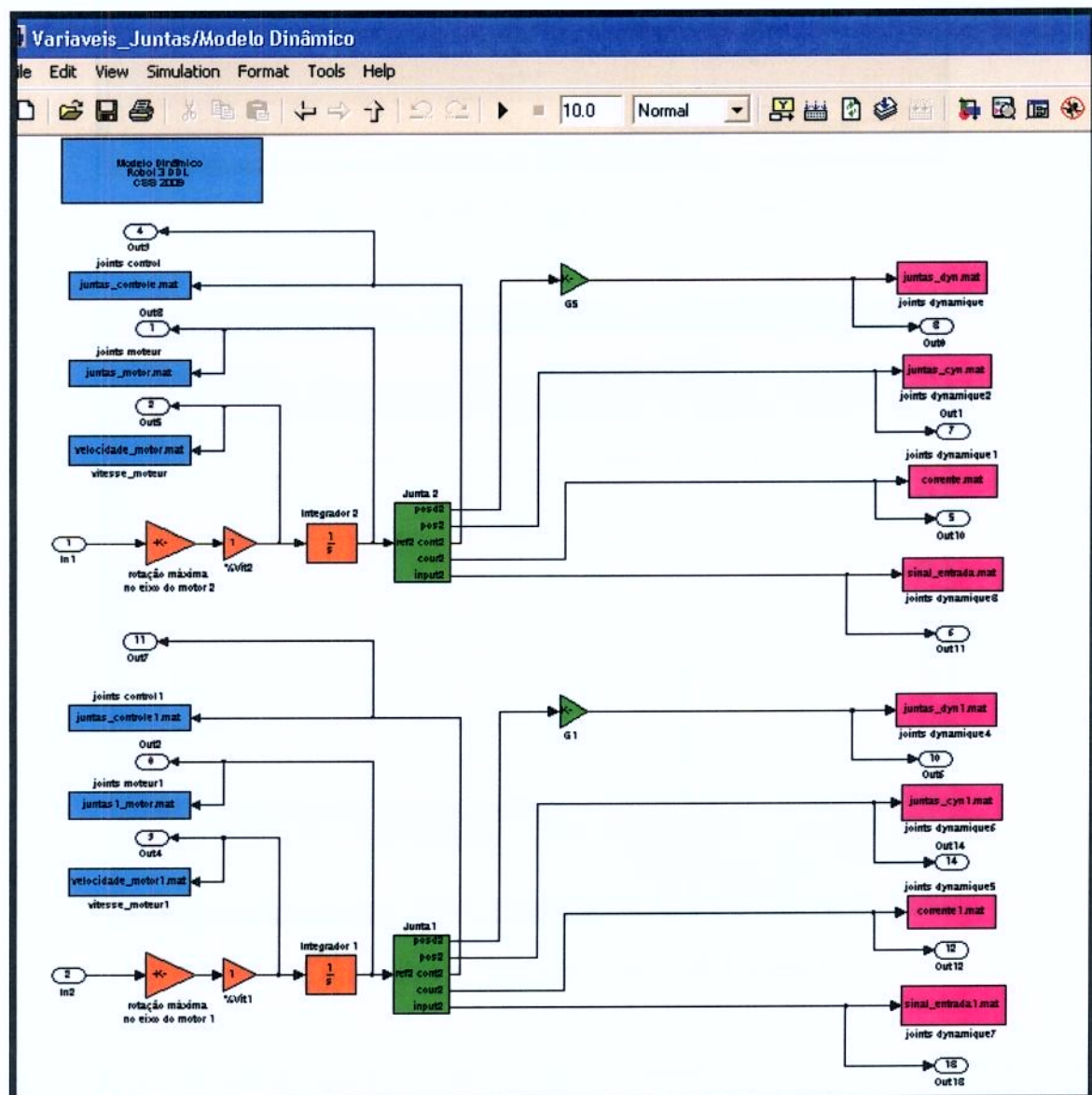


Figura 5.22 – Configuração do modelo dinâmico das juntas

Utilizando os blocos representados pela Junta 1 e Junta 2 da Figura 5.22, conforme Figura 5.23.

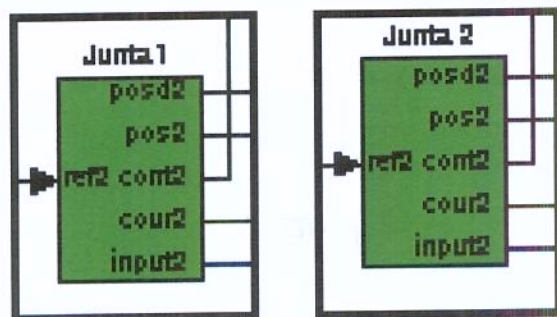


Figura 5.23 – Ícone do modelo das juntas

Os ícones apresentados na Figura 5.23 utilizam o diagrama mostrado na Figura 5.24 para a junta 1 e na Figura 5.25 para a junta 2.

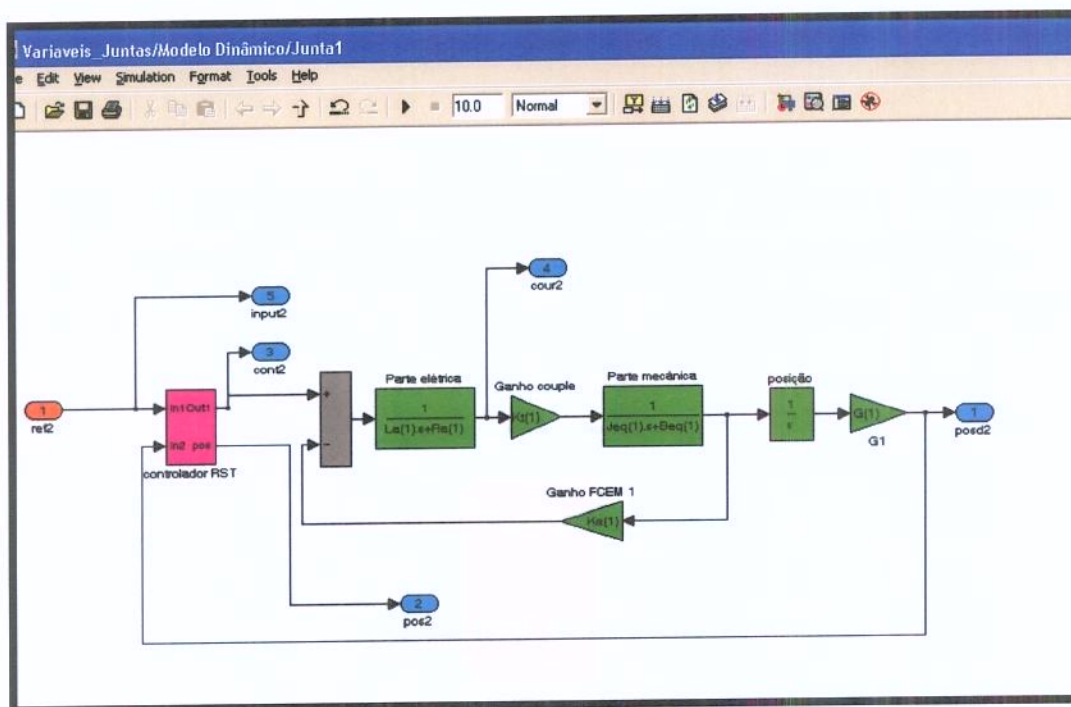


Figura 5.24 – Modelo da junta 1

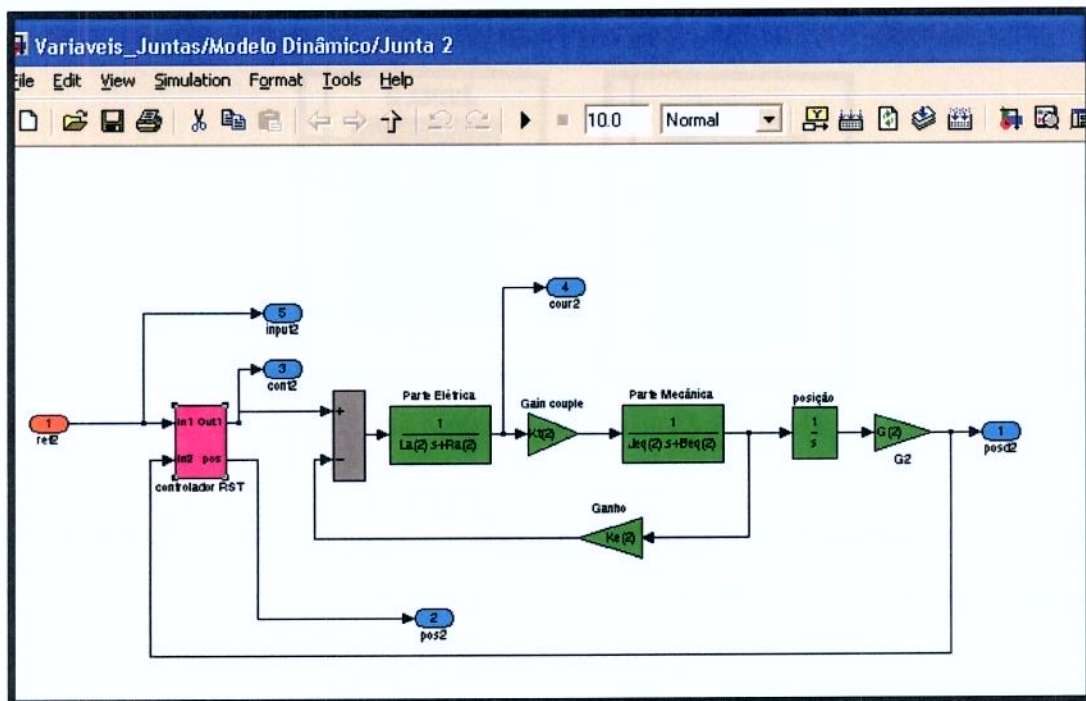


Figura 5.25 – Modelo da junta 2

O controlador é um PID (Proporcional+Integral+Derivativo) do tipo RST discreto representado pelo bloco denominado Controlador RST mostrado na Figura 5.24 e na Figura 5.25 para as juntas é ilustrado na Figura 5.26.

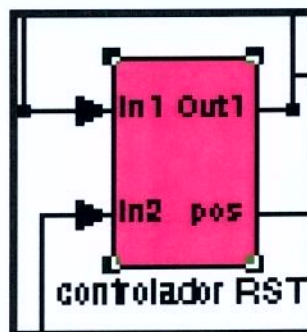


Figura 5.26 – Ícone do bloco do controlador PID

A Figura 5.26 utiliza a máscara mostrada nas Figuras 5.27 e 5.28, correspondentes respectivamente para a junta 1 e junta 2.

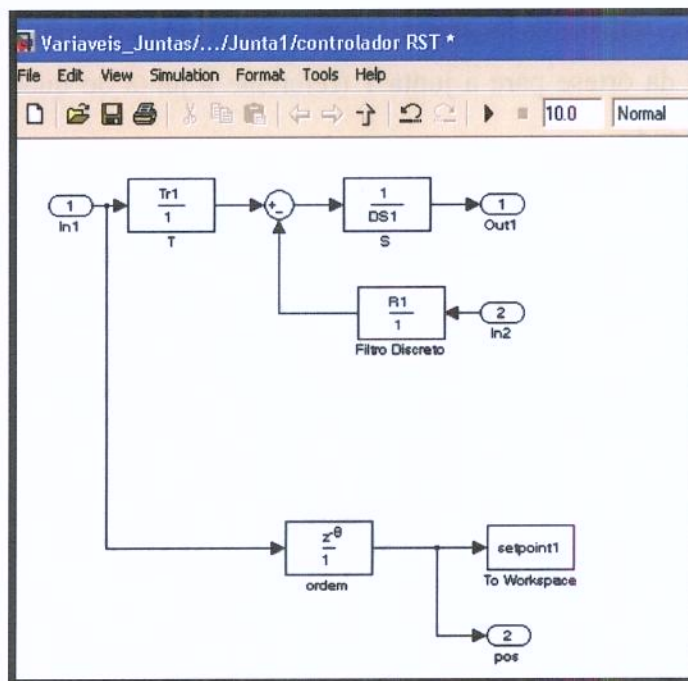


Figura 5.27 – Modelo do controlador para junta 1

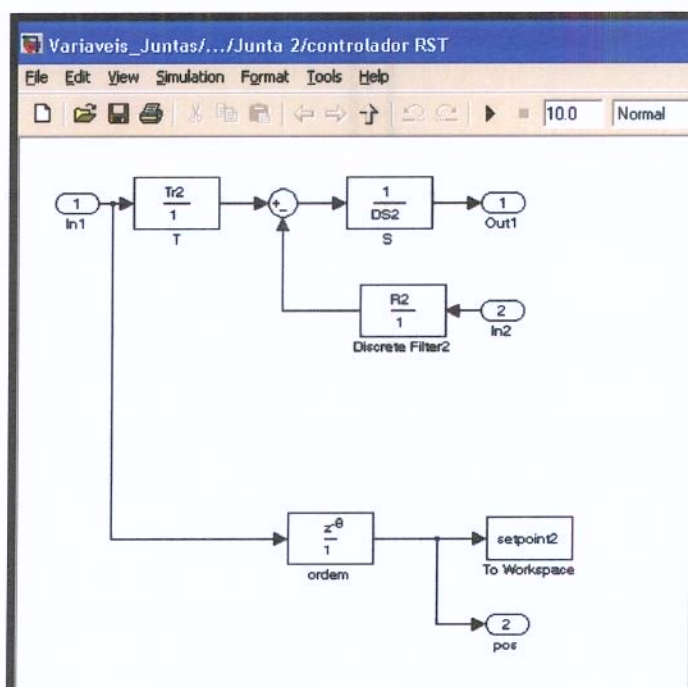
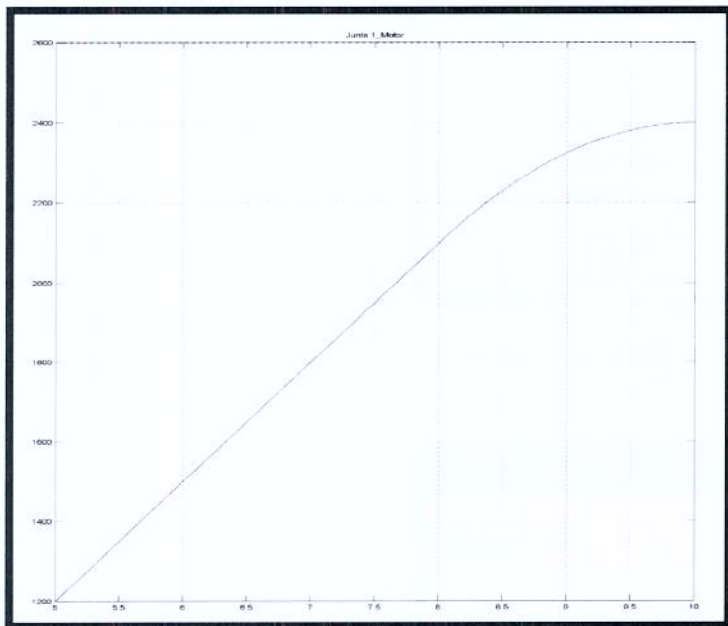


Figura 5.28 – Modelo do controlador para junta 2

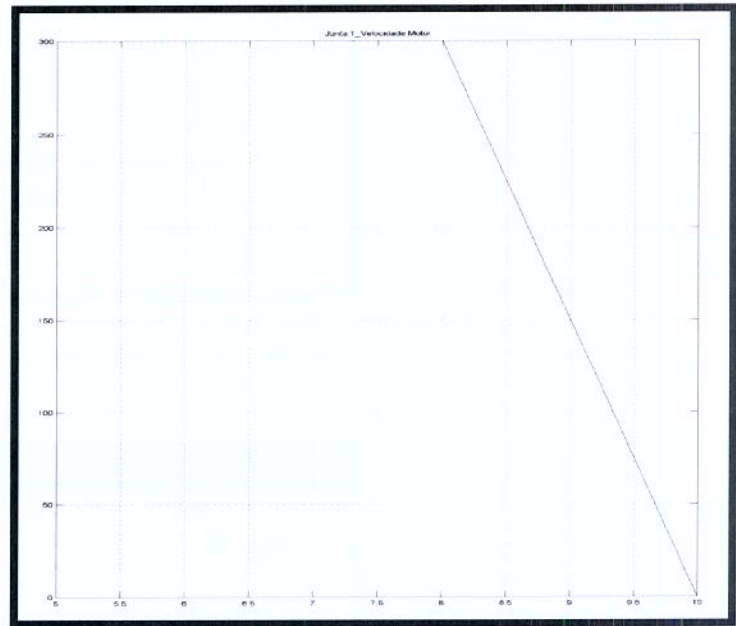
5.3.3.1 Dados referentes à Junta 1

A partir dos dados do motor e do controlador PID apresentados no Apêndice I, necessários para rodar o programa, obteve-se as respostas do comportamento dinâmico do sistema de acionamento e controle da órtese para a junta 1 (referente a junta do quadril) garantindo que o controlador está funcionando.

A Figura 5.29 mostra as respostas do motor e Figura 5.30 mostra a trajetória da junta 1 levando em conta a dinâmica, o sinal de controle, corrente e sinal de entrada.



(a)

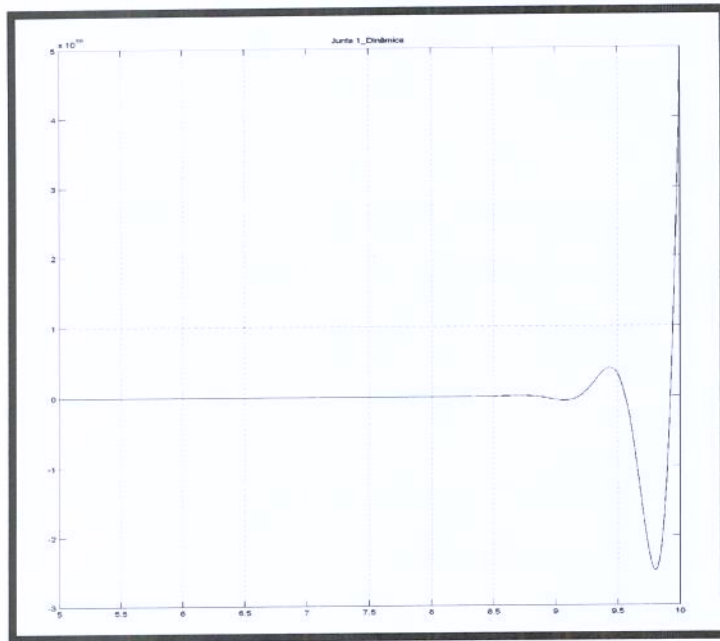


(b)

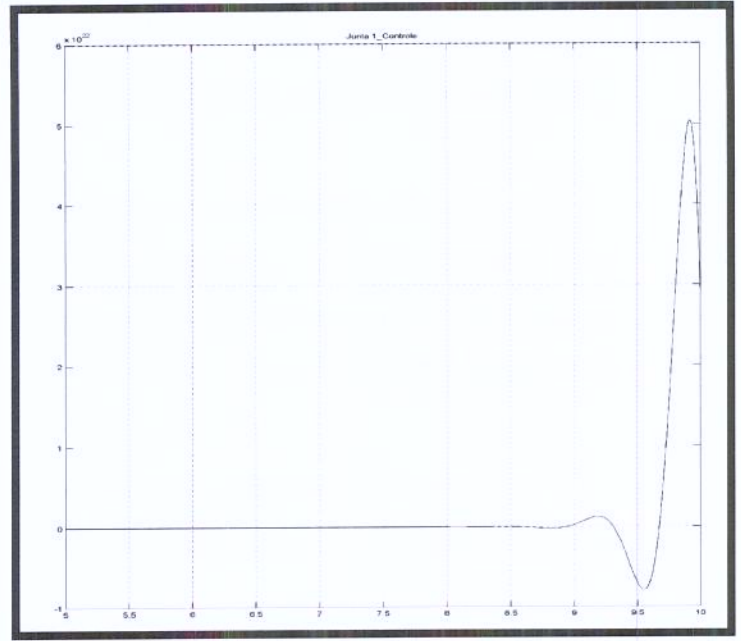
(a) Sinal da junta do motor, Eixo (X): tempo [segundos] e Eixo (Y): amplitude [impulsos do sensor de posição]

(b) Velocidade do motor, Eixo (X): tempo [segundos] e Eixo (Y): velocidade do motor [rad/s]

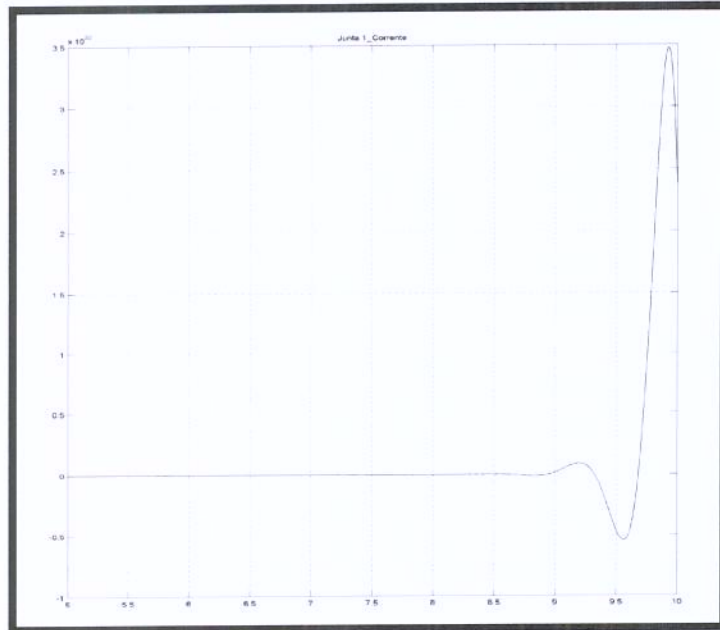
Figura 5.29 – Respostas do motor para a junta 1



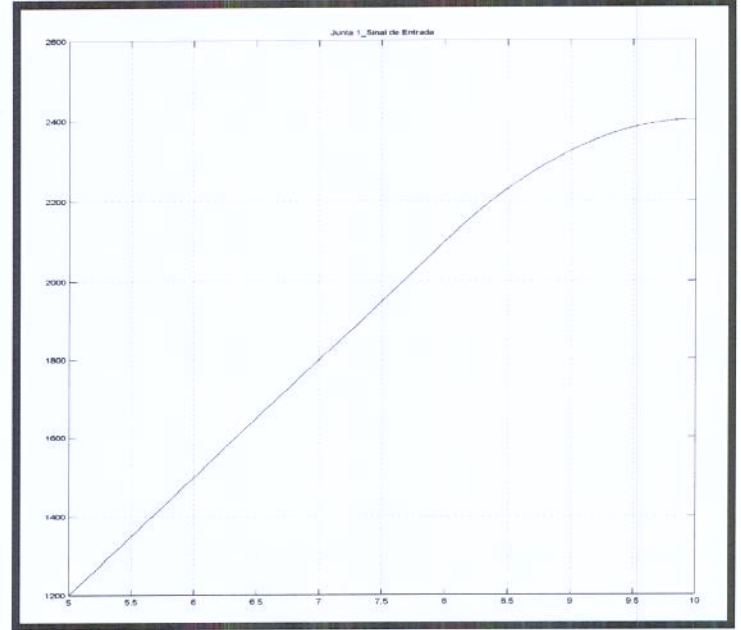
(a)



(b)



(c)



(d)

(a) Trajetória (com dinâmica), Eixo (X): tempo [segundos] e Eixo (Y): deslocamento [radianos]

(b) Sinal de controle, Eixo (X): tempo [segundos] e Eixo (Y): sinal de controle [radianos]

(c) Sinal da corrente, Eixo (X): tempo [segundos] e Eixo (Y): corrente [A]

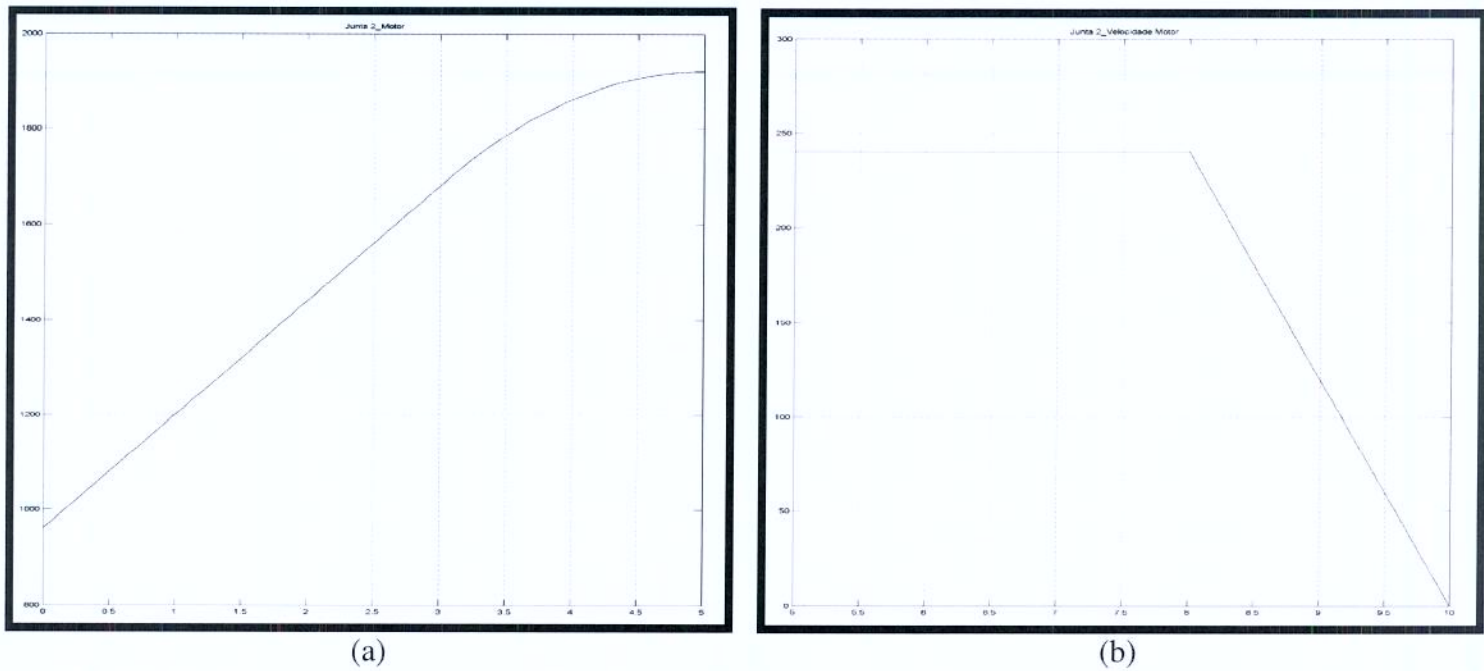
(d) Sinal de entrada, Eixo (X): tempo [segundos] e Eixo (Y): deslocamento [impulsos do sensor]

Figura 5.30 – Respostas da trajetória, sinal de controle, corrente e sinal de entrada para a junta 1

5.3.3.2 Dados referentes à Junta 2

A partir dos dados do motor e do controlador PID apresentados no Apêndice I, necessários para rodar o programa, obtivemos as respostas do comportamento dinâmico do sistema de acionamento e controle da órtese para a junta 2 (referente a junta do joelho) garantindo que o controlador está funcionando.

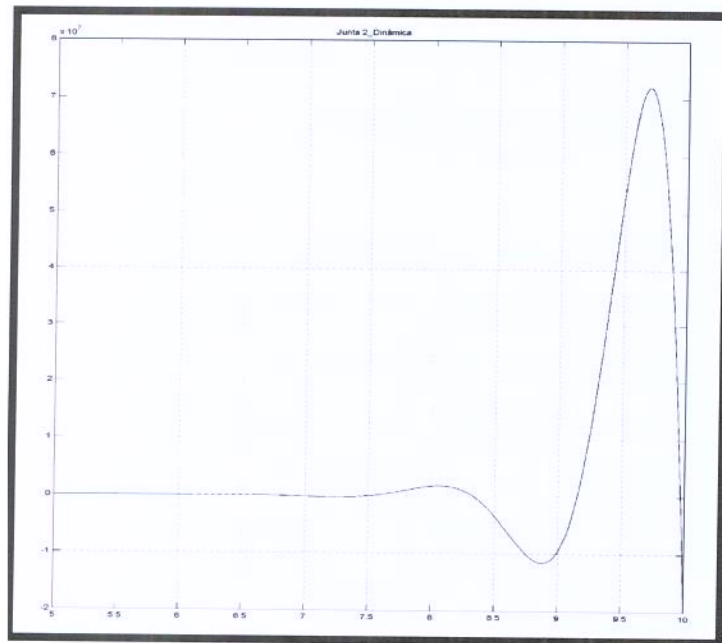
A Figura 5.31 mostra as respostas do motor e Figura 5.32 mostra a trajetória da junta 2 levando em conta a dinâmica, o sinal de controle, corrente e sinal de entrada.



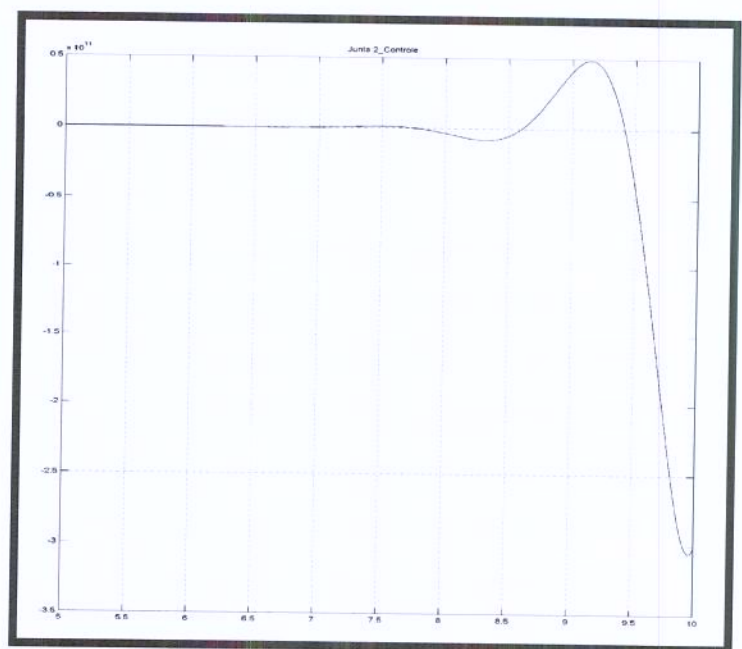
(a) Sinal da junta do motor, Eixo (X): tempo [segundos] e Eixo (Y): amplitude [impulsos do sensor de posição]

(b) Velocidade do motor, Eixo (X): tempo [segundos] e Eixo (Y): velocidade do motor [rad/s]

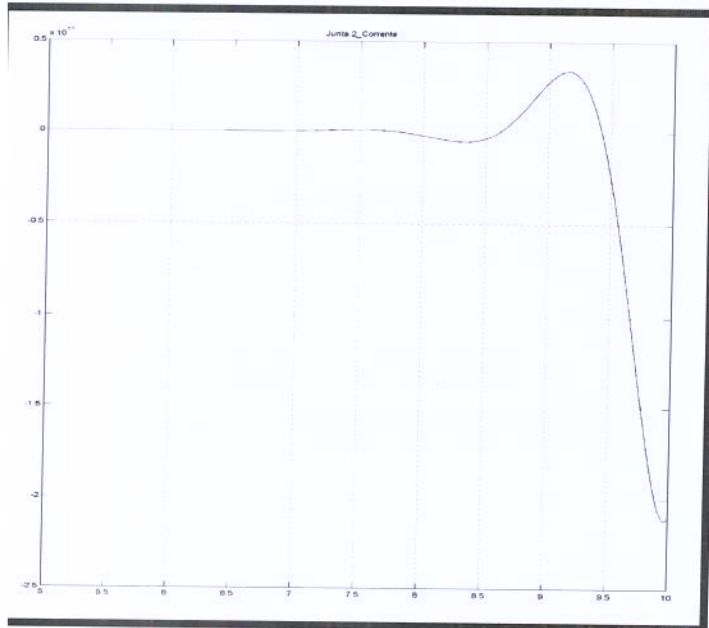
Figura 5.31 – Respostas do motor para a junta 2



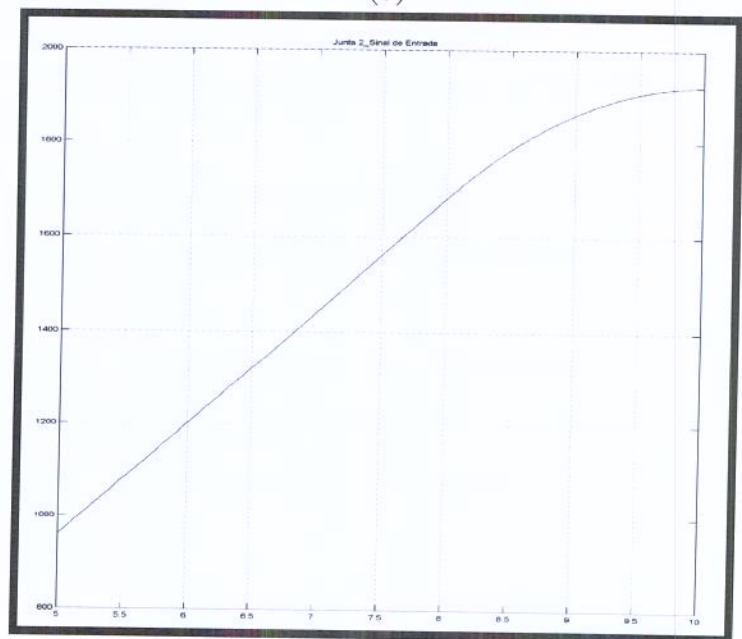
(a)



(b)



(c)



(d)

(a) Trajetória (com dinâmica), Eixo (X): tempo [segundos] e Eixo (Y): deslocamento [radianos]

(b) Sinal de controle, Eixo (X): tempo [segundos] e Eixo (Y): sinal de controle [radianos]

(c) Sinal da corrente, Eixo (X): tempo [segundos] e Eixo (Y): corrente [A]

(d) Sinal de entrada, Eixo (X): tempo [segundos] e Eixo (Y): deslocamento [impulsos do sensor]

Figura 5.32 – Respostas da trajetória, sinal de controle, corrente e sinal de entrada para a junta 2

5.4 Programa para acionamento dos servomotores a partir do microcontrolador

O Apêndice D mostra o programa detalhado para acionamento dos servomotores das juntas do quadril e do joelho a partir do microcontrolador Basic Step. O microcontrolador é ligado pelo botão de acionamento da órtese e executa a programação para cumprir um ciclo de marcha a partir de dados pré-selecionados, para este programa usou-se os dados de entrada da Tabela 5.2. Para atingir os ângulos foram feitos cálculos baseados no número de impulsos enviados para os servomotores das juntas, esses cálculos são explicados no Apêndice B, também foi criada linhas de programa com modo de segurança. Para fins de esclarecimento, este programa criado no compilador Basic Step não foi testado nos servomotores.

5.5 Análise do peso e custo da órtese exoesquelética

Um dos objetivos desta dissertação é que dispositivo final tenha baixo peso e custo. Abaixo segue uma análise focada nestas duas variáveis.

Realizou-se um levantamento na literatura das órteses exoesqueléticas existentes no mercado apresentadas no Capítulo 3, focado em peso e custo dos dispositivos, conforme ilustra a Tabela 3.2. e a partir dela analisou-se estas duas variáveis.

5.5.1 Análise do peso da órtese exoesquelética

Com base nos dados do Pro/ENGINEER verificamos que o peso do exoesqueleto C-WALK é dado no Apêndice E, fazendo um zoom da Figura E.1 equivalente a primeira figura, conforme Figura 5.33 encontramos na linha 4 a massa do dispositivo.

```
1 VOLUME = 7.0991457e+06 MM^3
2 SURFACE AREA = 1.2985236e+06 MM^2
3 AVERAGE DENSITY = 2.8528325e-06 KILOGRAM / MM^3
4 MASS = 2.0252674e+01 KILOGRAM
5
```

Figura 5.33 – Valor da massa da órtese exoesquelética C-WALK

Comparando a análise de peso da C-WALK de 20Kg com as disponíveis no mercado, constatou-se que a órtese atinge o objetivo proposto neste trabalho em relação ao peso.

5.5.2 Análise do custo da órtese exoesquelética

A Tabela 5.4 ilustra o custo médio de cada equipamento com a somatória do custo total em reais do sistema baseada em pesquisa e cotação de preços em várias empresas brasileiras.

Tabela 5.4 – Tabela de custo para produção do C-WALK

<i>Nº</i>	<i>DESCRIÇÃO</i>	<i>UNIDADES</i>	<i>CUSTO UNIDADE (R\$)</i>	<i>CUSTO (R\$)</i>
1	MOTOR	2	250,00	500,00
2	MICROCONTROLADOR	1	120,00	120,00
3	BOTÃO DE ACIONAMENTO	1	8,60	8,60
4	BATERIA	1	160,00	160,00
5	ENGRENAGENS	4	10,00	40,00
6	BARRAS DE ALUMÍNIO	12 Kg	15,00	180,00
7	FAIXA E VELCRO	7	10,00	70,00
8	PARAFUSO Ø5/16"	6	1,00	6,00
9	PORCA	6	0,65	3,90
10	ARRUELA	6	0,30	1,80
11	MOLA	2	15,00	30,00
12	CARREGADOR	1	190,00	190,00
			TOTAL	1310,30

Considerando a cotação do dólar atual, onde 1 dólar = 2,3430 reais. O custo total médio em equipamentos para fabricação da órtese C-WALK sem considerarmos custos adicionais que envolvem o desenvolvimento de projeto, sua fabricação e sua comercialização é apresentado na Tabela 5.5, que seria aproximadamente de R\$ 1350, ou seja, cerca de US\$ 575.

Fazendo uma análise comparativa deste valor encontrado em dólar com a Tabela 3.2 do capítulo 3 deste trabalho, onde mostra o custo médio das órtese de membros inferiores existentes no mercado constatou-se que a órtese atinge o objetivo proposto neste trabalho em relação ao custo.

5.6 Conclusões finais

Neste capítulo foram implementados aplicativos computacionais que permitiram mostrar a viabilidade de manufatura da órtese de sistemas articulares antropomórficos aplicadas a membros inferiores em estudo, fornecendo informações relativas ao equilíbrio da órtese, momento de inércia das juntas e estudo completo do comportamento dinâmico do sistema de acionamento e controle da órtese em estudo. Foram também realizados cálculos para verificar peso e custo da órtese exoesquelética proposta nesta dissertação. O próximo capítulo deste trabalho apresentará as conclusões finais sendo também apresentadas algumas sugestões para próximos trabalhos.

Capítulo 6

Conclusões e Perspectivas Futuras

Esta dissertação de mestrado teve como objetivo apresentar procedimentos, metodologias e requisitos necessários para desenvolvimento de uma órtese eletromecânica de membros inferiores, visando à reprodução dos movimentos da marcha humana com fins terapêuticos para indivíduos com comprometimento em uma das pernas, a fim de possibilitar ao paciente portador de deficiência motora tornar-se mais independente, mais produtivos e assim, mais integrados a sociedade.

Para atingir tais objetivos, o trabalho foi subdividido em seis capítulos. O Capítulo 1 apresentou os objetivos da pesquisa, considerando a importância do tema e motivação abordados.

O Capítulo 2 tratou da revisão de literatura sobre o tema, onde é feito um estudo das próteses, órteses, dos fundamentos da marcha humana, tecnologias mundiais recentes e os exoesqueletos, com ênfase em membros inferiores. Mostrou a história da evolução das próteses e órteses de membros inferiores desde as primordiais até as mais avançadas.

O Capítulo 3 abordou a metodologia para o desenvolvimento da estrutura exoesquelética de membros inferiores proposta no trabalho. Descreveu os componentes, suas dimensões, forma construtiva e funcionamento.

O Capítulo 4 descreveu a fundamentação teórica, abordando a cinemática, estrutura do paralelogramo para a determinação de uma órtese ativa de perna com equilíbrio da gravidade,

com todo o cálculo utilizado. Foram estudados os movimentos da marcha humana, mostrando os padrões e o modelo cinemático e dinâmico do ciclo da marcha com dois graus de liberdade.

O Capítulo 5 mostrou os resultados obtidos na implementação virtual da órtese e discutiu os resultados encontrados.

6.1 Principais objetivos atingidos

Este trabalho alcançou plenamente os seus objetivos inicialmente propostos. Neste trabalho foram desenvolvidos procedimentos necessários para a implementação de uma órtese exoesquelética de membro inferior denominada C-WALK, visando à reprodução dos movimentos da marcha humana, com funções próximas de um membro natural, para a implementação em pacientes com dificuldade motora, tendo uma das pernas debilitadas.

A partir das ferramentas de modelagem foi obtida as equações matemáticas que foram implementadas através do programa MATLABTM versão 7.1, para validar o método descrito através dos resultados e análises.

Estes aplicativos computacionais desenvolvidos visam mostrar a viabilidade de manufatura da órtese de sistemas articulares antropomórficos aplicadas a membros inferiores, fornecendo informações relativas ao equilíbrio da órtese, momento de inércia das juntas e estudo completo do comportamento dinâmico do sistema de acionamento e controle da órtese em estudo.

A órtese C-WALK é pior em relação as existentes no mercado no que diz respeito à tecnologia, mas melhor em relação ao custo. Com a utilização dos materiais e da mão de obra nacional, pode-se obter um custo final deste produto bem menor, com relação às próteses importadas existentes no mercado.

O desenvolvimento do trabalho permite o enunciado das seguintes conclusões:

- A idéia fundamental do projeto de reabilitação robótica com equilíbrio da gravidade

utilizando molas permite compensar integralmente o peso do aparelho.

- Com a utilização dos materiais e da mão de obra nacional, pode-se obter um custo final deste produto bem menor, com relação às próteses importadas existentes no mercado.
- Permite um controle da órtese, baseado em um microcontrolador que aciona os servomotores.
- Dá mais autonomia a pessoas com dificuldades motoras dos membros inferiores, permitindo executar algumas tarefas antes impossíveis;
- O dispositivo atua no sentido de dar força e resistência aos usuários, proporcionando um caminhar seguro em terrenos planos.
- Ajustável para diferentes tipologias físicas, o que é possível graças ao sistema de ajuste de altura presente em pontos estratégicos.
- Ajuda no desenvolvimento de novas tecnologias.

6.2 Resultados esperados com a construção da órtese

A partir do planejamento da órtese até o protótipo virtual e análise dos resultados, garante-se que a órtese em estudo apresenta-se viável para ser construída e disponibilizada para os usuários. A partir da construção do protótipo real, alguns resultados são esperados. Os principais são:

- Os motores de corrente contínua são acionados, a partir de uma fonte de voltagem de uma bateria, fazendo com que o sistema mecânico possa locomover, gerando a marcha humana.
- Uma vez que durante o ciclo da marcha uma grande fração de torques nas juntas é

necessário para compensar a gravidade, o torque do motor necessário para o período de inércia é baixo.

- Permite exercitar os músculos dos usuários, utilizando a órtese com fins terapêuticos, substituindo outros aparelhos de treinamento em casa ou no centro de reabilitação.
- Proporciona ao usuário uma melhoria de auto-estima.
- Atenua riscos de doenças, causadas por grande quantidade de tempo na mesma posição.

6.3 Etapas futuras

A partir dos resultados obtidos neste trabalho, algumas metas são traçadas para serem desenvolvidas em trabalhos futuros. As principais são:

- Implementar ao mecanismo mecânico o acionamento a partir dos sinais mioelétricos obtidos na superfície da pele.
- Modificar o tamanho do sistema mecânico da órtese de membros inferiores a partir do desenho do sistema mecânico feito em Pro-Engineer e utilizar para outras confecções usando prototipagem rápida.
- Usar materiais nobres (mais leves e resistentes) fazer a construção da órtese para que possa ser implementado em um paciente.
- Fixar na órtese sensores de pressão e temperatura para análise de dados, de forma que o usuário da órtese possa ter um caminhar mais seguro.
- Estender o estudo de equilíbrio da gravidade para as duas pernas, para que o usuário da órtese possa ter um caminhar mais estável.
- Utilizar a Lógica Fuzzy para tratamento dos sinais.

Referências Bibliográficas

AGRAWAL, A.; AGRAWAL, S. K. Design of gravity balancing leg orthosis using non-zero free length springs. **Science Direct Mechanism and Machine Theory**, Vol. 40, p. 693-709, November, 2005.

AGRAWAL, S. K.; FATTAH A. Design of an Orthotic Device for Full or Partial Gravity-Balancing of a Human Upper Arm During Motion. **IEEE/RSJ Conference on Intelligent Robots and Systems**, pp. 2841–2846, October, 2003.

AGRAWAL, S. K.; FATTAH A. Theory and Design of an Orthotic Device for Full or Partial Gravity-Balancing of a Human Leg During Motion. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, Vol. 12, No. 2, p. 157-164, June 2004.

AGRAWAL, S. K.; FATTAH A.; BANALA, S. **Gravity Balanced Orthosis Apparatus**. US Patent 2006/0241539A1, 26 oct. 2006.

AGRAWAL, S. K.; GARDNER, G.; PLEDGIE, S. Design and Fabrication of an Active Gravity Balanced Planar Mechanism Using Auxiliary Parallelograms, **Journal of Mechanical Design**, Vol.123, p. 525–528, March, 2001.

ALENCAR, J. F.; MARINHO, L. F.; LUCENA, B. A.; GOMES, J.; MEDEIROS, M. L. Análise cinemática da marcha em pacientes hemiparéticos tratados no serviço de fisioterapia da UFPB, **Anais do VIII Congresso de Biomecânica**, p. 197-202, 1999.

ANDRADE, L. M. **Análise de Marcha: Protocolo Experimental a Partir de Variáveis Cinemáticas e Antropométricas**. 2002. 91 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

BANALA, S. K.; AGRAWAL, S. K.; FATTAH A.; RUDOLPH, K.; SCHOLZ, J. P. **A Gravity Balancing Leg Orthosis for Robotic Rehabilitation**, IEEE International Conference on Robotics & Automation, pp. 2474–2479, April, 2004.

BARBOSA, B. **Robô sapiens, uma nova geração**. Revista Veja. 25 de outubro de 2000. Disponível em: <http://veja.abril.com.br/251000/p_086.html>. Acesso em: 11 fev. 2008.

BASMAJIAN, J. V. **Terapêutica por Exercícios**, 3ª ed., São Paulo, Manole, 1987, p. 557-579.

BAUMANN, W. Procedimentos para Determinar as Forças Internas na Biomecânica do Ser Humano – Aspectos da Carga e Sobrecarga nas Extremidades Inferiores, **IV Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Brasília, Conferência de abertura, 1995.

BERGAMO, G. **Tecnologia nas mãos**. Revista Veja. 8 de fevereiro de 2006. Disponível em: <http://veja.abril.com.br/080206/p_087.html>. Acesso em: 11 fev. 2008.

BONSOR, K. **Como funcionarão os exoesqueletos**. Disponível em: <<http://ciencia.hsw.uol.com.br/exoesqueletos1.htm>>. Acesso em: 14 abril 2008.

BOSCH - CATÁLOGO 2004/2005 MOTORES ELÉTRICOS.

Disponível em: <http://www.bosch.com.br/br/autopecas/produtos/motores_eletricos/motor_Limpador_de_parabrisa.htm>. Acesso em: 2 jun. 2008.

BOSCH - MOTORES ELÉTRICOS.

Disponível em: <http://www.bosch.com.br/br/autopecas/produtos/eletrica/limp_parabrisa.htm> Acesso em: 2 jun. 2008.

BOWKER, P.; CONDIE, D. N.; BADER, D. L.; PRATT, D. J. **Biomechanical Basis of Orthotic Management**. Butterworth Heinemann, Oxford, U.K., 1993.

BRUNIERA, C. A. V.; AMADIO, A. C. Análise da força de reação do solo para o andar e correr com adultos normais do sexo masculino durante a fase de apoio. In: **V Congresso Nacional de Biomecânica**, Santa Maria. Anais do V Congresso Nacional de Biomecânica. Santa Maria UFSM / SBB, p. 19-24, 1993.

BUCHALLA, A. P. **A corrida para o futuro**. Revista Veja. Edição 1870. 8 de setembro de 2004.

Disponível em: <http://veja.abril.com.br/080904/p_130.html>. Acesso em: 10 ago. 2007.

BURNS, Y. R.; MACDONALD, J. **Fisioterapia e Crescimento na Infância**. 1ª. ed. São Paulo: Editora Santos, 1999.

CAMPOS, S. **Reabilitação após AVG**.

Disponível em: <http://www.drashirleydecampos.com.br/noticias.php?noticiaid=10407&assunto=Neurologia/Neuroci%C3%Aancias>> Acesso em: 10 ago. 2007.

CARVALHO, J. A. **Órteses: Um recurso terapêutico complementar**. Barueri, SP: Manole, Cap.1, 2005.

CNA - CATÁLOGO NACIONAL DE AJUDAS TÉCNICAS.

Disponível em: < <http://www.ajudastecnicas.gov.pt/ProductCatalog.action?productCategoryID=0612&productCatalogID=0612> >. Acesso em: 14 jul. 2008.

CNN. Prótese com Bluetooth permite que amputados voltem a andar!

Disponível em: <http://overclocking08.blogspot.com/2008_04_01_archive.html>. Acesso em: 30 abr. 2008.

COLOMBO, G.; JERG, M.; SCHREIER, R.; DIETZ, V. Treadmill Training of Paraplegic Patients using a Robotic Orthosis, **Journal of Rehabilitation Research and Development**, Vol. 37, No. 6, p. 693 – 700, Nov/Dec, 2000.

CORTINA, T. **Aparelho que anda sozinho, produzido pela Otto Bock, é alternativa para paraplégicos.**

Disponível em: <http://www.portadeacesso.com/artigos_leis/proteses/parawalker.htm>. Acesso em: 17 nov. 2008.

DELISA, J. A.; GANS, B. M. **Tratado de medicina e reabilitação: princípios e prática.** 3a edição, Vol. 2, p.1067-87. São Paulo: Manole; 2002.

DIAS, C. **Quase melhor que o original.** Revista Super interessante. Janeiro 1999.

Disponível em: <http://super.abril.com.br/superarquivo/1999/conteudo_117316.shtml>. Acesso em: 18 mai. 2007.

DIAS, P. F. F. Fundamentos de órteses ortopédicas. **SBRTO – Sociedade Brasileira de Reabilitação Traumatológica e Ortopédica**, p. 1-66, 2006.

DOUAT, L. R. **Estabilização do Caminhar de um Robô Bípede de 5 Elos Através de Dissipação de Energia no Movimento Dorsal.** 2008. 134 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Santa Catarina.

EBERT-UPHOFF, I.; GOSSELIN, C. M.; LALIBERTÉ, T. **Static Balancing of Spatial Parallel Platform Mechanisms - Revisited**, Journal of Mechanical Design, Vol. 122, p. 43–51, March, 2000.

FASANELLO, R. **Mais sábios, experientes e frágeis.** Revista Veja. 13 de junho de 2001. Disponível em: <http://veja.abril.com.br/especiais/seguranca/p_026.html>. Acesso em: 11 fev. 2008.

FATTAH A; AGRAWAL, S. K. **On the Design of a Passive Orthosis to Gravity Balance Human Legs**, Journal of Mechanical Design, Vol. 127, p. 802–808, July, 2005.

FERNANDES, V. T. **Análise e proposta de desenvolvimento de um robô manipulador utilizando a estrutura do paralelogramo**. 1997. 118 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

FILIPPO, T. R. M. **Uma Contribuição da Automação para o Desenvolvimento de Órteses Ativas para Membros Inferiores**. 2006. 90 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

GALHANO, A. M. S. F.; CARVALHO, J. L. M.; TENREIRO MACHADO, J. A. **Statistical Analysis of Muscle-Actuated Manipulators**. In: ICRA'92-IEEE International Conference on Robotics and Automation, 1992, Nice, França. Proceedings of ICRA'92-IEEE International Conference on Robotics and Automation, Nice, França, Vol. 4, p. 566-571, 1992.

GARDINER, M. D. **Manual de Terapia por Exercícios**, 4^a ed. São Paulo, Santos, 1995.

GOKCE, A.; AGRAWAL, S. K. Mass Center of Planar Mechanisms Using Auxiliary Parallelograms, **Journal of Mechanical Design**, Vol.121, p. 166–168, March, 1999.

GONÇALVES, J. **Projeto REWALK no jornal público**.

Disponível em: <<http://www.pplware.com/2008/08/28/projecto-rewalk-no-jornal-publico/>>. Acesso em: 10 out. 2008

GREENE, P. J.; GRANAT, M. H. A knee and ankle flexing hybrid orthosis for paraplegic ambulation, **Medical Engineering & Physics**, Vol. 25, p. 539–545, March, 2003.

GUYTON, A. C. **Fisiologia Humana**. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 1988. 380 p.

HILL, A. V.; LUPTON, H. **Muscular exercise, lactic acid and the supply and utilization of oxygen.** Q J Med 16, p. 135–171, 1923.

HURST, J. W. **The Electric Cable Differential (ECD) Leg.**

Disponível em: <http://www.ri.cmu.edu/projects/project_597.html>. Acesso em: 11 nov. 2008.

IBGE - INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA.

Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2000/tendencias_demograficas/comentarios.pdf>. Acesso em: 10 nov. 2008.

IBRAHIM, R. **Síntese de Mecanismos Planos de 4 Barras.**

Disponível em: <http://www.poli.usp.br/p/ricardo.ibrahim/sint_11.pdf>. Acesso em: 20 jul. 2008.

IEEE SPECTRUM. **Exoskeletons Around the World.**

Disponível em: <<http://www.spectrum.ieee.org/oct05/1974>>. Acesso em: 14 abr. 2008.

INOVAÇÃO TECNOLÓGICA. **Honda apresenta mini-exoesqueleto que auxilia a andar.**

Disponível em: <<http://www.inovacaotecnologica.com.br/noticias/noticia.php?artigo=honda-apresenta-mini-exoesqueleto-que-auxilia-a-andar>>. Acesso em: 28 ago. 2008.

INOVAÇÃO TECNOLÓGICA. **Molas dão novo impulso às pernas robóticas.** 9 set. 2008.

Disponível em: <<http://www.inovacaotecnologica.com.br/noticias/noticia.php?artigo=molas-dao-novo-impulso-as-pernas-roboticas>>. Acesso em: 10 set. 2008.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia Articular Volume II.** 5ª Edição. São Paulo: Editora Manole LTDA, 2000. 340 p.

KAWAMOTO, H.; SANKAI, Y. Power assist system hal-3 for gait disorder person. **International Conference on Computers for Handicapped Persons**, Vol. 2398, p. 196–203, 2002.

KAZEROONI, H. **Robotic legs could lead to super Troopers - Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)**. March 10, 2004.

Disponível em: <http://bleex.me.berkeley.edu/>>. Acesso em: 3 set. 2008.

LALIBERTÉ, T.; GOSEELIN, C. M. Static Balancing of 3-DOF Planar Parallel Mechanisms, **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, Vol. 4, No. 4, p. 363–377, December, 1999.

LOPES, A. D. **Um passo adiante**. Revista Veja. Edição 2039. 19 de dezembro de 2007. Disponível em: <http://veja.abril.com.br/191207/p_092.shtml>. acesso em 11 fev. 2008.

LOURO, J. L. **O grego aplicado à linguagem científica**. Porto. Editora Educação Nacional, 1940.

MAALEJ, N.; WEBSTER, J. G. A Miniature Electro Optica Force Transducer, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Vol. 35, No. 2, p. 93-98, 1988.

MARCOVECCHIO, E. **Dizionario etimologico storico dei termini medici**. Firenze, Ed. Festina Lente, 1993.

NETO, T. L. B.; TEBEXRENI, A. S.; TAMBEIRO, V. L. **Aplicações Práticas da Ergoespirometria no Atleta**. CEMAFE – Centro de Medicina da Atividade Física e do Esporte – Escola Paulista de Medicina – UNIFESP-EPM. Rev. Soc. Cardiol. Estado de São Paulo, Vol. 11, No. 3, p. 695-705, Maio/Junho, 2001.

NEUHAUS, P.; KAZEROONI, H. Design and control of human assisted walking robot, **IEEE International Conference on Robotics and Automation**, Vol. 1, p. 563–569, 2004.

OLIVEIRA JR, V. G. **Uma Contribuição ao Desenvolvimento de uma Prótese Antropomórfica Hidráulica de Membro Inferior Microcontrolada**. 2005. 120 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Engenharia Mecânica – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, São Paulo.

OLIVEIRA, P. L.; MELO, K. B.; LOPEZ, J. V.; MONTEIRO, C. F. Conversando sobre órteses: uma intervenção ilustrativa e didática sobre orientações e cuidados. **X Encontro Latino de Estudantes de Iniciação Científica e VI Encontro Latino-Americano de Estudantes de Pós-Graduação** – Universidade do Vale do Paraíba, 2006.

ORTOLAN, R. L. **Estudo e Avaliação de técnicas de Processamento do Sinal Mioelétrico para o Controle de Sistemas de Reabilitação**. 2002, 107 f. Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Carlos, Escola de Engenharia, São Paulo.

OTTO BOCK – QUALITY FOR LIFE.

Disponível em: < <http://www.ottobock.com.br>>. Acesso em: 28 fev. 2009

PERRY, J. **Gait Analysis: Normal and Pathological Function**. New York: Slack, EUA, 1992.

PICKLES, B.; COMPTON, A.; SIMPSON, J.; VANDERVOORT, A. **Fisioterapia na 3ª idade**. São Paulo: Livraria Santos, 2000.

PINA FILHO, A. C. Study of the Human Gait and Simulation by means of Nonlinear Oscillators. **XIII International Symposium on Dynamic Problems of Mechanics – DINAME**, March, 2009.

PIZZIOLO, T. A.; MARTINS FILHO, L. S.; RESENDE, P.; SILVINO, J. L. Análise de simplificação na modelagem dinâmica aplicada a robôs quadrúpedes. **Sba: Controle & Automação Sociedade Brasileira de Automática**, Vol. 115, Nº 3, p. 301-308, Campinas, July/Sept, 2004.

PONTES, F. **Exoesqueleto Robótico Ajuda Paraplégicos a Caminharem**. 25 jul. 2008. Disponível em: <<http://drauzio.wordpress.com/2008/07/25/exoesqueleto-robotico-ajuda-paraplegicos-a-caminhare-felipe-pontes/>>. Acesso em: 24 ago. 2008.

1

PRATT, D. J. **Some Aspects of Modern Orthotics**. Orthotics & Disability Res. Centre, Derbyshire R. Infirmary, Derby, UK Print publication: Issue 1 February, 1994.

RAMALHO, C. **O homem máquina**. Revista Veja. 2 de setembro de 1998.
Disponível em: <http://veja.abril.com.br/020998/p_104.html>. Acesso em: 11 fev. 2008.

REDE SARAH DE HOSPITAIS DE REABILITAÇÃO. **Lesão Medular**.
Disponível em: <http://www.sarah.br/paginas/doencas/po/p_08_lesao_medular.htm>. Acesso em: 05 set. 2008.

REY, L. **Dicionário de termos técnicos de medicina e saúde**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 1999.

ROSARIO, J. M. **Etude de Faisabilité d' une Commande de Type Non-Lineaire pour un Robot Manipulateurs**. 1990. 248 f. PHD Thesis - Ecole Centrale des Arts et Manufactures, Paris, France.

ROSÁRIO, J. M. **Princípios de Mecatrônica**. São Paulo: Editora Pearson, 2005. 356p.

ROSE, J.; GAMBLE, J. **Marcha Humana**. São Paulo: Premier, 1998. 420p.

SACCO, I. C. N. **Apostila didática / Biomecânica da Marcha Humana**.
Disponível em: <http://www.belusp.hpg.ig.com.br/siae/pdf/txt_marcha.pdf>. Acesso em: 10 nov. 2008.

SANTANA, R. E. S. **Projeto de um robô bípede para a reprodução da marcha humana**. 2005. 166 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Engenharia Mecânica – Departamento de Engenharia Mecânica, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo.

SAURON, F. N. **Órteses para membro superiores. Terapia Ocupacional na Reabilitação Física**. São Paulo: Roca, 2003.

SCHIRMER, L. **Modelagem do ROBOTHRON - Um Manipulador de Barras Paralelas**. 2005. 103 f. Dissertação (Mestrado) – Centro de Ciências Tecnológicas da UDESC – Departamento de Automação Industrial, Universidade do Estado de Santa Catarina, Joinville.

SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, D. **Cinesiologia Clínica de Brunnstron**. São Paulo: Manole, 1997.

SULIVAN, S. B. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento**, 2ª ed., São Paulo: Manole, 1993.

TANAKA, M. S.; LUPPI, A.; MORYA, E.; FÁVERO, F. M.; FONTES, S. V.; OLIVEIRA, A. S. B. **Principais instrumentos para a análise da marcha de pacientes com distrofia muscular de Duchenne**. Revista Neurociência. Volume 15. Número 2. 2007.

Disponível em: <www.unifesp.br/dneuro/neurociencias/neurociencias_v15_n2.pdf> Acesso em: 11 fev. 2008.

TANAKA, M. S.; PASSOS, A. L. **Instrumentos para Análise de Marcha Utilizados em Pacientes com Distrofia Muscular de Duchenne**. 2005. 45 f. Monografia (Especialista) – Escola Paulista de Medicina – Departamento de Intervenções Fisioterapêuticas em Doenças Neuromusculares, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo.

TZAFESTAS, S.; RAIBERT, M.; TZAFESTAS, C. Robust Sliding-Mode Control Applied to a 5-Link Biped Robot. **Journal of Intelligent and Robotic Systems**, Vol. 15, p. 67–133. 1996.

UMPHRED, D. A. **Fisioterapia neurológica**. 2a.ed. São Paulo: Manole, 2004.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C. **Dynamics of Human Gait**, 1st Edition, Human Kinetics Publishers, Chicago IL, 1992.

VEIGA, F. **Exoesqueletos disponíveis em 2008**.

Disponível em: <<http://www.vejaisso.com/2007/04/21/exoesqueletos-disponiveis-em-2008/>>. Acesso em: 21 apr. 2008.

- VIEIRA, V. **A roupa da liberdade**. Revista Veja. Edição 2076. 03 de setembro de 2008. Disponível em: <http://veja.abril.com.br/030908/p_110.shtml>. Acesso em: 1 set. 2008.
- VILADOT, A.; LORENZO, J. C.; SALAZAR, J.; RODRIGUEZ, A. **The Subtalar Joint: Embryology and Morphology Foot Ankle**. Vol. 5, p. 54–66, 1984.
- VIMIEIRO, C. B.; NASCIMENTO, B. G.; MARTINS, H. R.; NAGEM, D. A. P.; PINOTTI, M. Aplicação de Músculos Artificiais Pneumáticos em Órtese para Quadril. **Anais do 2º Congresso Brasileiro de Extensão Universitária**. Belo Horizonte. 12 a 15 de setembro de 2004.
- WECHSLER, K. **Assistive Robotics In & Out of the Lab**. MDA Publications. Disponível em: <<http://www.mda.org/Publications/Quest/q135wheelturns.html>>. Acesso em: 3 set. 2008.
- WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 2nd edition, John Wiley & Sons Inc., Toronto, 1990.
- WINTER, D. A. **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly, And Pathological**. 2nd. Ed., Waterloo, Ontario, Canada, University of Waterloo Press, p. 21, 1991.
- ZERNICKE, R. F. **Emergence of Human Biomechanics**. Perspectives on the Academic Disciplines of Physical Education. Ed. Brooks, G.A. Human Kinetics Publications, Champaign, IL, p.124-136, 1981.
- ZHU, H. S.; WERTSCH, J. J.; HARRIS, G. F.; LOFTSGAARDEN, J. D.; PRICE, M. B. Foot Pressure Distribution During Walking and Shuffling, **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Vol. 72, No. 6, p. 390-397, 1991.

Apêndice A

Método da Aplicação da Lei dos Cossenos e Método de Freudenstein

Apresenta métodos utilizados para cálculo do paralelogramo, sendo que o Método 2 foi utilizado para a modelagem da órtese exoesquelética de membros inferiores C-WALK.

A.1 Método 1: Aplicação da Lei dos Cossenos

A Figura A.1 mostra uma montagem aberta com um ângulo de entrada $0 \leq q_2 \leq \pi$. São conhecidos os comprimentos das barras: $OA = a$, $AB = b$, $BC = c$ e $CO = d$. Unindo os pontos A e C são formados dois triângulos $\triangle OAC$ e $\triangle ABC$ com ângulos de interesse.

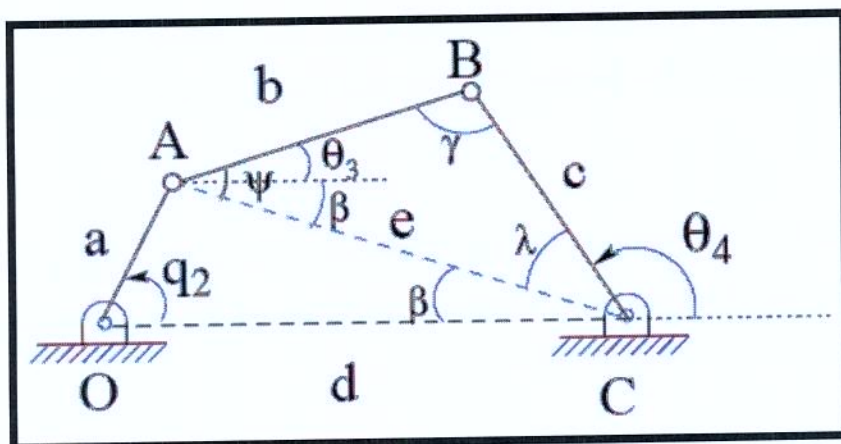


Figura A.1 – Mecanismo de quatro barras

O comprimento do lado e pode ser determinado por aplicação da Lei dos Cossenos ao triângulo ΔOAC , sendo:

$$e = a^2 + d^2 - 2ad \cos(q_2) \quad (A.1)$$

Desta forma os ângulos da figura podem ser determinados pelas seguintes expressões:

$$\beta = \arccos \frac{e^2 + d^2 - a^2}{2ed} \quad (A.2)$$

$$\psi = \arccos \frac{e^2 + b^2 - c^2}{2eb} \quad (A.3)$$

$$\lambda = \arccos \frac{e^2 + c^2 - b^2}{2ec} \quad (A.4)$$

Assim os ângulos de interesse a determinar do problema de posição (θ_3 e θ_4) são determinados na sequência:

$$\theta_3 = \psi - \beta \quad (A.5)$$

$$\theta_4 = \pi - \beta - \lambda \quad (A.6)$$

O ângulo de transmissão γ é dado por:

$$\gamma = \pi - \psi - \lambda \quad (A.7)$$

Ou então,

$$\gamma = \arccos \frac{b^2 + c^2 - e^2}{2bc} \quad (A.8)$$

Substituindo o valor da equação (A.1) na equação (A.8):

$$\gamma = \arccos \frac{b^2 + c^2 - a^2 - d^2 + 2ad \cos(q_2)}{2bc} \quad (\text{A.9})$$

Quando o ângulo de entrada q_2 varia de $\pi < q_2 < 2\pi$ tem-se a configuração da Figura A.2, sendo necessário fazer novos cálculos para determinação de θ_3 e θ_4 .

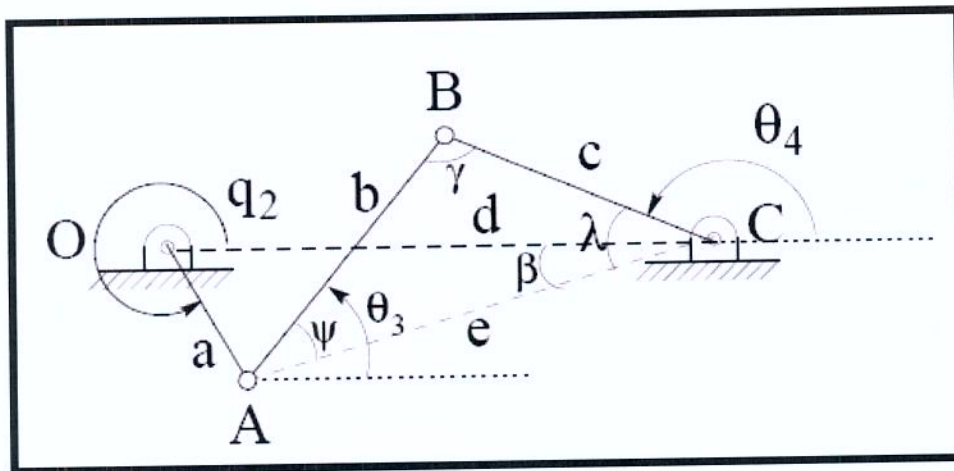


Figura A.2 – Mecanismo de quatro barras de montagem aberta e com $\pi < q_2 < 2\pi$

A montagem cruzada do mecanismo com as mesmas dimensões da barra é mostrada na Figura A.3. É necessário determinar equações equivalentes para esse sistema.

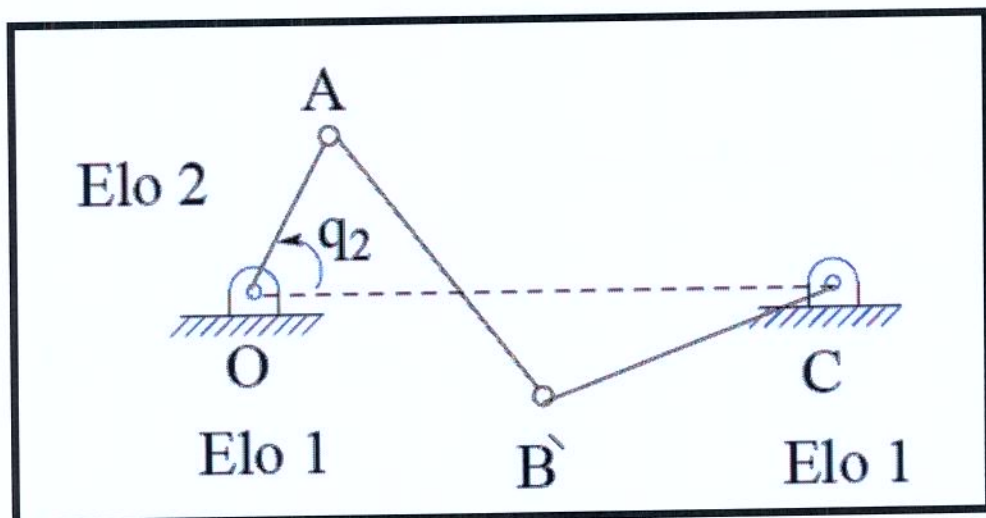


Figura A.3 – Mecanismo de quatro barras de montagem cruzada

Existem casos onde os pontos fixos não são alinhados na horizontal. A Figura A.4 mostra um caso onde os pontos O e C estão desalinhados. O equacionamento fica diferente e o ângulo α precisa ser conhecido.

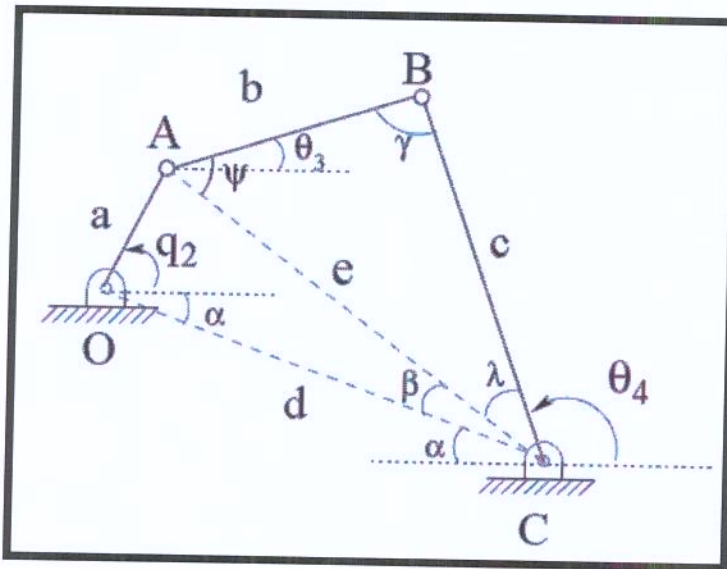


Figura A.4 – Mecanismo de quatro barras de montagem aberta com os pontos O e C desalinhados em relação à horizontal

A.2 Método 2: Freudenstein

Considerando o mecanismo de quatro barras de montagem aberta mostrado na Figura A.5. Supondo conhecidos os comprimentos das barras r_1 , r_2 , r_3 , r_4 e o ângulo de entrada q_2 , o problema de posição consiste em determinar θ_3 e θ_4 correspondentes (IBRAHIM, 2008).

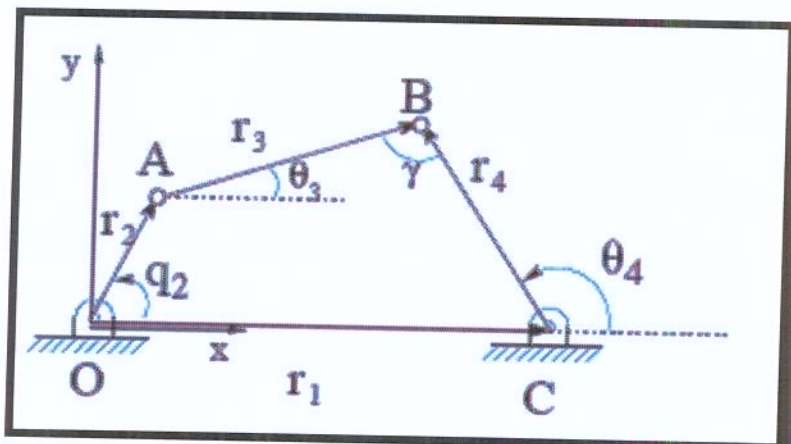


Figura A.5 – Mecanismo de quatro barras de montagem aberta com notação para aplicação da equação de Freudenstein

A equação vetorial de caminho fechado (loop) é a seguinte:

$$\vec{r}_2 + \vec{r}_3 - \vec{r}_4 - \vec{r}_1 = 0 \quad (\text{A.10})$$

A decomposição em X é dada pela equação escalar:

$$-r_1 + r_2 \cos(q_2) + r_3 \cos(\theta_3) - r_4 \cos(\theta_4) = 0 \quad (\text{A.11})$$

A decomposição em Y é dada pela equação escalar:

$$r_2 \sin(q_2) + r_3 \sin(\theta_3) - r_4 \sin(\theta_4) = 0 \quad (\text{A.12})$$

Com a finalidade de eliminar a variável incógnita θ_3 as duas equações anteriores ficam na forma:

$$r_3 \cos(\theta_3) = r_4 \cos(\theta_4) + r_1 - r_2 \cos(q_2) \quad (\text{A.13})$$

$$r_3 \sin(\theta_3) = r_4 \sin(\theta_4) - r_2 \sin(q_2) \quad (\text{A.14})$$

Elevando os membros ao quadrado da equação (A.13):

$$r_3^2 \cos^2(\theta_3) = [r_4 \cos(\theta_4) + r_1 - r_2 \cos(q_2)]^2$$

$$r_3^2 \cos^2(\theta_3) = [r_4 \cos(\theta_4) + r_1 - r_2 \cos(q_2)][r_4 \cos(\theta_4) + r_1 - r_2 \cos(q_2)]$$

$$\begin{aligned} r_3^2 \cos^2(\theta_3) &= r_4^2 \cos^2(\theta_4) + r_1 r_4 \cos(\theta_4) - r_2 r_4 \cos(\theta_4) \cos(q_2) + r_1 r_4 \cos(\theta_4) + r_1^2 - \\ &- r_1 r_2 \cos(q_2) - r_2 r_4 \cos(\theta_4) \cos(q_2) - r_1 r_2 \cos(q_2) + r_2^2 \cos^2(q_2) \end{aligned}$$

$$r_3^2 \cos^2(\theta_3) = r_4^2 \cos^2(\theta_4) + 2r_1 r_4 \cos(\theta_4) - 2r_2 r_4 \cos(\theta_4) \cos(q_2) + r_1^2 - 2r_1 r_2 \cos(q_2) + r_2^2 \cos^2(q_2)$$

$$r_3^2 \cos^2(\theta_3) = r_1^2 + r_2^2 \cos^2(q_2) + r_4^2 \cos^2(\theta_4) + 2r_4 \cos(\theta_4)[r_1 - r_2 \cos(q_2)] - 2r_1 r_2 \cos(q_2) \quad (\text{A.15})$$

Elevando os membros ao quadrado da equação (A.14):

$$r_3^2 \sin^2(\theta_3) = [r_4 \sin(\theta_4) - r_2 \sin(q_2)]^2$$

$$r_3^2 \sin^2(\theta_3) = [r_4 \sin(\theta_4) - r_2 \sin(q_2)][r_4 \sin(\theta_4) - r_2 \sin(q_2)]$$

$$r_3^2 \sin^2(\theta_3) = r_4^2 \sin^2(\theta_4) - r_4 r_2 \sin(\theta_4) \sin(q_2) - r_4 r_2 \sin(\theta_4) \sin(q_2) + r_2^2 \sin^2(q_2)$$

$$r_3^2 \sin^2(\theta_3) = r_4^2 \sin^2(\theta_4) - 2r_4 r_2 \sin(\theta_4) \sin(q_2) + r_2^2 \sin^2(q_2)$$

$$r_3^2 \sin^2(\theta_3) = r_4^2 \sin^2(\theta_4) - 2r_4 \sin(\theta_4)[r_2 \sin(q_2)] + r_2^2 \sin^2(q_2) \quad (\text{A.16})$$

Somando membro a membro as duas equações (A.15) e (A.16) resulta:

$$r_3^2 [\cos^2(\theta_3) + \sin^2(\theta_3)] = r_1^2 + r_2^2 \cos^2(q_2) + r_4^2 \cos^2(\theta_4) + 2r_4 \cos(\theta_4)[r_1 - r_2 \cos(q_2)] - 2r_1 r_2 \cos(q_2) + r_4^2 \sin^2(\theta_4) - 2r_4 \sin(\theta_4)[r_2 \sin(q_2)] + r_2^2 \sin^2(q_2)$$

$$r_3^2 [\cos^2(\theta_3) + \sin^2(\theta_3)] = r_1^2 + r_2^2 [\cos^2(q_2) + \sin^2(q_2)] + r_4^2 [\cos^2(\theta_4) + \sin^2(\theta_4)] + 2r_4 \cos(\theta_4)[r_1 - r_2 \cos(q_2)] - 2r_4 \sin(\theta_4)[r_2 \sin(q_2)] - 2r_1 r_2 \cos(q_2) \quad (\text{A.17})$$

Utilizando a propriedade trigonométrica que diz que $\cos^2 x + \sin^2 x = 1$, e substituindo na equação (A.17) tem-se:

$$r_3^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 + 2r_4 \cos(\theta_4)[r_1 - r_2 \cos(q_2)] - 2r_4 \sin(\theta_4)[r_2 \sin(q_2)] - 2r_1 r_2 \cos(q_2) \quad (\text{A.18})$$

A partir daqui existem duas soluções para a equação:

- 1ª SOLUÇÃO:

Se os ângulos de entrada e os comprimentos das barras forem conhecidos, pode-se definir a

equação anterior simplificadamente como:

$$A \sin(\theta_4) + B \cos(\theta_4) = C \quad (\text{A.19})$$

Reorganizando:

$$-2r_4 \cos(\theta_4)[r_1 - r_2 \cos(q_2)] + 2r_4 \sin(\theta_4)[r_2 \sin(q_2)] + 2r_1 r_2 \cos(q_2) = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - r_3^2$$

$$-2r_4[r_1 - r_2 \cos(q_2)]\cos(\theta_4) + 2r_4[r_2 \sin(q_2)]\sin(\theta_4) = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - r_3^2 - 2r_1 r_2 \cos(q_2)$$

$$\frac{-2r_4[r_1 - r_2 \cos(q_2)]\cos(\theta_4)}{2r_4 r_2} + \frac{2r_4[r_2 \sin(q_2)]\sin(\theta_4)}{2r_4 r_2} = \frac{r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - r_3^2 - 2r_1 r_2 \cos(q_2)}{2r_4 r_2}$$

$$\left[\frac{-r_1}{r_2} + \cos(q_2) \right] \cos(\theta_4) + \sin(q_2) \sin(\theta_4) = \frac{r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - r_3^2}{2r_4 r_2} - \frac{r_1 \cos(q_2)}{r_4} \quad (\text{A.20})$$

Fazendo uma comparação entre a equação (A.19) e (A.20), obtem-se:

$$A = \sin(q_2) \quad (\text{A.21})$$

$$B = \frac{-r_1}{r_2} + \cos(q_2) \quad (\text{A.22})$$

$$C = \frac{r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - r_3^2}{2r_4 r_2} - \frac{r_1 \cos(q_2)}{r_4} \quad (\text{A.23})$$

Utilizando as propriedades trigonométricas das equações (A.24) e (A.25):

$$\text{sen} x = \frac{2 \tan \frac{x}{2}}{1 + \tan^2 \frac{x}{2}} \quad (\text{A.24})$$

$$\cos x = \frac{1 - \tan^2 \frac{x}{2}}{1 + \tan^2 \frac{x}{2}} \quad (\text{A.25})$$

Substituindo o valor de x por θ_4 nas equações (A.24) e (A.25):

$$\sin \theta_4 = \frac{2 \tan \frac{\theta_4}{2}}{1 + \tan^2 \frac{\theta_4}{2}} \quad (\text{A.26})$$

$$\cos \theta_4 = \frac{1 - \tan^2 \frac{\theta_4}{2}}{1 + \tan^2 \frac{\theta_4}{2}} \quad (\text{A.27})$$

Para determinar θ_4 basta fazer as substituições das propriedades trigonométricas (A.26) e (A.27) na equação (A.19):

$$\left[\frac{-r_1}{r_2} + \cos(q_2) \right] \left[\frac{1 - \tan^2 \frac{\theta_4}{2}}{1 + \tan^2 \frac{\theta_4}{2}} \right] + \sin(q_2) \left[\frac{2 \tan \frac{\theta_4}{2}}{1 + \tan^2 \frac{\theta_4}{2}} \right] = \frac{r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - r_3^2}{2r_4r_2} - \frac{r_1 \cos(q_2)}{r_4} \quad (\text{A.28})$$

Utilizando as equações (A.21), (A.22) e (A.23) para simplificar a equação (A.28):

$$B \left[\frac{1 - \tan^2 \frac{\theta_4}{2}}{1 + \tan^2 \frac{\theta_4}{2}} \right] + A \left[\frac{2 \tan \frac{\theta_4}{2}}{1 + \tan^2 \frac{\theta_4}{2}} \right] = C$$

$$B \left(1 - \tan^2 \frac{\theta_4}{2} \right) + A \left(2 \tan \frac{\theta_4}{2} \right) = C \left(1 + \tan^2 \frac{\theta_4}{2} \right)$$

$$B - B \tan^2 \frac{\theta_4}{2} + (2A) \tan \frac{\theta_4}{2} = C + C \tan^2 \frac{\theta_4}{2}$$

$$(B + C) \tan^2 \frac{\theta_4}{2} - (2A) \tan \frac{\theta_4}{2} + (C - B) = 0 \quad (\text{A.29})$$

Denomina-se equação do segundo grau, toda a equação do tipo ax^2+bx+c , com coeficientes numéricos a, b e c com $a \neq 0$. Com base na equação (A.29) encontramos:

$$a = B + C \quad (\text{A.30})$$

$$b = -2A \quad (\text{A.31})$$

$$c = C - B \quad (\text{A.32})$$

Resolvendo a equação de segundo grau utilizando a fórmula de Bháskara:

$$x = \frac{-b \pm \sqrt{\Delta}}{2a} \quad (\text{A.33})$$

Substituindo o valor de delta:

$$x = \frac{-b \pm \sqrt{b^2 - 4ac}}{2a} \quad (\text{A.34})$$

De acordo com os valores de a , b e c encontrados através da equação de segundo grau representados pela equação (A.30), (A.31) e (A.32) substitui-se na equação (A.34) para cálculo do valor do ângulo de interesse:

$$\tan \frac{\theta_4}{2} = \frac{-(-2A) \pm \sqrt{(-2A)^2 - 4(B+C)(C-B)}}{2(B+C)}$$

$$\tan \theta_4 = \frac{2A \pm \sqrt{4A^2 - 4(BC - B^2 + C^2 - BC)}}{(B + C)}$$

$$\tan \theta_4 = \frac{2A \pm \sqrt{4(A^2 + B^2 - C^2)}}{(B + C)}$$

$$\theta_4 = 2 \arctan \left[\frac{A \pm \sqrt{(A^2 + B^2 - C^2)}}{(B + C)} \right] \quad (\text{A.35})$$

Encontram-se duas soluções, uma correspondente à montagem aberta (2.36) e outra à montagem cruzada (A.37).

$$\theta_4 = 2 \arctan \left[\frac{A + \sqrt{(A^2 + B^2 - C^2)}}{(B + C)} \right] \quad (\text{A.36})$$

$$\theta_4 = 2 \arctan \left[\frac{A - \sqrt{(A^2 + B^2 - C^2)}}{(B + C)} \right] \quad (\text{A.37})$$

Uma vez determinado θ_4 retorna-se as equações (A.13) e (A.14) e determina-se o valor de θ_3 correspondente.

- 2ª SOLUÇÃO:

A partir da equação (A.18) usada anteriormente pode ter os membros reagrupados da seguinte forma chamada de Equação de Freudenstein:

$$\cos(q_2 - \theta_4) = K_1 \cos(q_2) + K_2 \cos(\theta_4) + K_3 \quad (\text{A.38})$$

Simplificando:

$$r_3^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 + 2r_1r_4 \cos(\theta_4) - 2r_2r_4 \cos(q_2) \cos(\theta_4) - 2r_2r_4 \sin(q_2) \sin(\theta_4) - 2r_1r_2 \cos(q_2)$$

$$r_3^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 + 2r_1r_4 \cos(\theta_4) - 2r_2r_4 [\cos(q_2) \cos(\theta_4) + \sin(q_2) \sin(\theta_4)] - 2r_1r_2 \cos(q_2)$$

$$2r_2r_4 [\cos(q_2) \cos(\theta_4) + \sin(q_2) \sin(\theta_4)] = -2r_1r_2 \cos(q_2) + 2r_1r_4 \cos(\theta_4) + r_1^2 + r_2^2 - r_3^2 + r_4^2$$

$$\cos(q_2 - \theta_4) = \frac{-2r_1r_2 \cos(q_2) + 2r_1r_4 \cos(\theta_4) + r_1^2 + r_2^2 - r_3^2 + r_4^2}{2r_2r_4}$$

$$\cos(q_2 - \theta_4) = -\frac{r_1}{r_4} \cos(q_2) + \frac{r_1}{r_2} \cos(\theta_4) + \frac{r_1^2 + r_2^2 - r_3^2 + r_4^2}{2r_2r_4} \quad (\text{A.39})$$

Igualando a equação (A.38) com a (A.39), encontramos:

$$K_1 = -\frac{r_1}{r_4} \quad (\text{A.40})$$

$$K_2 = \frac{r_1}{r_2} \quad (\text{A.41})$$

$$K_3 = \frac{r_1^2 + r_2^2 - r_3^2 + r_4^2}{2r_2r_4} \quad (\text{A.42})$$

Nas Equações de Freudenstein as três variáveis de projeto K_1 , K_2 e K_3 representam o dimensionamento dos quatro links que compõem o mecanismo. Assim a equação de Freudenstein pode ser utilizada para projeto de um mecanismo gerador de função, se for conhecida a função que relaciona o ângulo de saída θ_4 e o ângulo de entrada q_2 , o dimensionamento dos quatro links poderá ser determinado pela resolução de um sistema de três equações lineares.

Apêndice B

Principais Características dos Dispositivos e Equipamentos Selecionados

Apresenta informações técnicas do motor, bateria e carregador e microcontrolador selecionados para a proposta de Estrutura Exoesquelética.

B.1 Motor

Em função das características listadas no capítulo 3 deste trabalho item 3.6.1, o motor escolhido foi o motor limpador de pára-brisa da Bosch, ilustrado na Figura B.1.

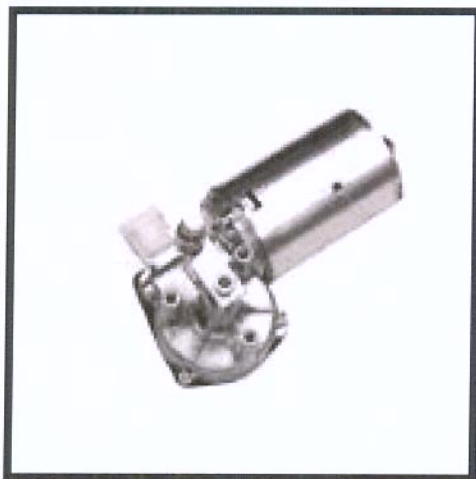


Figura B.1 – Motor CC 12V limpador de pára-brisa

A Tabela B.1 apresenta um resumo de suas características principais conforme catálogo do motor (BOSCH, 2008).

Tabela B.1 – Especificações Técnicas do Motor

CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS	
Tensão dos Motores	12 VCC ou 24 VCC
Consumo Nominal	7,5 A (Conforme torque)
Torque/Opções	25 a 48 Nm (Torque máximo)
Sentido de Giro	L/R
Velocidades	1 ou 2
Rotações máximo	100 rpm

A Figura B.2 mostra o motor limpador de pára-brisa da Bosch escolhido para o projeto com suas especificações tiradas do catálogo de motores elétricos (BOSCH, 2008), sendo que a faixa de trabalho será apenas na velocidade um (VI), conforme especificação abaixo.

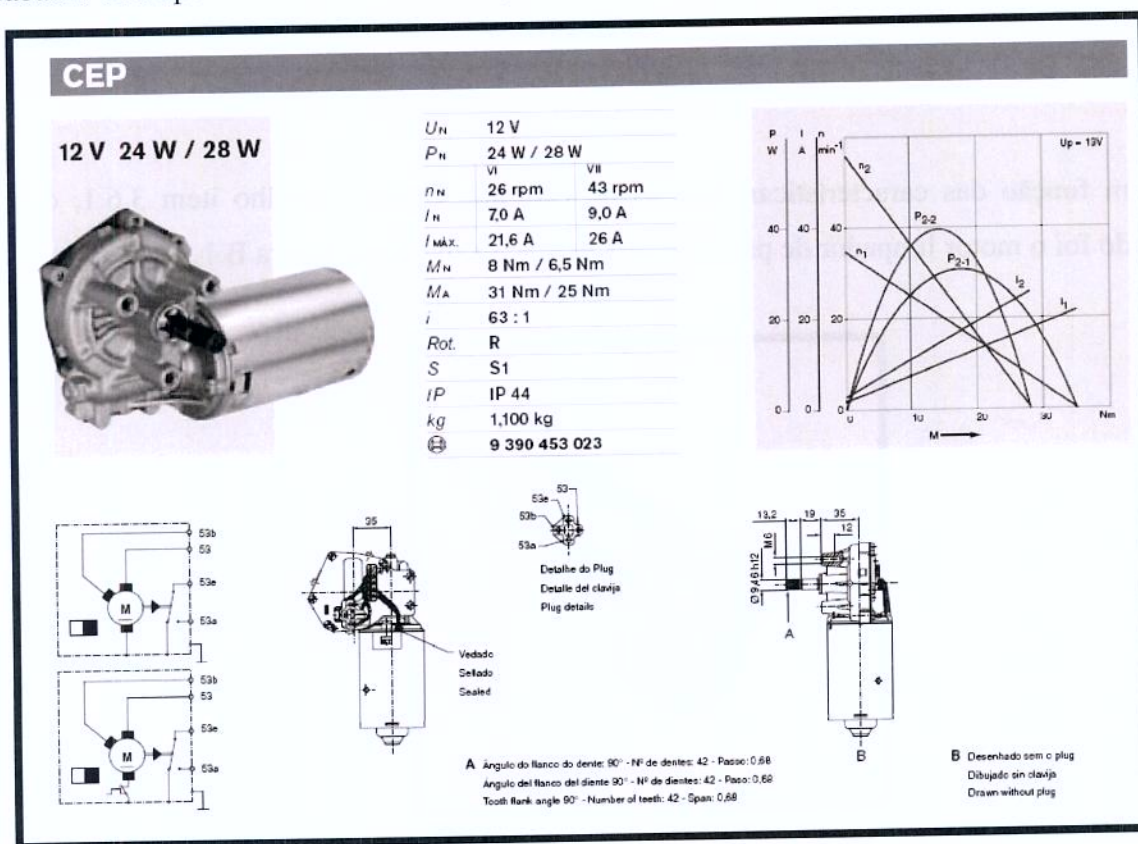


Figura B.2 – Características do motor limpador de pára-brisa

Sendo:

U_N = tensão nominal

P_N = potência nominal

n_N = rotação nominal

I_N = corrente nominal

M_A = torque de bloqueio

Rot. = direção de rotação: Direita (R) ou Esquerda (L)

S = classe de funcionamento

IP = grau de proteção

Kg = peso

⊕ = número de referência do pedido

B.2 Bateria e carregador

Em função das características listadas no capítulo 3 deste trabalho item 3.6.2, a bateria Li-Ion seria ideal em função do peso, mas em função do custo foi descartada. Com foco na variável custo adotou-se uma bateria SLA de motocicleta, ilustrada na Figura B.3.

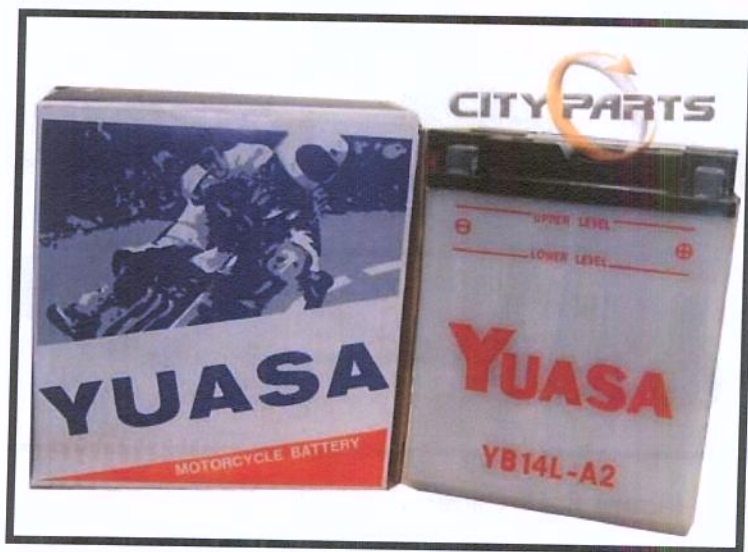


Figura B.3 – Bateria YUASA de 12V utilizada para a alimentação dos motores

A Tabela B.2 mostra as características técnicas da bateria.

Tabela B.2 – Especificações Técnicas da Bateria

<i>CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS</i>	
<i>Entrada</i>	<i>De 110 a 220 volts AC automático</i>
<i>Saída</i>	<i>12 volts DC</i>
<i>Percentual de Carga</i>	<i>14 ampères/hora</i>
<i>Peso</i>	<i>4 Kg</i>

Uma das vantagens do carregador Impact 1150 em relação a outros que existem no mercado, é que o mesmo apresenta tamanho pequeno, inclusive considerado como carregador de bolsos, conforme Figura B.4.



Figura B.4 – Carregador de Bateria 12V

A Tabela B.3 apresenta as características técnicas principais do carregador de bateria.

Tabela B.3 – Especificações Técnicas do Carregador

<i>CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS</i>	
<i>Entrada</i>	<i>De 110 a 220 volts AC automático</i>
<i>Saída</i>	<i>12 volts DC</i>
<i>Percentual de Carga</i>	<i>11 ampères/hora</i>
<i>Largura x Profundidade x Altura</i>	<i>6,62 x 14,5 x 3,64 cm</i>

B.3 Microcontrolador

Em função das características listadas no capítulo 3 deste trabalho item 3.6.4, o microcontrolador escolhido foi o Basic Step por ser nacional apresentando programação em português e pelo custo. O módulo do microcontrolador Basic Step é apresentado na Figura B.5.

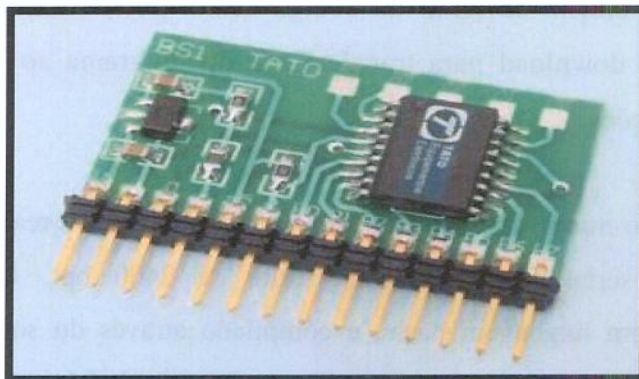


Figura B.5 – Microcontrolador Basic Step

B.3.1 Programação do Basic Step

Programação é a sequência de operações que o sistema deve executar para que a tarefa determinada seja realizada. Cada operação correspondente a uma instrução que pode ser interpretada e executada pelo computador. As instruções são constituídas por uma série de bits. Esses bits são decodificados e acionam as variáveis de controle internas ao sistema para que a operação correspondente à instrução seja realizada.

O BASIC Step é programado pela linguagem Tbasic ou Pbasic. A diferença está no idioma: Pbasic é inglês e o Tbasic é português. Utilizando o compilador BASIC Step, conforme Figura B.6.

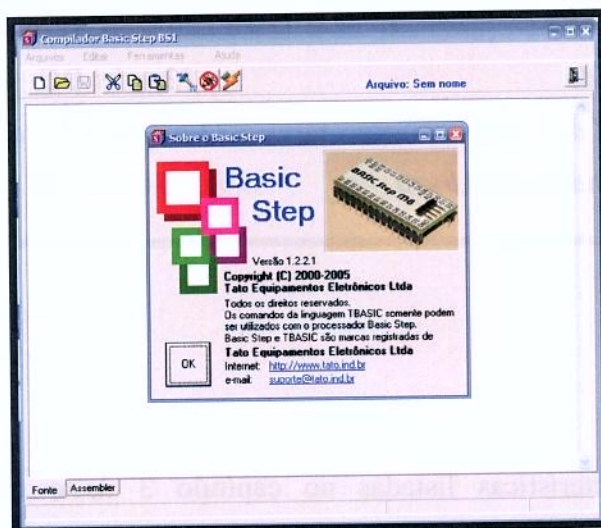


Figura B.6 – Compilador Basic Step

O compilador permite edição de texto do código fonte, possui compilador, debug para procurar erros de digitação, download para transferência do programa ao microcontrolador e ajuda para consulta de instruções.

A comunicação entre o microcontrolador e entre os servomotores, é realizada através de um protocolo de comunicação serial SPI, com Baud Rate de 2400 bps. O código fonte do microcontrolador foi feito com linguagem basic, e compilado através do software em ambiente windows, Basic Step. O microcontrolador e o software Basic Step são de fabricação da Tato Indústria Ltda. Para programar o BASIC Step é necessária a montagem dos seguintes dispositivos numerados conforme a Figura B.7 e Figura B.8:

1. Microcontrolador BASIC Step
2. Fonte CC para alimentação do μC ou bateria de 9V
3. Compilador BASIC Step
4. Computador
5. Cabo de gravação serial
6. Opcionalmente uma placa de prototipagem StepLab.

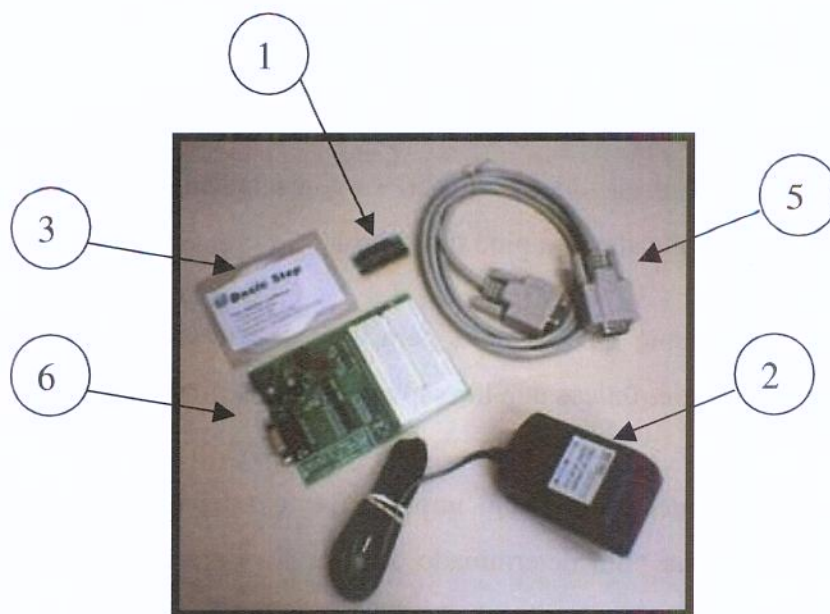


Figura B.7 – Ligação da placa com o computador

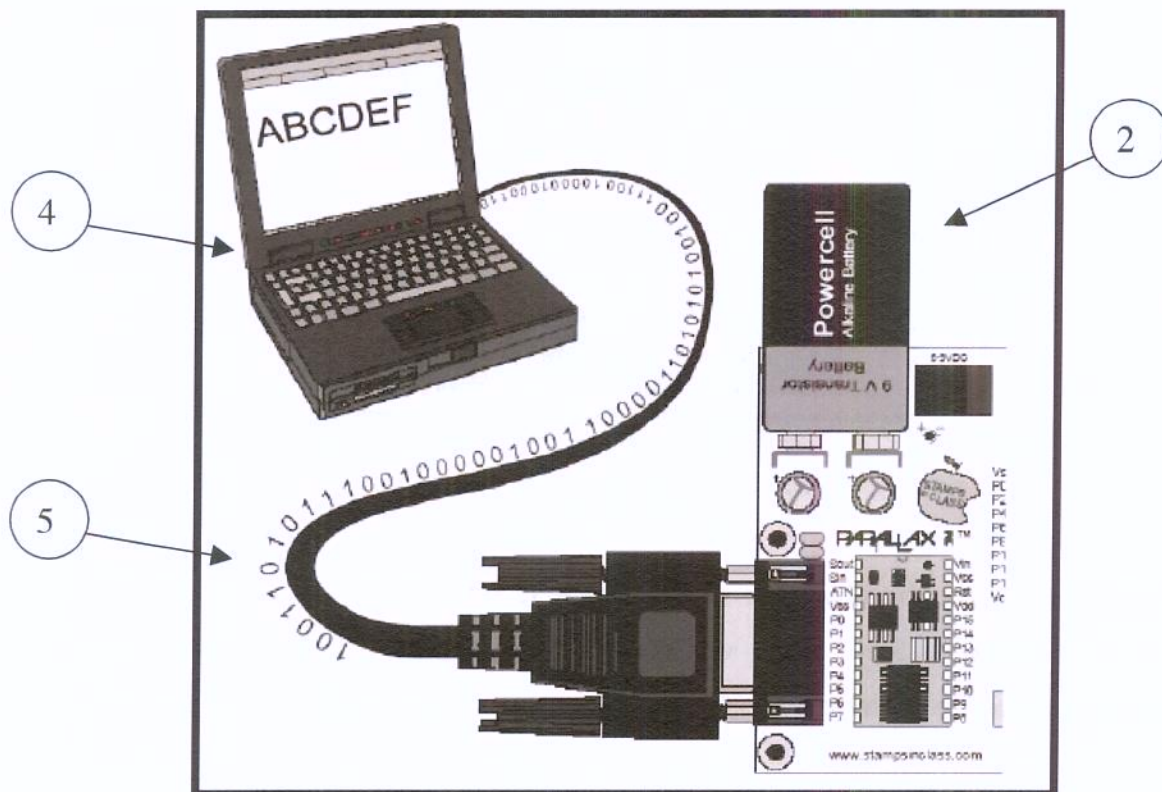


Figura B.8 – Ligação da placa com o computador

B.3.2 Funcionamento do servomecanismo com o Basic Step

O servomecanismo tem três fios de ligação: vermelho e preto que constituem a alimentação. O fio branco é o pino de controle do servo. Um servomecanismo desloca-se em ambos os sentidos, consoante à tensão aplicada num pino de controle.

Um servo é um mecanismo que se move para uma determinada posição e mantém essa posição em função dos sinais eletrônicos que lhe são aplicados no pino de controle.

Um servomecanismo funciona com um impulso que consoante a sua duração provoca a movimentação da haste interna num determinado ângulo. Na Figura B.9 seguinte mostra-se a haste do servomecanismo movendo-se de 0° , 90° e 180° .

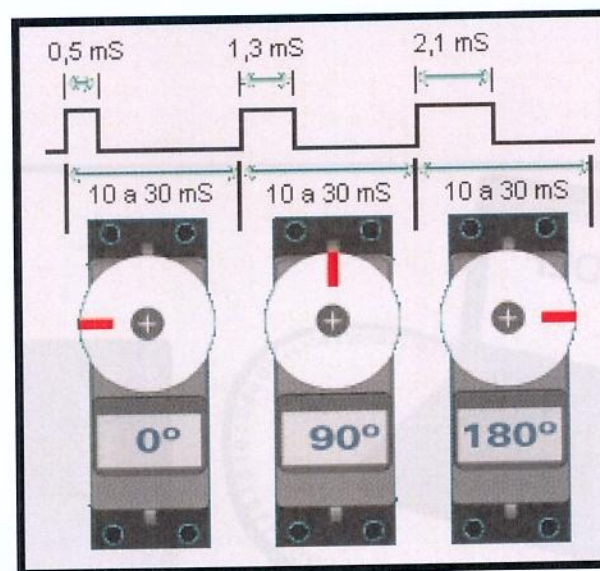


Figura B.9 – Posições da haste do mecanismo

Para monitoração dos sinais que são aplicados ao servomecanismo liga-se um LED a um pino de saída do Basic Step, assim verifica-se se existe tensão aplicada neste pino. Assim monitora-se os sinais de controle do servomecanismo, conforme montagem na Figura B.10.

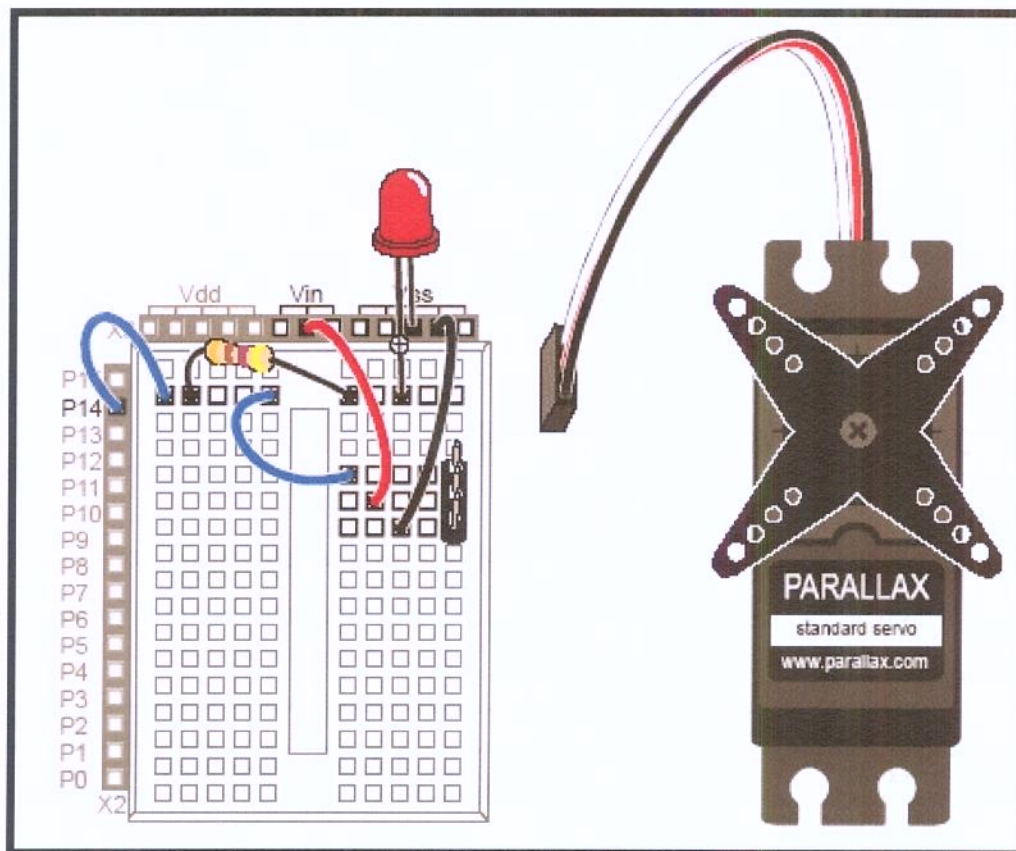


Figura B.10 – Montagem do servomecanismo na placa

Apêndice C

Desenho Detalhado do Exoesqueleto

Apresenta um desenho mais detalhado da órtese exoesquelética de membros inferiores para uma perna com a vista lateral, a vista em topo e a vista em perspectiva na escala 0.1, conforme Figura C.1.

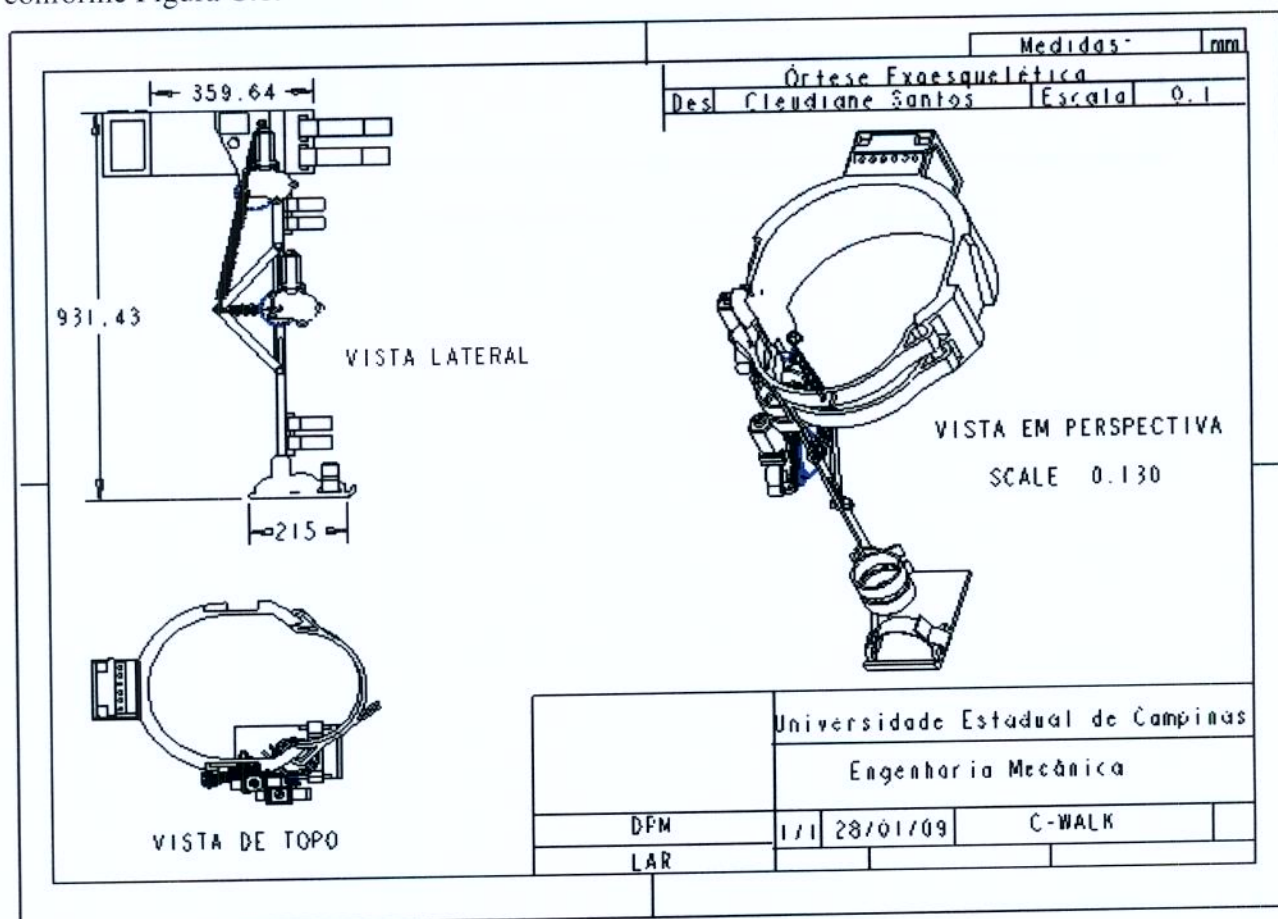
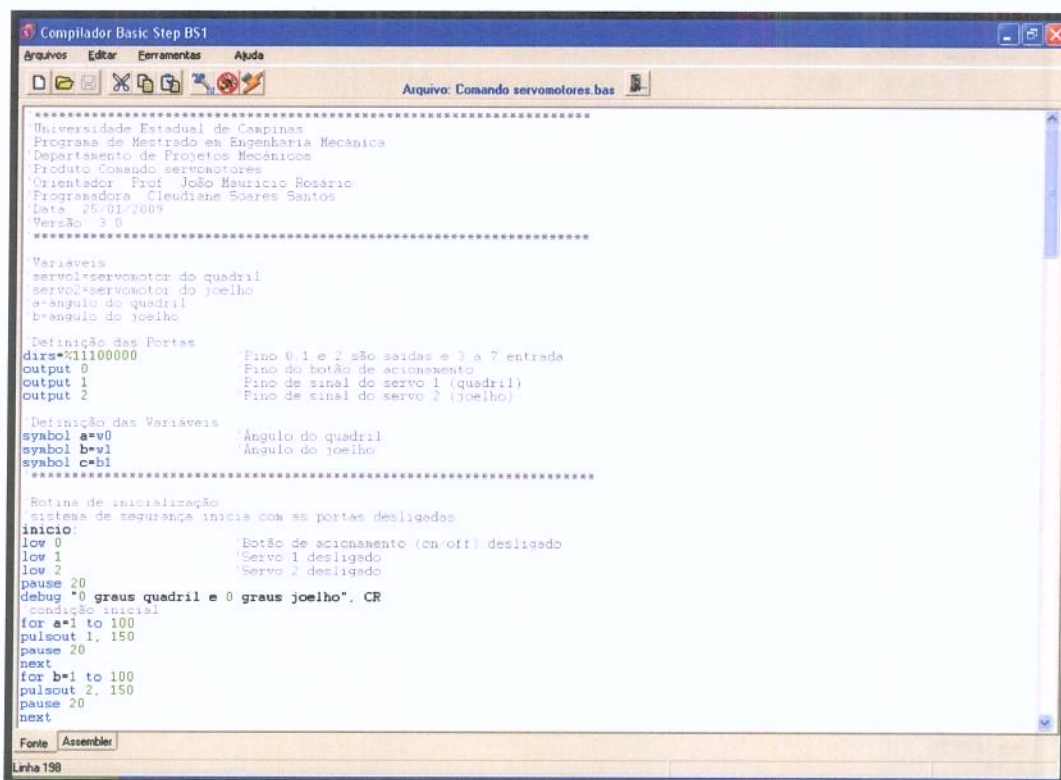


Figura C.1 – Desenho do exoesqueleto

Apêndice D

Programa de Acionamento dos Servomotores no Basic Step

O presente software foi desenvolvido para acionamento dos servomotores das juntas do quadril e do joelho da órtes exoesquelética C-WALK. Para sua utilização é necessário um sistema de aquisição de sinais que consiste do microcontrolador Basic Step, uma fonte de alimentação 9V, uma placa eletrônica e os servomotores. As Figuras D.1 a D.6 apresentam as linhas de programação comentada utilizando o compilador Basic Step.



```
*****
Universidade Estadual de Campinas
Programa de Mestrado em Engenharia Mecânica
Departamento de Projetos Mecânicos
Produto: Comando servomotores
Orientador: Prof. João Mauricio Rosário
Programadora: Claudiane Soares Santos
Data: 25/01/2009
Versão: 3.0
*****

Variáveis
servo1=servomotor do quadril
servo2=servomotor do joelho
a=ângulo do quadril
b=ângulo do joelho

Definição das Portas
dir=11100000      Pino 0, 1 e 2 são saídas e 3 a 7 entrada
output 0          Pino do botão de acionamento
output 1          Pino de sinal do servo 1 (quadril)
output 2          Pino de sinal do servo 2 (joelho)

Definição das Variáveis
symbol a=v0        Ângulo do quadril
symbol b=v1        Ângulo do joelho
symbol c=hl
*****

Rotina de inicialização
sistema de segurança inicia com as portas desligadas
inicio:
low 0              Botão de acionamento (on/off) desligado
low 1              Servo 1 desligado
low 2              Servo 2 desligado
pause 20
debug "0 graus quadril e 0 graus joelho", CR
condição inicial
for a=1 to 100
pulsout 1, 150
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2, 150
pause 20
next
Fonte Assembler
Linha 198
```

Figura D.1 – Definição das variáveis de entrada e saída e sistema de segurança

The screenshot shows the 'Compilador Basic Step BS1' window with the file 'Arquivo: Comando servomotores.bas'. The code defines symbols for servo angles and implements an initialization routine and a control loop. The first phase of support is defined as follows:

```

symbol b=1
symbol c=b1
*****
Ángulo do joelho

Rotina de inicialização
sistema de segurança inicia com as portas desligadas
inicio:
low 0          Btão de acionamento (on/off) desligado
low 1          Servo 1 desligado
low 2          Servo 2 desligado
pause 20
debug "0 graus quadril e 0 graus joelho", CR
condição inicial
for a=1 to 100
pulsout 1, 150
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2, 150
pause 20
next
if pin0=1 then primeirafasedeapoio
goto inicio

*****
Rotina de controle dos servomotores
*****

1ª Fase de apoio: a=25 e b=0 (25 graus quadril e 0 graus joelho)
primeirafasedeapoio:
debug "25 graus quadril e 0 graus joelho", CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 164
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2, 150
pause 20
next
teste de segurança
if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then segundafasedeapoio
*****

2ª Fase de apoio: a=20 e b=5 (20 graus quadril e 5 graus joelho)
segundafasedeapoio:

```

The status bar at the bottom indicates 'Linha 198'.

Figura D.2 – Definição da 1ª Fase de Apoio

The screenshot shows the continuation of the 'Compilador Basic Step BS1' window. The second and third phases of support are defined as follows:

```

*****

2ª Fase de apoio: a=20 e b=5 (20 graus quadril e 5 graus joelho)
segundafasedeapoio:
debug "20 graus quadril e 5 graus joelho", CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 161
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2, 153
pause 20
next
teste de segurança
if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then terceirafasedeapoio
*****

3ª Fase de apoio: a=18 e b=10 (18 graus quadril e 10 graus joelho)
terceirafasedeapoio:
debug "18 graus quadril e 10 graus joelho", CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 160
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2, 155
pause 20
next
teste de segurança
if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then quartafasedeapoio
*****

4ª Fase de apoio: a=0 e b=4 (0 graus quadril e 4 graus joelho)
quartafasedeapoio:
debug "0 graus quadril e 4 graus joelho", CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 150
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2, 152
pause 20
next
teste de segurança

```

The status bar at the bottom indicates 'Linha 198'.

Figura D.3 – Definição da 2ª e da 3ª Fase de Apoio

```

Compilador Basic Step BS1
Arquivos  Editar  Ferramentas  Ajuda
Arquivo: Comando servomotores.bas

if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then quartafasedeapoio
*****

'4ª Fase de apoio: a=0 e b=4 (0 graus quadril e 4 graus joelho)
quartafasedeapoio:
debug "0 graus quadril e 4 graus joelho". CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 150
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2,152
pause 20
next
'teste de segurança
if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then quintafasedeapoio
*****

'5ª Fase de apoio: a=-5 e b=0 (-5 graus quadril e 0 graus joelho)
quintafasedeapoio:
debug "-5 graus quadril e 0 graus joelho". CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 147
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2,150
pause 20
next
'teste de segurança
if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then sextafasedeapoio
*****

'6ª Fase de apoio: a=-20 e b=15 (-20 graus quadril e 15 graus joelho)
sextafasedeapoio:
debug "-20 graus quadril e 15 graus joelho". CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 139
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2,158
pause 20
next
Fonte  Assembler
Linha 198

```

Figura D.4 – Definição da 4ª e da 5ª Fase de Apoio

```

Compilador Basic Step BS1
Arquivos  Editar  Ferramentas  Ajuda
Arquivo: Comando servomotores.bas

if pin0=1 then sextafasedeapoio
*****

'6ª Fase de apoio: a=-20 e b=15 (-20 graus quadril e 15 graus joelho)
sextafasedeapoio:
debug "-20 graus quadril e 15 graus joelho". CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 139
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2,158
pause 20
next
'teste de segurança
if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then primeirafasedebalanco
*****

'1ª Fase de balanço: a=-15 e b=45 (-15 graus quadril e 45 graus joelho)
primeirafasedebalanco:
debug "-15 graus quadril e 45 graus joelho". CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 142
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2,175
pause 20
next
'teste de segurança
if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then segundafasedebalanco
*****

'2ª Fase de balanço: a=10 e b=70 (10 graus quadril e 70 graus joelho)
segundafasedebalanco:
debug "10 graus quadril e 70 graus joelho". CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 155
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2,189
pause 20
next
Fonte  Assembler
Linha 198

```

Figura D.5 – Definição da 6ª Fase de Apoio e da 1ª Fase de Balanço

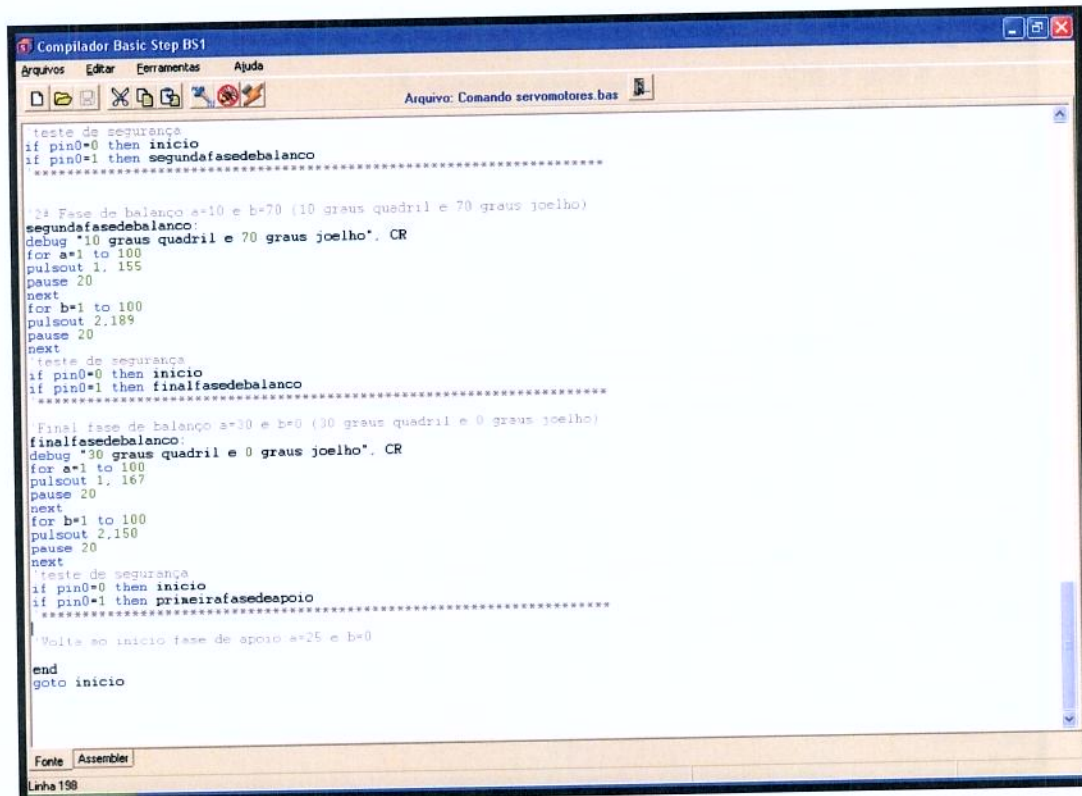


Figura D.6 – Definição da 2ª Fase de Balanço e da 3ª Fase de Balanço

Abaixo segue o mesmo programa representado nas Figuras C.1 a C.6 de forma mais clara.

```

'*****
'Universidade Estadual de Campinas
'Programa de Mestrado em Engenharia Mecânica
'Departamento de Projetos Mecânicos
'Produto: Comando servomotores
'Orientador: Prof. João Maurício Rosário
'Programadora: Cleudiane Soares Santos
'Data: 25/01/2009
'Versão: 3.0
'*****

'Variáveis
'servo1=servomotor do quadril
'servo2=servomotor do joelho
'a=ângulo do quadril
'b=ângulo do joelho
'Definição das Portas
dirs=%11100000      'Pino 0,1 e 2 são saídas e 3 a 7 entrada.

```



```

output 0          'Pino do botão de acionamento
output 1          'Pino de sinal do servo 1 (quadril)
output 2          'Pino de sinal do servo 2 (joelho)

```

```
'Definição das Variáveis
```

```

symbol a=w0      'Ângulo do quadril
symbol b=w1      'Ângulo do joelho
symbol c=b1

```

```
*****
```

```
'Rotina de inicialização
```

```
'sistema de segurança inicia com as portas desligadas
```

```
início:
```

```

low 0            'Botão de acionamento (on/off) desligado
low 1            'Servo 1 desligado
low 2            'Servo 2 desligado

```

```
pause 20
```

```
debug "0 graus quadril e 0 graus joelho", CR
```

```
'condição inicial
```

```
for a=1 to 100
```

```
pulsout 1, 150
```

```
pause 20
```

```
next
```

```
for b=1 to 100
```

```
pulsout 2, 150
```

```
pause 20
```

```
next
```

```
if pin0=1 then primeirafasedeapoio
```

```
goto início
```

```
*****
```

```
'Rotina de controle dos servomotores
```

```
*****
```

```
'1ª Fase de apoio: a=25 e b=0 (25 graus quadril e 0 graus joelho)
```

```
primeirafasedeapoio:
```

```
debug "25 graus quadril e 0 graus joelho", CR
```

```
for a=1 to 100
```

```
pulsout 1, 164
```

```
pause 20
```

```
next
```

```
for b=1 to 100
```

```
pulsout 2, 150
```

```
pause 20
```

```
next
```

```
'teste de segurança
```

```
if pin0=0 then início
```



```

if pin0=1 then segundafasedeapoio
'*****

'2ª Fase de apoio: a=20 e b=5 (20 graus quadril e 5 graus joelho)
segundafasedeapoio:
debug "20 graus quadril e 5 graus joelho", CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 161
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2, 153
pause 20
next
'teste de segurança
if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then terceirafasedeapoio
'*****

'3ª Fase de apoio: a=18 e b=10 (18 graus quadril e 10 graus joelho)
terceirafasedeapoio:
debug "18 graus quadril e 10 graus joelho", CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 160
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2, 155
pause 20
next
'teste de segurança
if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then quartafasedeapoio
'*****

'4ª Fase de apoio: a=0 e b=4 (0 graus quadril e 4 graus joelho)
quartafasedeapoio:
debug "0 graus quadril e 4 graus joelho", CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 150
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2, 152
pause 20
next
'teste de segurança

```

```

if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then quintafasedeapoio
'*****

'5ª Fase de apoio: a=-5 e b=0 (-5 graus quadril e 0 graus joelho)
quintafasedeapoio:
debug "-5 graus quadril e 0 graus joelho", CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 147
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2,150
pause 20
next
'teste de segurança
if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then sextafasedeapoio
'*****

'6ª Fase de apoio: a=-20 e b=15 (-20 graus quadril e 15 graus joelho)
sextafasedeapoio:
debug "-20 graus quadril e 15 graus joelho", CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 139
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2,158
pause 20
next
'teste de segurança
if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then primeirafasedebalanco
'*****

'1ª Fase de balanço:a=-15 e b=45 (-15 graus quadril e 45 graus joelho)
primeirafasedebalanco:
debug "-15 graus quadril e 45 graus joelho", CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 142
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2,175
pause 20
next

```

```

'teste de segurança
if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then segundafasedebalanco
'*****

'2ª Fase de balanço:a=10 e b=70 (10 graus quadril e 70 graus joelho)
segundafasedebalanco:
debug "10 graus quadril e 70 graus joelho", CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 155
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2,189
pause 20
next
'teste de segurança
if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then finalfasedebalanco
'*****

'Final fase de balanço:a=30 e b=0 (30 graus quadril e 0 graus joelho)
finalfasedebalanco:
debug "30 graus quadril e 0 graus joelho", CR
for a=1 to 100
pulsout 1, 167
pause 20
next
for b=1 to 100
pulsout 2,150
pause 20
next
'teste de segurança
if pin0=0 then inicio
if pin0=1 then primeirafasedeapoio
'*****

'Volta ao início fase de apoio:a=25 e b=0

end
goto inicio

```

Apêndice E

Dados de análise do Pro/ENGINEER para a montagem

As Figuras E.1 a E.5 apresentam os valores encontrados na análise do software Pro/ENGINEER para o protótipo final. A Figura E.1 apresenta as linhas de programa de 1 a 28, a Figura E.2 apresenta as linhas de programa de 28 a 55, a Figura E.3 apresenta as linhas de programa de 55 a 82, a Figura E.4 apresenta as linhas de programa de 82 a 109 e a Figura E.5 apresenta as linhas de programa de 100 a 127, última linha de resultado gerado pelo Pro/ENGINEER.

```
1 VOLUME = 7.0991457e+06 MM^3
2 SURFACE AREA = 1.2985236e+06 MM^2
3 AVERAGE DENSITY = 2.8528325e-06 KILOGRAM / MM^3
4 MASS = 2.0252674e+01 KILOGRAM
5
6 CENTER OF GRAVITY with respect to _MONTAGEM_EXOSQUELETO coordinate frame:
7 X Y Z -6.3805174e+01 -3.5085925e+01 -3.9053081e+01 MM
8
9 INERTIA with respect to _MONTAGEM_EXOSQUELETO coordinate frame: (KILOGRAM * MM^2)
10
11 INERTIA TENSOR:
12 Ixx Ixy Ixz 1.6736438e+06 -3.5242856e+05 1.1196034e+05
13 Iyx Iyy Iyz -3.5242856e+05 1.0305989e+06 3.0711778e+05
14 Izx Izy Izx 1.1196034e+05 3.0711778e+05 1.6499888e+06
15
16 INERTIA at CENTER OF GRAVITY with respect to _MONTAGEM_EXOSQUELETO coordinate frame: (KILOGRAM * MM^2)
17
18 INERTIA TENSOR:
19 Ixx Ixy Ixz 1.6178241e+06 -3.0708963e+05 1.6242573e+05
20 Iyx Iyy Iyz -3.0708963e+05 9.1726002e+05 3.3486827e+05
21 Izx Izy Izx 1.6242573e+05 3.3486827e+05 1.5426066e+06
22
23 PRINCIPAL MOMENTS OF INERTIA: (KILOGRAM * MM^2)
24 I1 I2 I3 6.4798717e+05 1.6782382e+06 1.7514654e+06
25
26 ROTATION MATRIX from _MONTAGEM_EXOSQUELETO orientation to PRINCIPAL AXES:
27 0.33654 -0.34393 0.87661
28 0.86022 0.49100 -0.13760
```

Figura E.1 – Linhas de programa (1 a 28)


```

28      0.86022      0.49100      -0.13760
29      -0.38309      0.80039      0.46110
30
31 ROTATION ANGLES from _MONTAGEM_EXOSQUELETO orientation to PRINCIPAL AXES (degrees):
32 angles about x y z 16.616      61.236      45.622
33
34 RADII OF GYRATION with respect to PRINCIPAL AXES:
35 R1 R2 R3 1.7887186e+02 2.8786285e+02 2.9407601e+02 MM
36
37 -----
38
39 MASS PROPERTIES OF COMPONENTS OF THE ASSEMBLY
40 (in assembly units and the _MONTAGEM_EXOSQUELETO coordinate frame)
41
42 DENSITY      MASS      C.G.: X      Y      Z
43
44      CINTURA_FINAL      MATERIAL:      UNKNOWN
45      2.70000e-06 9.21640e+00 -1.73581e+00 7.12564e+01 -7.31349e+01
46      COROA_FINAL      MATERIAL:      UNKNOWN
47      2.30000e-06 2.05875e-01 -1.94000e+02 -4.51470e+01 3.52350e+01
48      PINHAO_FINAL      MATERIAL:      UNKNOWN
49      2.30000e-06 1.94943e-02 -1.94000e+02 -2.67606e+01 8.55563e+01
50      BARRA_TRANSVERSAL      MATERIAL:      UNKNOWN
51      2.70000e-06 2.17107e-02 -2.06244e+02 -3.63435e+01 6.00756e+01
52      BARRA_COXA_FINAL      MATERIAL:      UNKNOWN
53      2.70000e-06 1.04189e-01 -2.13933e+02 -1.50326e+02 8.88966e+01
54      PE_DIREITO      MATERIAL:      UNKNOWN
55      2.70000e-06 1.10652e+00 -1.72307e+02 -7.68253e+02 1.32387e+02

```

Figura E.2 – Linhas de programa (28 a 55)

```

55      2.70000e-06 1.10652e+00 -1.72307e+02 -7.68253e+02 1.32387e+02
56      VELCRO_CINTURA      MATERIAL:      UNKNOWN
57      2.30000e-06 6.62567e-01 -3.39629e+00 3.98027e+01 2.21063e+02
58      VELCRO_CINTURA      MATERIAL:      UNKNOWN
59      2.30000e-06 6.62567e-01 -1.18044e+01 1.09417e+02 2.25931e+02
60      MOTOR2      MATERIAL:      UNKNOWN
61      7.80000e-06 1.15206e+00 -2.34189e+02 9.92607e+00 6.19182e+01
62      BATERIA      MATERIAL:      UNKNOWN
63      2.30000e-06 3.80744e+00 8.97458e-01 7.96321e+01 -2.42218e+02
64      VELCRO_PERNARCOXA      MATERIAL:      UNKNOWN
65      2.30000e-06 1.27539e-01 -1.78504e+02 -7.59727e+01 1.31674e+02
66      VELCRO_PERNARCOXA      MATERIAL:      UNKNOWN
67      2.30000e-06 1.27539e-01 -1.78742e+02 -1.21510e+02 1.31768e+02
68      VELCRO      MATERIAL:      UNKNOWN
69      2.30000e-06 7.67865e-02 -1.57933e+02 -7.40256e+02 1.92700e+02
70      BARRA_PERNA_FINAL_NOVA      MATERIAL:      UNKNOWN
71      2.70000e-06 1.41691e-01 -2.13768e+02 -5.37097e+02 8.89550e+01
72      BARRA_QUADRILATERO      MATERIAL:      UNKNOWN
73      2.70000e-06 7.39492e-02 -2.26829e+02 -2.52347e+02 1.92712e+01
74      BARRA_QUADRILATERO      MATERIAL:      UNKNOWN
75      2.70000e-06 7.39492e-02 -2.20329e+02 -4.02512e+02 1.95968e+01
76      VELCRO_PERNARCOXA      MATERIAL:      UNKNOWN
77      2.30000e-06 1.27539e-01 -1.79084e+02 -6.06927e+02 1.41008e+02
78      VELCRO_PERNARCOXA      MATERIAL:      UNKNOWN
79      2.30000e-06 1.27539e-01 -1.78662e+02 -6.53625e+02 1.41500e+02
80      PINO_FINAL      MATERIAL:      UNKNOWN
81      7.80000e-06 2.86314e-02 -2.26015e+02 -1.77119e+02 8.51544e+01
82      PINO_FINAL      MATERIAL:      UNKNOWN

```

Figura E.3 – Linhas de programa (55 a 82)

82	PINO_FINAL	MATERIAL:	UNKNOWN
83	7.80000e-06 2.86314e-02 -2.26145e+02 -3.27575e+02 -4.66134e+01		
84	ARRUELA	MATERIAL:	UNKNOWN
85	7.80000e-06 1.03102e-02 -2.08677e+02 -1.77403e+02 8.53707e+01		
86	ROSCA	MATERIAL:	UNKNOWN
87	7.80000e-06 1.36120e-02 -2.02126e+02 -1.77092e+02 8.54117e+01		
88	ARRUELA	MATERIAL:	UNKNOWN
89	7.80000e-06 1.03102e-02 -2.15644e+02 -3.27612e+02 -4.67516e+01		
90	ROSCA	MATERIAL:	UNKNOWN
91	7.80000e-06 1.36120e-02 -2.09187e+02 -3.27792e+02 -4.66096e+01		
92	PINO_FINAL	MATERIAL:	UNKNOWN
93	7.80000e-06 2.86314e-02 -2.19515e+02 -4.77462e+02 8.55805e+01		
94	ARRUELA	MATERIAL:	UNKNOWN
95	7.80000e-06 1.03102e-02 -2.08513e+02 -4.77528e+02 8.56070e+01		
96	ROSCA	MATERIAL:	UNKNOWN
97	7.80000e-06 1.36120e-02 -2.01962e+02 -4.77598e+02 8.58240e+01		
98	PINO_CINTURA_COROA	MATERIAL:	UNKNOWN
99	7.80000e-06 3.85157e-02 -1.95712e+02 -4.55407e+01 3.48959e+01		
100	ARRUELA	MATERIAL:	UNKNOWN
101	7.80000e-06 1.03102e-02 -1.73500e+02 -4.53950e+01 3.49399e+01		
102	ROSCA	MATERIAL:	UNKNOWN
103	7.80000e-06 1.36120e-02 -1.66957e+02 -4.55768e+01 3.49125e+01		
104	COROA_FINAL	MATERIAL:	UNKNOWN
105	2.30000e-06 2.05875e-01 -2.32371e+02 -3.27026e+02 8.54287e+01		
106	BARRA_TRANSVERSAL	MATERIAL:	UNKNOWN
107	2.70000e-06 2.17107e-02 -2.43884e+02 -3.26620e+02 1.12260e+02		
108	PINHAO_FINAL	MATERIAL:	UNKNOWN
109	2.30000e-06 1.94943e-02 -2.30892e+02 -3.26453e+02 1.38943e+02		

Figura E.4 – Linhas de programa (82 a 109)

100	ARRUELA	MATERIAL:	UNKNOWN
101	7.80000e-06 1.03102e-02 -1.73500e+02 -4.53950e+01 3.49399e+01		
102	ROSCA	MATERIAL:	UNKNOWN
103	7.80000e-06 1.36120e-02 -1.66957e+02 -4.55768e+01 3.49125e+01		
104	COROA_FINAL	MATERIAL:	UNKNOWN
105	2.30000e-06 2.05875e-01 -2.32371e+02 -3.27026e+02 8.54287e+01		
106	BARRA_TRANSVERSAL	MATERIAL:	UNKNOWN
107	2.70000e-06 2.17107e-02 -2.43884e+02 -3.26620e+02 1.12260e+02		
108	PINHAO_FINAL	MATERIAL:	UNKNOWN
109	2.30000e-06 1.94943e-02 -2.30892e+02 -3.26453e+02 1.38943e+02		
110	PINO_CINTURA_COROA	MATERIAL:	UNKNOWN
111	7.80000e-06 3.85157e-02 -2.34090e+02 -3.26848e+02 8.54363e+01		
112	ARRUELA	MATERIAL:	UNKNOWN
113	7.80000e-06 1.03102e-02 -2.08708e+02 -3.27009e+02 8.49563e+01		
114	ROSCA	MATERIAL:	UNKNOWN
115	7.80000e-06 1.36120e-02 -2.02171e+02 -3.26805e+02 8.46848e+01		
116	MOTOR2	MATERIAL:	UNKNOWN
117	7.80000e-06 1.15206e+00 -2.63394e+02 -2.89167e+02 1.15900e+02		
118	BOTADEACIONAMENTO	MATERIAL:	UNKNOWN
119	2.70000e-06 2.60625e-02 -1.97080e+02 7.53247e+01 -1.03807e+01		
120	MICROCONTROLADOR	MATERIAL:	UNKNOWN
121	8.20000e-06 1.67967e-01 -1.88339e+02 1.21048e+02 -9.57047e+00		
122	MOLA	MATERIAL:	UNKNOWN
123	7.80000e-06 9.23360e-02 -2.10124e+02 -3.29524e+02 2.17372e+01		
124	MOLACINTURA	MATERIAL:	UNKNOWN
125	7.80000e-06 4.20641e-01 -2.12769e+02 -1.03698e+02 1.78404e-01		
126	PINO_FINAL	MATERIAL:	UNKNOWN
127	7.80000e-06 2.86314e-02 -1.94667e+02 1.19274e+02 5.14221e+01		

Figura E.5 – Linhas de programa (116 a 127)

Apêndice F

Programa para cálculo do Momento de Inércia

Descreve o programa para cálculo do momento de inércia com várias linhas do programa comentada usando o MATLABTM versão 7.1.

O programa calcula o momento de inércia para cada junta e para a composição das juntas. Abaixo segue as quatro páginas do programa intitulado Momento de inércia.m.

```

%*****
% Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP
% Dissertação de Mestrado
% Orientador: Prof. João Maurício Rosário, Dr.
% Mestranda: Cleudiane Soares Santos
% RA: 068203
%*****

clear all
close all
clc

%*****
% Programa para cálculo do Lagrangeano
%*****

% Variáveis para cálculo do momento de inércia de cada junta (tabela 4.1
% define cada variável)

syms m1
syms m2
syms ma1
syms ma2
syms m0
syms L1          % L1=l*1
syms L2          % L2=l*2
syms La1         % La1=l*a1
syms La2         % La2=l*a2
syms l1
syms I1
syms I2
syms Ia1
syms Ia2
syms I0
syms g
syms theta1 D1theta1 D2theta1 % obs: D1theta1 = derivada primeira de i
syms theta2 D1theta2 D2theta2 %      D2theta1 = derivada segunda de i
syms T1
syms T2

%*****
% Cálculo do Torque:
%*****

% JUNTA 1 (quadril):

T1=(m2*L2^2+I2+ma2*La2^2+Ia2+m1*L2+m0*L2)*D2theta1+(ma2*La1*La2-m1*L2*L1+m0*L2*L1)*cos(theta2-theta1)*D2theta2+(ma2*La1*La2-m1*L2*L1+m0*L2*L1)*sin(theta2-theta1)*D1theta2^2+(m2*L2+ma2*La2+m1*L2+m0*L2)*g*cos(theta1)

% JUNTA 2 (joelho):

```



```
T2=(ma2*La1*La2-m1*L2*L1+m0*L2*L1)*cos(theta2-theta1)*D2theta1+
(ma1*La1^2+Ia1+ma2*La1^2+m1*L1+m0*L1+I0)*D2theta2^2-(ma2*La1*La2-m1*L2*L1+m0*L2*L1)*sin
(theta2-theta1)*D1theta1^2+(ma1*La1+ma2*La1-m1*L1+m0*L1)*g*cos(theta2)
```

```
%*****
% Definição das variáveis encontradas no Pro/ENGINEER nas unidades
% [Milímetros Kilogramas Segundo(MmKS)]
%*****
```

```
m1=1.0418918e-01+9.2164;
% massa do link 1 (BARRA_COXA_FINAL.PRT+CINTURA_FINAL.PRT)
m2=1.4169085e-01+1.1065173;
% massa do link 1 (BARRA_PERNA_FINAL_NOVA.PRT + PE_DIREITO.PRT)
ma1=7.3949177e-02; % massa do link a1 (BARRA_QUADRILATERO.PRT)
ma2=7.3949177e-02; % massa do link a2 (BARRA_QUADRILATERO.PRT)
m0=1.1065173; % massa do pé direito (PE_DIREITO.PRT)
L1=2.6963819e+01; % L1=1*1 (BARRA_COXA_FINAL.PRT)
L2=6.3746637; % L2=1*2 (BARRA_PERNA_FINAL_NOVA.PRT)
La1=3.25; % La1=1*a1 (BARRA_QUADRILATERO.PRT)
La2=3.25; % La2=1*a2 (BARRA_QUADRILATERO.PRT)
l1=150+351.30; % l1(CINTURA_FINAL.PRT + BARRA_COXA_FINAL.PRT)
I1=1.1386182e+01; % Momento de inércio link 1(BARRA_COXA_FINAL.PRT)
I2= 1.2679700e+01; % Momento de inércio link 2(BARRA_PERNA_FINAL_NOVA.PRT)
Ia1=2.7311608; % Momento de inércio link a1(BARRA_QUADRILATERO.PRT)
Ia2=2.7311608; % Momento de inércio link a2(BARRA_QUADRILATERO.PRT)
I0=2.2487131e+03; % Momento de inércia do pé direito (PE_DIREITO.PRT)
g=9.81;
```

```
%*****
% Definição de theta1, theta2 e deslocamento com base no capítulo 4.2
%*****
theta1=[25;20;18;0;-5;-20;-15;10;30;25]; % Ângulo do quadril
theta2=[0;5;10;4;0;15;45;70;0;0]; % Ângulo do joelho
deslocamento=[29.5;21.4;16.8;-2;-6;30.8;-10.7;-19.2;35;29.5];
t=[0;0.4;0.8;1.2;1.6;2;2.4;2.8;3.2;3.6]; %1 ciclo de marcha é igual a 4s
```

```
%*****
% Cálculo dos TERMOS DE INÉRCIA
% Considerando apenas as derivadas segundas conforme modelamento matemático
% descrito no capítulo 4
%*****
```

```
Tinercial=(m2*L2^2+I2+ma2*La2^2+Ia2+m1*L2+m0*L2)+(ma2*La1*La2-m1*L2*L1+m0*L2*L1)*cos
(theta2-theta1)
Tinercia2=(ma2*La1*La2-m1*L2*L1+m0*L2*L1)*cos(theta2-theta1)+
(ma1*La1^2+Ia1+ma2*La1^2+m1*L1+m0*L1+I0)
Tinercia=Tinercial+Tinercia2
```

```
%*****
% a) SOLUÇÕES GRÁFICAS PARA CADA JUNTA
%*****
```

```

% Cálculo do momento de inércia de cada junta em função do tempo de um
% ciclo de marcha
figure (1)
plot(t,Tinercial,'or')
title('Momento de inércia quadril x tempo')
xlabel('tempo (s)')
ylabel('Momento de inércia quadril (Kg*m^2)')

figure (2)
plot(t,Tinercia2,'ob')
title('Momento de inércia joelho x tempo')
xlabel('tempo (s)')
ylabel('Momento de inércia joelho (Kg*m^2)')

figure (3)
plot(t,Tinercial,'or')
hold on
plot(t,Tinercia2,'ob')
legend ('Quadril','Joelho')
title('Momento de inércia do quadril e joelho x tempo')
xlabel('tempo (s)')
ylabel('Momento de inércia joelho (Kg*m^2)')

% Cálculo do ângulo de cada junta em função do tempo
figure (4)
plot(t,theta1,'or')
title('Ângulo quadril x tempo')
xlabel('tempo (s)')
ylabel('Ângulo quadril (graus)')

figure (5)
plot(t,theta2,'ob')
title('Ângulo joelho x tempo')
xlabel('tempo (s)')
ylabel('Ângulo joelho (graus)')

% Junção dos dois gráficos acima em apenas um
figure (6)
subplot (2,1,1); plot(t,theta1,'or'); xlabel('tempo (s)'); ylabel('Ângulo quadril (graus)')
subplot (2,1,2); plot(t,theta2,'ob'); xlabel('tempo (s)'); ylabel('Ângulo joelho (graus)')

% Cálculo do momento de inércia de cada junta em função do ângulo das
% juntas
figure (7)
plot(theta1,Tinercial,'or')
title('Momento de inércia quadril x Ângulo quadril')
xlabel('Ângulo quadril (graus)')
ylabel('Momento de inércia quadril (Kg*m^2)')

```



```
figure (8)
plot(theta2,Tinercial,'or')
title('Momento de inércia quadril x Ângulo joelho')
xlabel('Ângulo joelho (graus)')
ylabel('Momento de inércia quadril (Kg*m^2)')
```

```
figure (9)
plot(theta1,Tinercia2,'or')
title('Momento de inércia joelho x Ângulo quadril')
xlabel('Ângulo quadril (graus)')
ylabel('Momento de inércia joelho (Kg*m^2)')
```

```
figure (10)
plot(theta2,Tinercia2,'ob')
title('Momento de inércia joelho x Ângulo joelho')
xlabel('Ângulo joelho (graus)')
ylabel('Momento de inércia joelho (Kg*m^2)')
```

```
%*****
% b) SOLUÇÕES GRÁFICAS DA COMPOSIÇÃO DAS JUNTAS
%*****
```

```
% Cálculo do momento de inércia em função do tempo de um ciclo de marcha
figure (11)
plot(t,Tinercia,'*g')
title('Momento de inércia da composição x tempo')
xlabel('tempo (s)')
ylabel('Momento de inércia da composição (Kg*m^2)')
```

```
% Cálculo do momento de inércia da composição em função do ângulo das
% juntas
figure (12)
plot(theta1,Tinercia,'*r')
title('Momento de inércia da composição x Ângulo quadril')
xlabel('Ângulo quadril (graus)')
ylabel('Momento de inércia da composição (Kg*m^2)')
```

```
figure (13)
plot(theta2,Tinercia,'*b')
title('Momento de inércia da composição x Ângulo joelho')
xlabel('Ângulo joelho (graus)')
ylabel('Momento de inércia da composição (Kg*m^2)')
```

Apêndice G

Programa para cálculo da Energia Potencial

Descreve o programa para cálculo da energia potencial com várias linhas do programa comentada usando o MATLABTM versão 7.1.

O programa calcula o centro de massa do dispositivo, a rigidez das molas e a energia potencial do sistema com e sem equilíbrio da gravidade. Abaixo segue as quatro páginas do programa intitulado Energiapotencialfinal.m.


```

%*****
% Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP
% Dissertação de Mestrado
% Orientador: Prof. João Maurício Rosário, Dr.
% Aluna: Cleudiane Soares Santos
% RA: 068203
%*****

```

```

clear all
close all
clc
format bank

```

```

%*****
% Programa para cálculo da Energia Potencial com e sem Equilíbrio da
% Gravidade
%*****

```

```

% Variáveis para cálculo do centro de massa usando o paralelogramo (tabela
% 4.1 define cada variável)

```

```

syms s1
syms s2
syms l1
syms l2
syms m1
syms m2
syms ma1
syms ma2
syms mp1
syms mp2
syms mp3
syms alfa1
syms alfa2
syms beta1
syms beta2

```

```

%*****
% Definição das variáveis encontradas no PRO Engineer nas unidades
% [Milímetros Kilogramas Segundo(MmKS)]
%*****

```

```

l1=150+351.30;          % (CINTURA_FINAL.PRT + BARRA_COXA_FINAL.PRT)
l2=430.15;              % (BARRA_PERNA_FINAL_NOVA.PRT + PE_DIREITO.PRT)
m1=1.0418918e-01+9.2164;
% massa do link 1 (BARRA_COXA_FINAL.PRT+CINTURA_FINAL.PRT)
m2=1.4169085e-01+1.1065173;
% massa do link 1 (BARRA_PERNA_FINAL_NOVA.PRT + PE_DIREITO.PRT)
ma1=7.3949177e-02;      % massa do link a1 (BARRA_QUADRILATERO.PRT)
ma2=7.3949177e-02;      % massa do link a2 (BARRA_QUADRILATERO.PRT)
mp1=1.1520623+2.0587505e-01+1.9494309e-02;
% massa do carregamento(MOTOR2.PRT + COROA_FINAL.PRT + PINHAO_FINAL.PRT)

```

```

mp2=1.1520623+2.0587505e-01+1.9494309e-02;
% massa do carregamento(MOTOR2.PRT + COROA_FINAL.PRT + PINHAO_FINAL.PRT)
mp3=1.1065173;          % massa do carregamento(PE_DIREITO.PRT)
alfa1=1;                % completamente balanceado
alfa2=1;
beta1=1;
beta2=1;

%*****
% Cálculo do centro de massa
%*****

% Definição de s1 (distância OD):

s1=l1*(m1*alfa1+m2+ma1*beta1+mp2+mp3)/(m1+m2+mp1+mp2+mp3+ma1*beta1

% Definição de s2 (distância AE):

s2=l2*(m2*alfa2+mp3)/(m1+m2+ma2+mp1+mp2+mp3-ma2*beta2

%*****
% Variáveis para cálculo do equilíbrio da gravidade usando molas
%*****

syms C0
syms C1
syms C2
syms C3
syms K1
syms K2
syms d1
syms d2
syms M
syms m1
syms m2
syms theta1
syms theta2
syms g          % Gravidade
syms V          % Energia potencial sem Equilíbrio da Gravidade
syms Vg1 Vg2    % Energia Potencial com Equilíbrio da Gravidade

%*****
% Definição dos valores das variáveis para cálculo da rigidez das molas
%*****

d1=150;          % comprimento(CINTURA_FINAL.PRT)
d2=210;          % comprimento(BARRA_QUADRILATERO.PRT)
m1=1.0418918e-01; % variável encontrada na linha 43
m2=1.4169085e-01+1.1065173;% variável encontrada na linha 45
M=m1+m2;         % Massa total do sistema
g=9.81;          % Unidade: (m/s^2)

```

```

%*****
% Cálculo da rigidez das molas
%*****

K1=(M*g)/d1
K2=(M*g*s1)/(d1*d2)

%*****
% Definição de theta1, theta2 e deslocamento com base no capítulo 4.2
%*****
theta1=[25;20;18;0;-5;-20;-15;10;30;25];
theta2=[0;5;10;4;0;15;45;70;0;0];
deslocamento=[295;214;168;-20;-60;308;-107;-192;350;295];

%*****
% Cálculo da Energia Potencial Total:
%*****

% Cálculo de C0:

C0=1/2*K1*d1^2+1/2*K2*d2^2+1/2*K1*s1+1/2*K1*s2^2+1/2*K2*s2^2-M*g*d1

% Cálculo de C1:

C1=K1*s1*d1-M*g*s1

% Cálculo de C2:

C2=K1*s1*s2-K2*d2*s2

% Cálculo de C3:

C3=K1*s2*d1-M*g*s2

%*****
% PRIMEIRA SOLUÇÃO
% Energia Potencial com Equilíbrio da Gravidade
% V=C0, pois C1=C2=C3=0
%*****

Vg1=C0+C1*cos(theta1)+C2*cos(theta2)+C3*cos(theta1-theta2)
% Provando que V=C0, ou seja Vg1=Vg2
Vg2=C0*ones(1,length(theta1))

%*****
% SEGUNDA SOLUÇÃO
% Energia Potencial sem Equilíbrio da Gravidade
% Comparação com cálculo existente na literatura de Energia potencial de
% uma perna segundo(Pizziollo, 2004). Bibliografia encontra-se no trabalho.
%*****

% Definição de s1 (definido como s3):

```



```

s3=l1*g*(m1*alfa1+m2+ma1*beta1+mp2+mp3)/(1-ma1*g+ma1*g*beta1-ma2*g

% Definição de s2(definido como s4):

s4=l2*g*(m2*alfa2+mp3)/(1-ma1*g-ma2*g*beta2

% Energia potencial sem Equilíbrio da Gravidade: V=M*g*h
% A altura h é definida pela lei dos cossenos

V=M*g*(d1+s3*cos(theta1)+s4*cos(theta1-theta2))

*****
% SOLUÇÕES GRÁFICAS
*****

figure (1)
plot(deslocamento,Vg2,'o')
xlabel('Deslocamento (mm)')
ylabel('Energia Potencial (J)')
title('Energia Potencial x Deslocamento')
legend('COM equilíbrio da gravidade')

figure (2)
plot(deslocamento,V,'or')
xlabel('Deslocamento (mm)')
ylabel('Energia Potencial (J)')
title('Energia Potencial x Deslocamento')
legend('SEM equilíbrio da gravidade')

figure (3)
plot(deslocamento,V,'or')
hold on
plot(deslocamento,Vg2)
xlabel('Deslocamento (mm)')
ylabel('Energia Potencial (J)')
title('Energia Potencial x Deslocamento')
legend('SEM equilíbrio da gravidade', 'COM equilíbrio da gravidade')

```


Apêndice H

Dados de análise do Pro/ENGINEER para peças individuais

O resultado do programa conforme mostra as Figuras H.1 a H.4 apresenta valores para variáveis equivalentes as peças necessárias para a montagem da Tabela 5.3. do capítulo 5.

- PE_DIREITO.PRT

A Figura H.1 apresenta as linhas 4 e 24 com o resultado do valor da massa e do momento de inércia da peça referente ao pé que são dados necessários para a montagem da Tabela 5.3.

```
1 VOLUME = 4.0982123e+05 MM^3
2 SURFACE AREA = 9.4038327e+04 MM^2
3 DENSITY = 2.7000000e-06 KILOGRAM / MM^3
4 MASS = 1.1065173e+00 KILOGRAM
5
6 CENTER OF GRAVITY with respect to _PE_DIREITO coordinate frame:
7 X Y Z 6.9801692e+00 -1.0854711e+01 1.3192578e+01 MM
8
9 INERTIA with respect to _PE_DIREITO coordinate frame: (KILOGRAM * MM^2)
10
11 INERTIA TENSOR:
12 Ixx Ixy Ixz 2.6371694e+03 -3.3353291e+02 3.3710450e+01
13 Iyx Iyy Iyz -3.3353291e+02 5.4922454e+03 5.0557671e+02
14 Izx Izy Izz 3.3710450e+01 5.0557671e+02 7.0613598e+03
15
16 INERTIA at CENTER OF GRAVITY with respect to _PE_DIREITO coordinate frame: (KILOGRAM * MM^2)
17
18 INERTIA TENSOR:
19 Ixx Ixy Ixz 2.3142115e+03 -4.1737121e+02 1.3560568e+02
20 Iyx Iyy Iyz -4.1737121e+02 5.2457500e+03 3.4712163e+02
21 Izx Izy Izz 1.3560568e+02 3.4712163e+02 6.8770721e+03
22
23 PRINCIPAL MOMENTS OF INERTIA: (KILOGRAM * MM^2)
24 I1 I2 I3 2.2487131e+03 5.2399172e+03 6.9484032e+03
25
```

Figura H.1 – Dados referentes ao pé

- **BARRA_COXA_FINAL.PRT**

A Figura H.2 apresenta a linha 7 e a linha 24 com o resultado do valor do centro de gravidade no eixo x e do momento de inércia da peça referente a coxa que são dados necessários para a montagem da Tabela 5.3.

```

1 VOLUME = 3.8588584e+04 MM^3
2 SURFACE AREA = 2.0252389e+04 MM^2
3 DENSITY = 2.7000000e-06 KILOGRAM / MM^3
4 MASS = 1.0418918e-01 KILOGRAM
5
6 CENTER OF GRAVITY with respect to _BARRA_COXA_FINAL coordinate frame:
7 X Y Z -2.6963819e+01 3.6280179e+00 3.9108172e+00 MM
8
9 INERTIA with respect to _BARRA_COXA_FINAL coordinate frame: (KILOGRAM * MM^2)
10
11 INERTIA TENSOR:
12 Ixx Ixy Ixz 1.4892668e+01 3.0240182e+01 1.4638349e+01
13 Iyx Iyy Iyz 3.0240182e+01 8.5561114e+02 -2.8350007e+00
14 Izx Izy Izz 1.4638349e+01 -2.8350007e+00 8.6613544e+02
15
16 INERTIA at CENTER OF GRAVITY with respect to _BARRA_COXA_FINAL coordinate frame: (KILOGRAM * MM^2)
17
18 INERTIA TENSOR:
19 Ixx Ixy Ixz 1.1927756e+01 2.0047853e+01 3.6515411e+00
20 Iyx Iyy Iyz 2.0047853e+01 7.7826713e+02 -1.3567110e+00
21 Izx Izy Izz 3.6515411e+00 -1.3567110e+00 7.8901357e+02
22
23 PRINCIPAL MOMENTS OF INERTIA: (KILOGRAM * MM^2)
24 I1 I2 I3 1.1386182e+01 7.7863828e+02 7.8918399e+02
25

```

Figura H.2 – Dados referentes à coxa

- **BARRA_PERNA_FINAL_NOVA.PRT**

A Figura H.3 apresenta a linha 7 e a linha 24 com o resultado do valor da massa e do centro de gravidade no eixo x da peça referente a perna que são dados necessários para a montagem da Tabela 5.3.


```

1 VOLUME = 5.2478094e+04 MM^3
2 SURFACE AREA = 2.4572046e+04 MM^2
3 DENSITY = 2.7000000e-06 KILOGRAM / MM^3
4 MASS = 1.4169085e-01 KILOGRAM
5
6 CENTER OF GRAVITY with respect to _BARRA_PERNA_FINAL_NOVA coordinate frame:
7 X Y Z -6.3746637e+00 2.6677878e+00 3.0206104e+00 MM
8
9 INERTIA with respect to _BARRA_PERNA_FINAL_NOVA coordinate frame: (KILOGRAM * MM^2)
10
11 INERTIA TENSOR:
12 Ixx Ixy Ixz 1.5718995e+01 3.7799999e+01 1.3073228e+01
13 Iyx Iyy Iyz 3.7799999e+01 1.8609588e+03 -1.5120010e+00
14 Izx Izy Izz 1.3073228e+01 -1.5120010e+00 1.8725990e+03
15
16 INERTIA at CENTER OF GRAVITY with respect to _BARRA_PERNA_FINAL_NOVA coordinate frame: (KILOGRAM * MM^2)
17
18 INERTIA TENSOR:
19 Ixx Ixy Ixz 1.3417769e+01 3.5390369e+01 1.0344917e+01
20 Iyx Iyy Iyz 3.5390369e+01 1.8539082e+03 -3.7020689e-01
21 Izx Izy Izz 1.0344917e+01 -3.7020689e-01 1.8658328e+03
22
23 PRINCIPAL MOMENTS OF INERTIA: (KILOGRAM * MM^2)
24 I1 I2 I3 1.2679700e+01 1.8545859e+03 1.8658932e+03
25

```

Figura H.3 – Dados referentes à perna

• BARRA_QUADRILATERO.PRT

A Figura H.4 apresenta a linha 7 e a linha 24 com o resultado do valor da massa e do centro de gravidade no eixo z da peça referente ao quadrilátero que são dados necessários para a montagem da Tabela 5.3.

```

1 VOLUME = 2.7388584e+04 MM^3
2 SURFACE AREA = 1.1762389e+04 MM^2
3 DENSITY = 2.7000000e-06 KILOGRAM / MM^3
4 MASS = 7.3949177e-02 KILOGRAM
5
6 CENTER OF GRAVITY with respect to _BARRA_QUADRILATERO coordinate frame:
7 X Y Z 0.0000000e+00 0.0000000e+00 3.2500000e+00 MM
8
9 INERTIA with respect to _BARRA_QUADRILATERO coordinate frame: (KILOGRAM * MM^2)
10
11 INERTIA TENSOR:
12 Ixx Ixy Ixz 3.5122489e+00 1.1010785e-04 0.0000000e+00
13 Iyx Iyy Iyz 1.1010785e-04 2.7734402e+02 0.0000000e+00
14 Izx Izy Izz 0.0000000e+00 0.0000000e+00 2.7877337e+02
15
16 INERTIA at CENTER OF GRAVITY with respect to _BARRA_QUADRILATERO coordinate frame: (KILOGRAM * MM^2)
17
18 INERTIA TENSOR:
19 Ixx Ixy Ixz 2.7311608e+00 1.1010785e-04 0.0000000e+00
20 Iyx Iyy Iyz 1.1010785e-04 2.7656293e+02 0.0000000e+00
21 Izx Izy Izz 0.0000000e+00 0.0000000e+00 2.7877337e+02
22
23 PRINCIPAL MOMENTS OF INERTIA: (KILOGRAM * MM^2)
24 I1 I2 I3 2.7311608e+00 2.7656293e+02 2.7877337e+02
25

```

Figura H.4 – Dados referentes à barra do quadrilátero

Apêndice I

Programa para análise do comportamento dinâmico do sistema de acionamento e controle da órtese em estudo

Descreve o programa para cálculo do momento de inércia com várias linhas do programa comentada usando o MATLABTM (SIMULINK) versão 7.1.

O programa calcula respostas do motor, trajetória das juntas com a dinâmica, sinal de controle, sinal de corrente e sinal de entrada para a junta do quadril e a junta do joelho da órtese. Abaixo segue as duas páginas do programa intitulado Dados.m.


```
% Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP
% Dissertação de Mestrado
% Orientador: Prof. João Maurício Rosário, Dr.
% Aluna: Cleudiane Soares Santos
% Programa : Inicialização de parâmetros
% Dados para implementacao
```

```
disp('Inicialização');
```

```
close all;
clear all;
clc
format long
```

```
% Dados do controlador PID
```

```
R1 = [0.83027751449046 -0.73570424497358 0.10289403464575 -0.07096003214915]; %K
junta 1
DS1= [1.000000000000000 -0.60570124714174 -0.34207053299494 -0.05222821986332];
Tr1= [0.03021716283612 0.02611666563202 0.02201383635103 0.01791584791127 %K
0.01384263759993 0.00972787059844 0.00535263907426 0.00132061201042 0];
```

```
R2 = [0.69911989992254 -0.53039937137689 0.00505890918001 -0.05597817376649];
DS2= [1.000000000000000 -0.61434135030270 -0.33416262494401 -0.05149602475328]; %K
junta 2
Tr2= [0.02783237416896 0.02410361830992 0.02037341741724 0.01663916918771 %K
0.01292477017869 0.00923245443735 0.00530349806710 0.00139196219221 0];
```

```
% periodo de amostragem
```

```
Ts=0.001; % s
```

```
% Parametros dos motores
```

```
Ra = [1.44 1.44 1.44]; % Ohm
La = [0.01470 0.01470 0.01470]; % mH
```

```
% Motor cc (acoplamento)
```

```
Kt = [1.33 1.33 1.33]; % N.m/A
Ke = [0.807 0.807 0.807]; % V. (rad/s)
```

```
% Motor cc (parte mecanica)
```

```
Jm = [0.00102 0.00102 0.00102]; % (Kg.m^2)
Bm = [0.2 0.2 0.2]; % N.m/(rad/s)
```

```
% Relacao de transmissao (redutor)
```

```
N = [125 125 125];
```

```
% Relação de Transmissao (parafuso sem fim)
```

```
VE = [1.6 1 1]; % mm/rad (apenas eixo 1)
```

```
% Rotação máxima no eixo do motor
```

```
Wmx = [300 300 300]; % rad/s
```

```
% Carga (momentos de inercia de massa)
J = [6.3287110e+05      1.6713970e+06      1.7464922e+06];      % Kg.m^2

% Coeficientes de Atrito Viscoso (devido a carga)
B = [5000      5000      5000];      % N.m/(rad/s)

% Calculo da impedancia equivalente
G = [N(1)* VE(1)  N(2)* VE(2)  N(3)* VE(3)];

% Jeq e Beq
Jeq = [ Jm(1) + J(1) / (G(1)^2)  Jm(2) + J(2) / (G(2)^2)  Jm(3) + J(3) / (G(3)^2) ];      % Kg. ◀
m^2
Beq = [ Bm(1) + B(1) / (G(1)^2)  Bm(2) + B(2) / (G(2)^2)  Bm(3) + B(3) / (G(3)^2) ];      % N. ◀
m/(rad/s)
```