ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A REDAÇÃO FINAL DA TESE DEFENDIDA POR Alvaro Joffre Uribe Quevedo E APROVADA PELA COMISSÃO JULGADORA EM 02 / 09 / 2011

ORIENTADOR

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

Alvaro Joffre Uribe Quevedo

Desenvolvimento de Dispositivo para Reabilitação de Membro Inferior com Deficiência Parcial

Campinas, 2011.

137/2011

Alvaro Joffre Uribe Quevedo

Desenvolvimento de Dispositivo para Reabilitação de Membro Inferior com Deficiência Parcial

Tese apresentada ao Curso de Doutorado da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual de Campinas, como requisito para a obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Área de Concentração:
Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico

Orientador: Prof. Dr. João Maurício Rosário

Campinas
2011

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

Uribe Quevedo, Álvaro Joffre
Ur33d Desenvolvimento de dispositivo para membro inferior com deficiência parcial / Álvaro Joffre Uribe Quevedo. --Campinas, SP: [s.n.], 2011.

Orientador: João Maurício Rosário.
Tese de Doutorado - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Realidade virtual. 2. Membros inferiores. 3. Reabilitação. 4. Biomecânica. 5. Robótica. I. Rosário, João Maurício. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. III. Título.

Título em Inglês: Development of a device for a partially impaired lower member
Palavras-chave em Inglês: Virtual reality, Lower member, Rehabilitation, Biomechanics, Robotics
Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico
Titulação: Doutor em Engenharia Mecânica
Banca examinadora: Antônio Batocchio, Ely Carneiro de Paiva, Arthur José Vieira Porto, Jorge Vicente Lopes da Silva
Data da defesa: 02-09-2011
Programa de Pós Graduação: Engenharia Mecânica

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

TESE DE DOUTORADO

Desenvolvimento de Dispositivo para Reabilitação de Membro Inferior com Deficiência Parcial

Autor: Alvaro Joffre Uribe Quevedo
Orientador: João Maurício Rosário

A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou esta Tese:

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

Prof. Dr. Antônio Batocchio
Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, DEF

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

Prof. Dr. Arthur José Vieira Porto
Escola de Engenharia de São Carlos, Departamento de Engenharia Mecânica

Prof. Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva
Divisão de Tecnologias Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer

Campinas, 02 de setembro de 2011

Dedico este trabalho a todo aquele que seja beneficiado do conhecimento contido dentro de cada folha deste manuscrito.

Agradecimentos

Enquanto não posso agradecer a todas as pessoas que de alguma forma contribuíram para me ajudar durante esta aventura, a seguir apresento minha homenagem a algumas delas:

A minha família, meus pais Alvaro Antonio Uribe e Patricia Quevedo e meus irmãos Camilo e Natalia pelo incentivo e apoio durante meu percurso por esta fronteira acadêmica.

Ao meu orientador, que me mostrou os caminhos a não serem seguidos.

Ao Prof. Dr. Jean-Paul Frachet com quem foram trocadas ideias sobre o perambulador.

À Fundação Amparo e Pesquisa do Estado de São Paulo, FAPESP pelo apoio através da bolsa de doutorado 2009/05396-4.

Ao Laboratório para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP pelos dados de marcha fornecidos.

À Divisão de Tecnologias Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer pelos protótipos das peças projetadas.

Aos meus amigos e colegas Byron Pérez, Luis Montenegro, Sergio Peña, Nadia Sánchez, Heilordt Henao, Freddy Fula, Luciano Frezzatto, Silas Alves, Almiro Franco e Augusto Mainardi pelo apoio e companhia durante o desenvolvimento desta tese.

À Universidade Militar Nueva Granada pelo apoio durante meu estágio através da diretora de Relações Interinstitucionais Olga Illera, o Prof. Dr. Leonardo Solaque e o Diretor do Centro de Realidade Virtual Byron Pérez.

Ao Batalhão de Sanidade do Exército Colombiano pelas provas de interação realizadas no Centro de Terapia Ocupacional.

A todos os professores e colegas do Departamento de Projeto Mecânico da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP que ajudaram de forma direta e indireta na conclusão deste trabalho.

Não há conhecimento que não seja poder.
Ralph Waldo Emmerson

Resumo

Este trabalho propõe o desenvolvimento de um dispositivo para membro inferior de baixo custo e aberto, integrado a um ambiente virtual como ferramentas para complementar o processo de reabilitação. As pesquisas realizadas na área da movimentação assistida para pessoas utilizando robôs e na área da realidade virtual têm permitido grandes avanços no desenvolvimento de hardware e software, resultando em ferramentas de alto impacto social nos processos de terapia.

O desenvolvimento do dispositivo proposto está fundamentado no estudo de conceitos biomecânicos, cinemáticos e dinâmicos que permitam a assistência de movimentação proporcionando um ambiente seguro, controlado, supervisionado e com monitoramento do usuário. A metodologia proposta para atingir o desenvolvimento desse sistema, toma como fundamento a análise biomecânica do membro inferior humano e suas relações antropométricas para assim propor a solução para o problema cinemático e de geração das trajetórias com a finalidade de definir o modelo mecatrônico que responda de acordo com movimentos padronizados do membro inferior. A partir desta informação, o modelo dinâmico permite dimensionar o sistema mecânico e de acionamento para aperfeiçoar o projeto mecatrônico.

Para o desenvolvimento do ambiente virtual e fornecer uma experiência interativa do tipo perambulador foram utilizadas interfaces 3D para usuário. Para capturar os movimentos de rotação, aceleração e posição de membro inferior, uma destas interfaces utiliza acelerômetros, enquanto a outra utiliza processamento de imagens com a finalidade de permitir ao usuário avançar no ambiente virtual utilizando os movimentos do membro inferior, que ao mesmo tempo permitam teleoperar o protótipo do dispositivo para membro inferior com deficiência parcial desenvolvido.

Palavras Chave: Ambiente virtual, exoesqueleto, membro inferior, modelagem, reabilitação, simulação.

Abstract

This work proposes the development of a low cost open architecture lower member assisting device, integrated to a virtual environment as tools for complementing rehabilitation. Research done in the robotic assisting motion field and virtual reality in rehabilitation have led to the development of related hardware and software, resulting in the development of highly social impact solutions in therapy processes.

The development of the proposed device takes as foundation the study of the lower member biomechanics, kinematics and dynamics that allow the development of the proposed solution for its application in assisting motion while offering a secure and monitored environment for the user. The followed methodology for developing the proposed system is based on the lower member biomechanics analysis through its anthropometric relations for solving the kinematics problem along with the motion generation. These analyses allow defining a suitable mechatronics design for assisting the lower member motions which is optimized using the dynamic model for tuning the actuation and mechanical systems.

For the development of the virtual environment and to offer a perambulador interaction, two different 3D user interfaces were used, one using accelerometers for collecting the user data, and the other one using depth maps. The acquired motion information allows the user to interact with the virtual environment through its lower member motions thus, encouraging him to execute sequences while navigating the virtual world, while teleoperating the lower member with partial impairment developed device.

Keywords: Exoskeleton, lower member, modeling, rehabilitation, simulation, virtual environment.

Lista de Ilustrações

1.1 Diagrama do sistema proposto 3
1.2 Metodologia proposta 6
2.1 Análise do movimento humano (HAMILL e KNUTZEN, 2008) 9
2.2 Movimentos das articulações (HAMILL e KNUTZEN, 2008) 10
2.3 Fases da marcha (HAMILL e KNUTZEN, 2008) 12
2.4 Primeira órtese ativa documentada. a) Protótipo pneumático b) Elétrico c) Elétrico-mecânico, (VUKOBRATOVIC, 2007) 16
2.5 Possíveis componentes de um exoesqueleto ortótico (PONS, CERES e CALDERON, 2008) 16
2.6 Sistema de controle de três pontos (LEWIS, PATRNCHACK, *et al.*, 1982) 17
2.7 Sistema de controle de quatro pontos (LEWIS, PATRNCHACK, *et al.*, 1982) 18
2.8 Órtese de tipo paralelo. 18
2.9 Órtese e prótese serial (fonte da imagem http://ngm.nationalgeographic.com/2010/01/bionics/thiessen-photography) 19
2.10 Exoesqueletos para reaproveitamento de energia, (a) Dispositivo desenvolvido por Yagn (YAGN, 1890). (b) Exoesqueleto MIT (GRABOWSKI e HERR, 2009) 20
2.11 Modelo biomecânico e dispositivo desenvolvido por (POPOVIC, TOMOVIC e SCHWITRLICH, 1989) 21
2.12 Protótipo de exoesqueleto ativado por FES (GOLDFARB e DURFEE, 1996) 22
2.13 Exoesqueleto ortótico baseado na conversão de movimento rotacional para linear (RUTHENBERG, WASYLEWSKI e BEARD, 1997) 23
2.14 Mecanismo e protótipo apresentado em (KASAOKA e SANKAI, 2001) para o sistema HAL 23
2.15 Sistema HAL, dispositivo comercial 2010 (fonte da imagem: www.cyberdyne.jp) 24
2.16 Protótipo de exoesqueleto ortótico para aproveitamento de energia no joelho (GREENE e GRANAT, 2003) 25

2.17 Exemplos de soluções para balanço de gravidade (AGRAWAL e FATTAH, 2004) 26
2.18 Protótipo para reabilitação (BANALA e AGRAWAL, 2005) 27
2.19 Dispositivo proposto por (SAWICKI, GORDON e FERRIS, 2005) 28
2.20 Sistema de reabilitação baseado no HartWalker proposto por (OGATA, KARATO, *et al.*, 2006) 29
2.21 Do ambiente virtual para o real (MILGRAM e KISHINO, 1994) 31
2.22 Dispositivos de um sistema de realidade virtual (BURDEA e COIFFET, 2003) 32
2.23 Sistema de Domo Virtual com Esteira (HIROSE e YOKOYAMA, 1992).....37
2.24 Dispositivos para simulação de chão (NOMA, SUGIHARA e MIYASATO, 2000) 38
2.25 Sistema proposto em (JUNG e HAULSEN, 1999) 39
2.26 Gaitmaster unidirecional (IWATA, YANO e NAKAIZUMI, 2001) 40
2.27 *Gaitmaster*, protótipo omnidirecional (IWATA, YANO e NAKAIZUMI, 2001).....41
2.28 Interface de locomoção proposta por (YOON, RYU e BURDEA, 2003).....42
2.29 Protótipo de órtese integrada com esteira (COLOMBO, JOERG, *et al.*, 2000).....43
2.30 Lokomat (LUNENBERGUER, COLOMBO e RIENER, 2007).....44
2.31 Sistema de reabilitação proposto em (FUNG, RICHARDS, *et al.*, 2006) 45
2.32 Áreas do estado da arte pesquisado 46
3.1 Sistema de captura e posição inicial dos dados capturados.....48
3.2 Trajetórias das articulações 49
3.3 Pontos de relevância de contato do tornozelo 50
3.4 Modelo para solução da cinemática.....50
3.5 Ângulos θ (azul) e ζ(verde) a partir da inversa algébrica 55
3.6 Ângulos θ (azul) e ζ(verde) a partir da eliminação por Gauss.....56
3.7 Ângulos θ (azul) e ζ(verde) a partir da método iterativo de Greville 57
3.8 *Splines* de três e cinco pontos de controle 59
3.9 Interpolação com *spline Hermite*.....59
4.1 Mecanismos para análise 61
4.2 Diagrama de fluxo para cálculo do modelo dinâmico 62
4.3 Mecanismo serial 63

4.4 Paralelogramo para perna (AGRAWAL e AGRAWAL, 2005) 65
4.5 Paralelogramo híbrido para perna (AGRAWAL e AGRAWAL, 2005) 66
4.6 Modelo dinâmico em Simulink™ 68
4.7 Modelo dinâmico do quadril em Simulink™ 68
4.8 Modelo dinâmico da perna em Simulink™ 69
4.9 Saídas rotacionais do modelo dinâmico serial para quadril e joelho 69
4.10 Saídas rotacionais do modelo dinâmico paralelogramo para quadril e joelho 70
4.11 Modelo dinâmico linearizado do quadril em Simulink™ 72
4.12 Modelo dinâmico linearizado da perna em Simulink™ 72
4.13 Modelo dinâmico linearizado em Simulink™ 73
4.14 Sistema de controle 74
4.15 Diagrama funcional do motor CC (OGATA, 2009) 75
4.16 Modelo em diagrama de blocos do motor CC em blocos (OGATA, 2009) 75
4.17 Diagrama em blocos do motor com o controlador *PID* 76
4.18 Resultados da Simulação da flexão/extensão da coxa em Simmechanics™ do pêndulo 77
4.19 Diagrama de controle para cada articulação 78
4.20 Modelo de simulação dos membros inferiores 79
4.21 Integração dos capítulos dentro da proposta 80
5.1 Diagrama de fluxo para projeto mecânico 81
5.2 Mecanismo em paralelo com barras sólidas em aço 1020 82
5.3 Peças reprojetadas para minimizar peso 83
5.4 Torques para o paralelogramo reajustado seguindo movimentos da marcha 84
5.5 Torques para o paralelogramo reajustado seguindo marcha normal 84
5.6 Curva de torques para Motor CC Bosch CDP24V 22/29W 85
5.7 Resposta do *PID* em diferentes conções 86
5.8 Diagrama de acoplamentos 87
5.9 Esforços de VonMises com o quadril e perna flexionadas 88
5.10 Esforços de *VonMises* e deformação em posição 90^o - 90^o 89
5.11 Esforços de *VonMises* considerando o peso do membro inferior 90

5.12 Deformações considerando o peso do membro inferior 91
5.13 Esforços de *VonMises* considerando o peso do membro inferior 92
5.14 Deformações considerando o peso do membro inferior 92
5.15 Esforços de *VonMises* em posição 90^o - 90^o 94
5.16 Deformações em posição 90^o - 90^o 94
5.17 Integração dos capítulos dentro da proposta 96
6.1 Sistema de navegação proposto 97
6.2 Eixos do Wiimote 99
6.3 Real Dance (WINGRAVE, WILLIAMSON, *et al.*, 2010) 100
6.4 One Man Band (WINGRAVE, WILLIAMSON, *et al.*, 2010) 101
6.5 Diagrama de gestos para maestro de orquestra (BRADSHAW e NG, 2008) 101
6.6 Arquitetura para controle do robô humanoide (GAMS e MUDRY, 2008) 102
6.7 Wiimote como câmera para monitorar movimentos em reabilitação (DECKER, LI, *et al.*, 2009) 102
6.8 Fluxograma do programa com o Wiimote desenvolvido 105
6.9 Navegação convertendo o *roll* do controle 2 em *yaw* implementada 106
6.10 Modelo de navegação *yaw-pitch-roll* implementado 106
6.11 Sensor Kinect® da Microsoft® 107
6.12 Mapa de profundidade da mão medindo 90 cm 109
6.13 Mapa de profundidade da mão medindo 180 cm 109
6.14 Representação do corpo reconhecido pela biblioteca OpenNI 110
6.15 Gestos para interação com OpenGL implementados 111
6.16 Fluxograma de integração do Kinect® com o sistema de navegação desenvolvido 113
6.17 Integração dos capítulos dentro da proposta 114
7.1 Programa implementado para solucionar a cinemática direta 116
7.2 Ângulos obtidos e erro 117
7.3 Trajetórias *spline Hermite* do tornozelo 118
7.4 Captura de tela do programa desenvolvido 119
7.5 Torque durante o *Exercício 1* 119

7.6 Torque durante o *Exercício 2* 120
7.7 Protótipo em poliamida para avaliação mecânica 120
7.8 Esforços de *VonMises* no modelo reprojetado 121
7.9 Deformações no modelo reprojetado 121
7.10 Controlador PD no modelo dinâmico linearizado em Simulink™ 122
7.11 Saídas rotacionais do modelo dinâmico com *PID* para quadril e joelho 123
7.12 Trajetórias horizontal e vertical 124
7.13 Marcha com o modelo em Simmechanics™ 125
7.14 Componentes do sistema 125
7.15 Sistema para avaliação de flexão/extensão com o protótipo 126
7.16 Sistema implementado para avaliação do protótipo 127
7.17 Componentes do sistema 127
7.18 Diagrama da placa para controle 128
7.19 Resposta de velocidade do sistema 129
7.20 Protótipo para testes de movimentação 130
7.21 Movimentos executados 130
7.22 Rotações obtidas simulando marcha normal 131
7.23 Exercícios para reabilitação (CENTER, 2002) 131
7.24 Macro para execução de exercícios 132
7.25 Captura de marcha para deslocamento 133
7.26 Uso de máquina elíptica com o Wiimote 133
7.27 Terreno modelado em Maya® e importado no *OpenGL* 134
7.28 Terreno tipo cidade construído em Maya® e importado em *OpenGL* 135
7.29 Quadros por segundo durante navegação com movimento de marcha 135
7.30 Elementos de visualização 136
7.31 Visualização com projetor e televisor 137
7.32 Uso do aplicativo com dispositivos de marcha estáticos 137
7.33 Navegação com gestos da cabeça 138
7.34 Teste de navegação de pessoa com síndrome de cauda equina 139

7.35 Teste de navegação de pacientes com dois traumas diferentes 139
7.36 Navegação utilizando somente o sensor Kinect® 140
7.37 Navegação integrando o sensor Kinect e o Wiimote.....141
7.38 Protótipo em escala.....142
7.39 Programação do protótipo em escala com o Wiimote.....143
7.40 Programação do protótipo em escala com o Kinect® 144
7.41 Integração para interação restrita ao chão 145
7.42 Integração para interação com navegação livre.....145
7.43 Sistema proposto e integração das áreas abrangidas em cada capítulo 147
8.1 Metodologia proposta.....149

Lista de Tabelas

2.1 Classificação das órteses 14
2.2 Comparação dos exoesqueletos pesquisados 30
2.3 Dispositivos de entrada e saída de um sistema de RV 32
2.4 Dispositivos de tracking utilizados em RV 33
3.1 Medidas antropométricas 48
3.2 Posições para cálculos de cumprimento e rotação 49
3.3 Parâmetros DH 51
3.4 Polinômios para *spline* de três pontos 58
5.1 Dados para análise do mecanismo com aço 1020 82
5.2 Dados para análise do mecanismo com geometria reduzida 83
5.3 Resultados com aço 1020 em diferentes posições 89
5.4 Massas dos elos com alumínio 90
5.5 Esforços e tensões do alumínio 7076 91
5.6 Massas dos elos com fibra de carbono 92
5.7 Esforços e tensões da fibra de carbono grau padrão 93
5.8 Massas dos elos com poliamida 94
5.9 Esforços e tensões na poliamida 95
5.10 Fator de segurança 95
6.1 Entradas e saídas para configurar a navegação 105
6.2 Configuração das ações dos controles 106
7.1 Comparação dos resultados da análise estrutural com a poliamida 122
7.2 Correntes obtidas no protótipo durante a programação com 3DUI 146

Lista de Abreviaturas e Siglas

Letras Latinas

l -	Distância	[m]
I -	Inércia	[kg m^2]
q -	Vetor de coordenadas generalizadas	
t -	Tempo	[s]
V -	Tensão	[v]
x -	Posição horizontal	[m]
y -	Posição vertical	[m]

••

Letras Gregas

Δ -	Operador diferença	[m]
θ -	Ângulo de rotação para o quadril	[rad]
ζ -	Ângulo de rotação para a perna	[rad]
β -	Soma dos ângulos para o quadril e a perna	[rad]
τ -	Torque	[N m]

••

Sobrescritos

T - Transposta

+ - Pseudoinversa

.....

Subscritos

i - Número de elemento

f - Valor final

0 - Valor inicial

n - Número de colunas

x - Relativo ao eixo x

y - Relativo ao eixo y

z - Relativo ao eixo z

c - Centro de Massa

Abreviações

3D - Três dimensões
CS - Sistema coordenado
DH - Denavit-Hartenberg
E/S - Entradas e saídas
RV - Realidade Virtual
T - Matriz de Transformação
J - Jacobiano
L - Lagrangeano
K - Energia Cinética
V - Energia Potencial
M - Massa
G - Algoritmo não iterativo para calcular o Jacobiano
***.obj** - Extensão de arquivo para o OBJ

Siglas

AFO – Órtoses tornozelo-pé (Ankle-Foot Orthosis)
absi – Corrente no servomotor
API – Interface de Aplicação do Programa (Application Program Interface)
CAD – Desenho Assistido por Computador
CAE – Engenharia Assistida por Computador
CAM – Manufatura Assistida por Computador
CC – Corrente Contínua
CRT – Tubo de Raios Catódicos
GL – Graus de Liberdade
MEF – Método dos Elementos Finitos
FES – Estimulação Elétrica Funcional (Functional Electric Stimulation)
GUI – Interface Gráfica de Usuário (Graphics User Interface)
HAL – Membro Híbrido Assistido (Hybrid Assistive Limb)

HAS – Sistema Híbrido Assistido (Hybrid Assistive System)
HKAFO – Cintura-joelho-tornozelo-pé (Hip-Knee-Ankle-Foot)
HMD – Head Mounted Display
KAFO – Joeljo-tornozelo-pé (Knee-Ankle-Foot)
LCD – Display de Cristal Líquido (Liquid Crystal Display)
MIT – Massachusetts Institute of Technology
PD – Proporcional-Derivativo
PID – Proporcional-Integral-Derivativo
SMO - Órtese sub maleolar
SLS - Sinterização Seletiva a Laser
VRML – Virtual Reality Modeling Language

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 1
1.1 APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA 2
1.2 JUSTIFICATIVA 3
1.3 OBJETIVOS 5
1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS 5
1.5 METODOLOGIA 5
1.6 APRESENTAÇÃO DO CONTEÚDO 7
2 REVISÃO DA LITERATURA 9
2.1 BIOMECÂNICA 9
2.1.1 ANATOMIA FUNCIONAL DO MEMBRO INFERIOR 11
2.1.2 ANÁLISE DA MARCHA 11
2.1.3 ÓRTESES 12
2.2 ROBÓTICA PARA O MEMBRO INFERIOR 14
2.2.1 EXOESQUELETOS 15
2.2.2 EXOESQUELETOS PARA MEMBROS INFERIORES 19
2.2.3 COMPARAÇÃO ENTRE EXOESQUELETOS EXISTENTES 29
2.3 REALIDADE VIRTUAL 30
2.3.1 CONCEITOS BÁSICOS E HISTÓRIA 31
2.3.2 REALIDADE VIRTUAL EM REABILITAÇÃO 34
2.3.3 DISPOSITIVOS BASEADOS EM LOCOMOÇÃO 36
2.3.3.1 DISPOSITIVOS BASEADOS EM ESTEIRA 36
2.3.3.2 DISPOSITIVOS BASEADOS EM ESTRUTURAS ROBÓTICAS 39
2.3.3.3 DISPOSITIVOS PARA REABILITAÇÃO 41
2.3.4 ANÁLISE DOS DISPOSITIVOS BASEADOS EM LOCOMOÇÃO 45
2.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO 46

3 ANÁLISE BIOMECÂNICA, MODELAGEM E CINEMÁTICA DO MEMBRO INFERIOR....47
3.1 SIMPLIFICAÇÃO DO MEMBRO INFERIOR....47
3.2 PADRÃO DA MOVIMENTAÇÃO....48
3.3 ANÁLISE CINEMÁTICA....50
3.3.1 CINEMÁTICA DIRETA....51
3.3.2 CINEMÁTICA INVERSA....52
3.3.3 JACOBIANO....53
3.3.3.1 JACOBIANO INVERSO....54
3.3.3.2 JACOBIANO INVERSO ALGÉBRICO....54
3.3.3.3 MÉTODO DE ELIMINAÇÃO DE GAUSS....55
3.3.3.4 MÉTODO ITERATIVO DE *GREVILLE*....56
3.3.4 PLANEJAMENTO DE MOVIMENTOS....57
3.3.4.1 INTERPOLAÇÃO COM *SPLINE* CÚBICA....58
3.3.4.2 INTERPOLAÇÃO COM *SPLINE* CÚBICA *HERMITE*....59
3.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO....60
4 ANÁLISE DINÂMICA, MODELAGEM E CONTROLE DO DISPOSITIVO PARA MEMBRO INFERIOR....61
4.1 ANÁLISE DINÂMICA....61
4.1.1 MECANISMO SERIAL....63
4.1.2 MECANISMO PARALELOGRAMO....64
4.1.3 MECANISMO PARALELOGRAMO HÍBRIDO....66
4.2 MODELO DINÂMICO PARA CÁLCULO DAS ROTAÇÕES....67
4.3 LINEARIZAÇÃO DO MODELO DINÂMICO....70
4.4 ARQUITETURA DE CONTROLE....73
4.5 IMPLEMENTAÇÃO DE MODELO MECATRÔNICO EM MATLAB®....76
4.6 CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO....79
5 PROJETO MECÂNICO DO DISPOSITIVO PARA MEMBRO INFERIOR....81
5.1 CONFIGURAÇÃO DO MECANISMO....82

5.1.1 CÁLCULO DO TORQUE 83
5.1.2 ACIONAMENTO E MONITORAMENTO DO MECANISMO 84
5.1.3 ACOPLAMENTOS MECÂNICOS 86
5.1.4 ANÁLISE ESTRUTURAL 87
5.1.5 ANÁLISE ESTRUTURAL COM MATERIAIS DIFERENTES 89
5.1.5.1 ANÁLISE ESTRUTURAL COM ALUMÍNIO 7076 90
5.1.5.2 ANÁLISE ESTRUTURAL COM FIBRA DE CARBONO GRAU PADRÃO 91
5.1.6 AVALIAÇÃO DO PROTÓTIPO DO MECANISMO FABRICADO EM POLIAMIDA 93
5.2 CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO 95
6 DESENVOLVIMENTO DO AMBIENTE TIPO *PERAMBULADOR* 97
6.1 REQUISITOS DO SISTEMA DE NAVEGAÇÃO 97
6.2 DESENVOLVIMENTO DO AMBIENTE VIRTUAL 3D 98
6.3 INTERFACE 3D DO USUÁRIO 99
6.3.1 APLICATIVOS UTILIZANDO O WIIMOTE 100
6.3.2 ANÁLISE DOS APLICATIVOS UTILIZANDO O WIIMOTE E SEU IMPACTO 103
6.3.3 BIBLIOTECAS PARA INTERAÇÃO ATRAVÉS DO WIIMOTE 103
6.3.3.1 WIIYOURSELF! API 103
6.3.3.2 WIIUSE API 104
6.4 SISTEMA DE NAVEGAÇÃO BASEADO NO WIIMOTE 104
6.5 SISTEMA DE NAVEGAÇÃO BASEADO NO KINECT® 107
6.5.1 SENSOR KINECT® 107
6.5.2 API PARA O KINECT® 108
6.5.3 MIDDLEWARE 110
6.5.4 INTEGRAÇÃO COM *OPENGL* 111
6.5.5 INTEGRAÇÃO DO SENSOR KINECT® COM O WIIMOTE 112
6.6 CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO 114
7 IMPLEMENTAÇÃO EXPERIMENTAL E RESULTADOS 115

7.1 MODELAGEM E CONTROLE 115
7.1.1 CINEMÁTICA DIRETA 115
7.1.2 CINEMÁTICA INVERSA 116
7.1.3 GERAÇÃO DE TRAJETÓRIAS COM *SPLINES* 117
7.1.4 ANÁLISE DINÂMICA 118
7.1.5 ANÁLISE UTILIZANDO EXERCÍCIOS PARA REABILITAÇÃO 119
7.1.6 AJUSTES NO PROJETO MECÂNICO 120
7.1.7 SISTEMA DE CONTROLE 122
7.1.8 MOVIMENTO GERADO ATRAVÉS DO MODELO IMPLEMENTADO EM SIMMECHANICS™ 123
7.2 PROTÓTIPO MECATRÔNICO 125
7.3 PROTÓTIPO MECATRÔNICO EM ESCALA 127
7.3.1 CONTROLE 128
7.3.2 PROGRAMAÇÃO 129
7.3.3 EXECUÇÃO DE MARCHA 130
7.3.4 EXECUÇÃO DE MOVIMENTOS PARA REABILITAÇÃO 131
7.4 AMBIENTE VIRTUAL 132
7.4.1 AMBIENTE DE NAVEGAÇÃO TIPO PERAMBULADOR 133
7.4.2 RENDERIZAÇÃO 134
7.4.3 DESEMPENHO DA RENDERIZAÇÃO 135
7.4.4 SISTEMA DE VISUALIZAÇÃO 136
7.4.5 AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE NAVEGAÇÃO 137
7.4.6 EXPERIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO COM O WIIMOTE 138
7.4.7 NAVEGAÇÃO COM KINECT® 139
7.5 INTEGRAÇÃO DAS 3DUIS COM O PROTÓTIPO EM ESCALA 141
7.5.1 INTEGRAÇÃO COM O WIIMOTE 142
7.5.2 INTEGRAÇÃO COM O KINECT® 143
7.5.3 INTEGRAÇÃO COM O WIIMOTE E KINECT® 144
7.5.4 DESEMPENHO DO PROTÓTIPO EM ESCALA 146

7.6 CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO 146
8 CONCLUSÕES FINAIS E PERSPECTIVAS 149
8.1 CONCLUSÕES OBTIDAS 149
8.1.1 MODELAGEM 150
8.1.2 PROJETO MECATRÔNICO 151
8.1.3 CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO 152
8.1.4 AMBIENTE PARA NAVEGAÇÃO TIPO PERAMBULADOR 153
8.1.5 INTEGRAÇÃO 154
8.2 PERSPECTIVAS 155
REFERÊNCIAS 157
APÊNDICE A - FLUXOGRAMAS 167
APÊNDICE B - PUBLICAÇÕES 169
APÊNDICE C - VÍDEOS 172
APÊNDICE D – EQUAÇÕES DE TORQUE 173
APÊNDICE E – SUBPRODUTOS GERADOS 174

1 INTRODUÇÃO

A integração da realidade virtual com processos e procedimentos de diferentes áreas tem tido um grande sucesso na área de reabilitação tanto fisiologicamente quanto psicologicamente e consequentemente resulta em formas únicas e inovadoras para abordar alguns problemas. Dentro das técnicas utilizadas envolvendo as extremidades como braços e pernas, têm-se dispositivos de tipo invasivo como os exoesqueletos, que oferecem uma realimentação de força além de um monitoramento dos movimentos feitos pelos dedos no caso daqueles baseados em mãos (GRANT, ROBLES-DE-LA-TORRE e CRUZ-HERNÁNDEZ, 2004) e da perna (GREENE e GRANAT, 2003). Outros dispositivos de tipo háptico são baseados em mecanismos seriais de cinco ou mais graus de liberdade com realimentação de forma (VERNER e OKAMURA, 2007). Em conjunto com a RV é possível aumentar a utilidade desses dispositivos para obter ferramentas que permitam estudar, monitorar e incentivar reações do usuário em determinadas circunstâncias.

Um sistema complexo e completo da RV é o perambulador (IWATA, YANO, *et al.*, 2005), o qual integra diversos componentes que permitem utilizá-lo como ferramenta para fins médicos (SHIOZAWA, ARIMA e MAKIKAWA, 2004), de treinamento (WESTERBERG, 2007) ou entretenimento (BARRERA, TAKAHASHI e NAKAJIMA, 2004). A maior característica deste sistema é a possibilidade de um usuário se movimentar fazendo uso das pernas para se deslocar em um ambiente gerado por computador, onde o grau de imersão está sujeito ao equipamento disponível, pois sistemas auto-estereoscópicos, estereoscópicos passivos ou ativos são custosos demais em relação ao anáglifo ou projeção monoscópica. Uma vantagem oferecida por esta técnica é o uso de um ambiente de reabilitação monitorado através do qual o paciente pode ser imerso em diferentes cenários visuais e auditivos sem deixar o espaço seguro e controlado e sem levá-lo a ambientes externos onde possa arriscar sua saúde.

1.1 Apresentação do Problema

Os dispositivos para assistir a marcha e terapia do membro inferior de um paciente têm sido amplamente utilizados no decorrer da história, já que permitem restringir, induzir ou estimular movimento durante o ciclo de caminhar. A ação de se deslocar através da marcha depende das limitações do membro inferior devidas às restrições ocasionadas por lesões ou patologias congênitas. Um dos grandes problemas dos atuais dispositivos é seu uso restringido devido aos altos custos ou a sua necessidade de locais específicos para o seu funcionamento devido à complexidade dos mesmos.

As atividades de terapia e reabilitação são caracterizadas pela execução de movimentos repetitivos durante ciclos que permitem ao terapeuta avaliar o desenvolvimento e evolução do paciente. Uma desvantagem da terapia assistida por pessoas está em relação a processos repetitivos onde a eficácia do tratamento varia conforme o terapeuta se cansa. Este fator muda de paciente para paciente segundo as suas características físicas e problemas no membro inferior. Outra desvantagem é que a terapia pode também ser afetada quando o paciente deve realizar exercícios por si mesmo, pois pode não atingir adequadamente os movimentos devido à falta de supervisão e de referências durante a execução da movimentação.

Nesta tese é proposto o desenvolvimento de um dispositivo para membro inferior com deficiência parcial simples e de arquitetura aberta que além de assistir a movimentação permita ao usuário interagir com um ambiente virtual incentivando a execução de movimentos de reabilitação. Esta integração permite o desenvolvimento de um dispositivo para assistir, monitorar e estimular a execução de exercícios para terapia. Através deste sistema será possível monitorar posição, velocidade e acelerações do membro inferior durante a movimentação. As informações do movimento em conjunto com interfaces de usuário permitirão ao paciente navegar um ambiente virtual que permita uma imersão e interação que motive a correta execução da terapia, resultando no sistema proposto na Figura 1.1. Neste sistema os dados de movimentação e parâmetros antropométricos permitiram realizar a modelagem biomecânica,

cinemática e dinâmica cujos resultados serão a base para o dimensionamento do sistema de acionamento e o sistema mecânico, cuja validação será feita através de simulação e testes num protótipo. Ao mesmo tempo, os dados de movimentação e antropometria serviram para projetar o ambiente virtual cuja interação terá como base os movimentos do membro inferior, que finalmente integrado com o protótipo permitiram ao usuário reproduzir movimentos através do dispositivo projetado e obter uma realimentação interativa tipo perambulador.

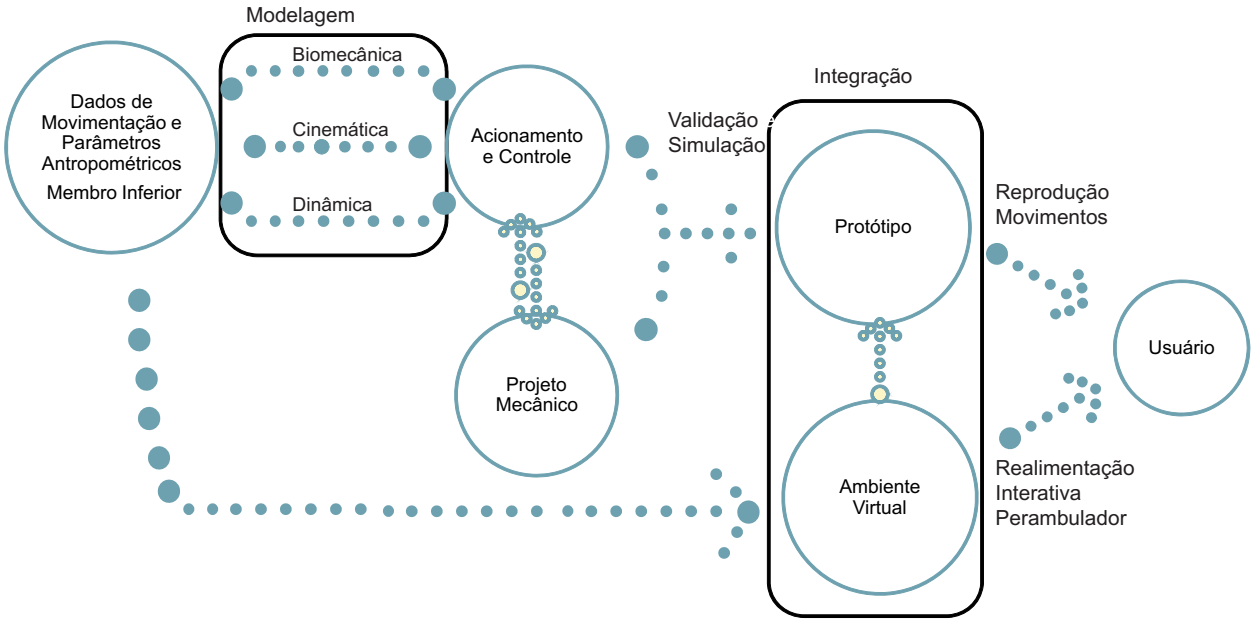


Figura 1.1 Diagrama do sistema proposto

1.2 Justificativa

A pesquisa na área de robótica para o corpo e sua integração com a realidade virtual em reabilitação utilizando perambuladores vem sendo realizada de forma isolada. Os resultados vêm sendo dispositivos focalizados em assistir a movimentação com ajuda da robótica e incentivar ao usuário a executar tarefas através realidade virtual. Uma desvantagem é que os desenvolvimentos disponíveis no mercado são de uso restringindo devido aos altos custos e as realidades sociais onde foram implementandos.

O desenvolvimento e uso de novos dispositivos de interface humana, tem levado aos pesquisadores à procura de novos aparelhos que permitam a navegação de forma mais natural nos ambientes virtuais tirando proveito da anatomia do ser humano. Considerando que um dos movimentos naturais das pessoas é o caminhar, vários trabalhos vêm se direcionando no desenvolvimento de dispositivos de interface para marcha do usuário num ambiente virtual onde o propósito é disponibilizar um chão infinito em uma área limitada integrados com sistemas de visualização para relacionar o movimento de marcha com a informação visual. Alguns aplicativos desenvolvidos com este tipo de dispositivos permitem o treinamento do membro inferior (HSU, WANG e LIEN, 2003), percorrer uma teleconferência em lugares gerados por computador e praticar de rotas de fuga em casos de emergência (JUNG e HAULSEN, 1999) (ERICSON e SMITH, 2008).

A reabilitação de membros inferiores através do estudo e desenvolvimento de dispositivos para captura de movimentos e exoesqueletos (prótese ou órtese) permite que os pesquisadores desenvolvam dispositivos para diferentes fins, seja o aumento de força e mobilidade (KASAOKA e SANKAI, 2001), ou simplesmente como ferramenta para reabilitação (BANALA, AGRAWAL, *et al.*, 2004). Separadamente, cada um deles oferece uma aproximação e abordagem a um problema definido, mas a partir da sua integração utilizando um ambiente virtual, pode ser obtido um sistema que permita a captura dos movimentos e também a sua análise durante a reabilitação como resposta ao estímulo.

Outro aspecto importante é o impacto social do desenvolvimento de um dispositivo para membro inferior com deficiência parcial integrado a um ambiente virtual, devido a que uma solução simples permite realizar inclusão social, abrangendo uma maior população. No Brasil, segundo o censo do ano 2000, 1,3% da população sofre algum tipo de deficiência no membro inferior os quais 4,3% correspondem a crianças e 54% a adultos. Um dos maiores desafios dos portadores de deficiência é sua inclusão social, onde, segundo o censo só um 24,1% conseguiu emprego[1].

[1] http://www.ibge.gov.br

1.3 Objetivos

O objetivo principal deste projeto é "desenvolver um dispositivo mecatrônico que acompanhe o processo de reabilitação do membro inferior através de sua integração dentro de um *perambulador*, permitindo ao usuário se movimentar dentro de um ambiente virtual".

1.4 Objetivos específicos

- Modelar matematicamente a biomecânica do membro inferior para reabilitação.
- Projetar um dispositivo mecatrônico baseado no estudo biomecânico e de reabilitação.
- Construir um protótipo experimental e realizar testes.
- Desenvolver um ambiente virtual para navegação.
- Integrar o dispositivo da perna com o ambiente virtual e a interação tipo perambulador.

1.5 Metodologia

Para o desenvolvimento do dispositivo para membro inferior com deficiência parcial e a sua integração com um ambiente virtual, são consideradas três áreas do projeto que envolvem a modelagem, dimensionamento do sistema mecânico e de acionamento, desenvolvimento do ambiente virtual e a interação tipo perambulador, e finalmente a integração dos sistemas como apresentado na Figura 1.2

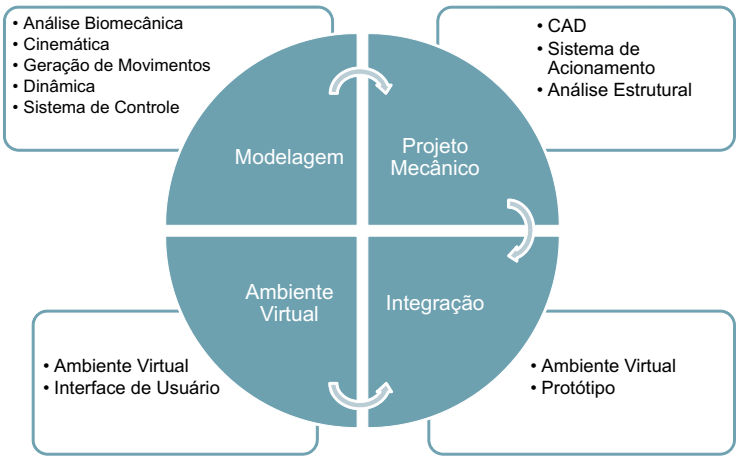


Figura 1.2 Metodologia proposta

O processo de desenvolvimento inicia com a modelagem realizando uma análise biomecânica do membro inferior que permita a conhecer seu comportamento cinemático a fim de projetar uma estrutura mecânica adequada. A partir do estudo cinemático do membro inferior será realizada a análise de vários mecanismos representando possíveis soluções para assistir a movimentação durante a terapia. Como complemento a análise dinâmica será realizada, que permitirá compreender o comportamento do mecanismo durante a movimentação, assim como obter as equações para escolher o sistema de acionamento e de controle que Para escolher a solução mais apropriada dos mecanismos será realizada uma análise dinâmica através da qual será possível dimensionar o mecanismo e projetar o controlador para assistir a movimentação do membro inferior.

O seguinte passo é realizar o projeto mecânico que permitirá escolher o mecanismo mais apropriado. Com esta finalidade será realizada uma análise dinâmica para dimensionar o mecanismo e projetar o controlador mais adequado para assistir a movimentação do membro inferior.

Para realizar o deslocamento no ambiente virtual e acrescentar o incentivo e motivação durante a terapia, os dados de movimentação do membro inferior e superior serão utilizados para programar interfaces de usuário 3D e assim incrementar a imersão no ambiente virtual. Neste caso, serão estudadas ferramentas para a criação de ambientes virtuais e a sua integração com

interfaces de usuário 3D para aproveitar a anatomia humana como ferramenta para incentivar os movimentos durante a reabilitação.

Finalmente na etapa de integração, cada um dos sistemas será avaliado utilizando as informações obtidas através de terapia e parâmetros antropométricos, para depois serem testados com simulação e validados com um protótipo integrado ao ambiente virtual com a interação tipo perambulador para atingir o objetivo desta pesquisa.

1.6 Apresentação do Conteúdo

Com o objetivo de desenvolver o dispositivo para membro inferior com deficiência parcial, a metodologia proposta é apresentada nos seguintes capítulos. No Capítulo 2, são apresentados os conceitos básicos e a revisão bibliográfica relacionada com a biomecânica, robótica para o membro inferior e realidade virtual. No Capítulo 3, é apresentada a análise biomecânica do membro inferior apresentando suas características e modelagem cinemática. No Capítulo 4, é realizada a modelagem matemática do mecanismo para realizar o dimensionamento do sistema mecânico e de acionamento, para assim implementar um controlador que responda aos movimentos de marcha e terapia do membro inferior. No Capítulo 5 é apresentado o projeto mecânico levando em conta as características biomecânicas e dinâmicas do mecanismo necessárias para acompanhar a movimentação do membro inferior e assim melhorar o sistema para obter uma estrutura leve.

No Capítulo 6 o desenvolvimento do ambiente virtual para interação tipo perambulador é apresentado através da integração de API para programação gráfica e aquelas para as interfaces de usuário. No Capítulo 7, os resultados relacionados ao desenvolvimento do mecanismo, seu modelo dinâmico, controle e implementação experimental com um protótipo em escala são apresentados em conjunto com os resultados dos experimentos realizados navegando em ambiente virtual utilizando as interfaces de usuário 3D. Finalmente, no Capítulo 8, são apresentadas as Conclusões finais, contribuições e perspectivas do presente trabalho de pesquisa.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo são apresentados conceitos com o objetivo de estabelecer as bases para posicionar os fundamentos cognitivos deste trabalho de pesquisa. O foco desta tese é centrado no desenvolvimento de um dispositivo para assistência de membro inferior integrado a um ambiente virtual para interação tipo perambulador. Portanto, durante o presente Capítulo são apresentados conceitos básicos relacionados com a biomecânica do membro inferior, e o estado da arte da robótica para o corpo humano e da realidade virtual, assim como seus avanços na integração desses dispositivos que permitam simular locomoção e sua importância como ferramenta para auxiliar os processos de reabilitação.

2.1 Biomecânica

A biomecânica avalia o movimento de um organismo vivo ou parte dele e o efeito da força sobre ele (HAMILL e KNUTZEN, 2008). A abordagem biomecânica para análise dos movimentos pode ser qualitativa, com o movimento observado e descrito, ou quantitativa, significando que está sendo feito alguma medida de movimento. A Figura 2.1 apresenta o diagrama hierárquico para análise do movimento humano.

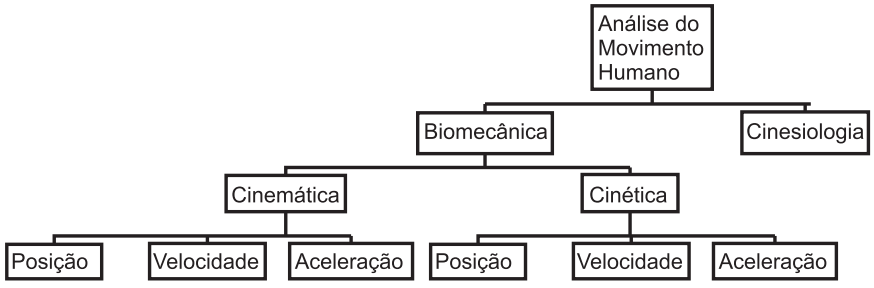


Figura 2.1 Análise do movimento humano (HAMILL e KNUTZEN, 2008)

Dentro dos movimentos básicos que podem ser executados pelos membros inferiores, tem-se a flexão representando um movimento de curva em que o ângulo relativo entre dois segmentos adjacentes diminui; e o movimento antagônico, extensão, onde o ângulo relativo entre dois segmentos adjacentes aumenta à medida que a articulação retorna para a posição zero. Dentro esses movimentos, há a hiperflexão que ocorre quando a flexão vai além dos 180 graus, e a hiperextensão que ocorre quando a extensão continua além da posição zero original. O outro conjunto de movimentos está composto pela abdução e adução, esses só ocorrem nas articulações metatarsofalângicas do quadril, ombro, punho e metacarpofalângicas. No caso da abdução, o movimento é feito para longe da linha média do corpo ou segmento, entanto a adução é representada pelo movimento de retorno do segmento para a linha média do corpo. Dentro desses movimentos, tem-se a hiperabdução, que ocorre quando o braço move-se além de 180 graus lateralmente, por exemplo, passando a cabeça, e a hiperadução, quando o membro continua além da posição zero, de modo que cruza o corpo (HAMILL e KNUTZEN, 2008). Os conceitos anteriores são apresentados na Figura 2.2.

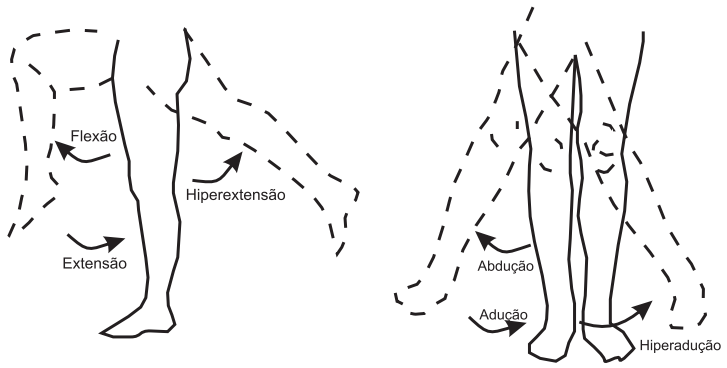


Figura 2.2 Movimentos das articulações (HAMILL e KNUTZEN, 2008)

Os movimentos humanos são descritos em três dimensões através de planos posicionados em ângulos retos intersectados no centro de massa do corpo. Desta forma, obtêm-se o plano sagital que bisecciona o corpo na metade direita e esquerda; o plano frontal ou coronário que bisecciona na metade de frente e de atrás; e finalmente o plano transversal ou horizontal, que bisecciona em parte superior ou inferior.

2.1.1 Anatomia funcional do membro inferior

De acordo com a anatomia, a estrutura esquelética do membro inferior está composta pela pélvis, o fêmur, a tíbia, a fíbula e o pé, os quais estão sujeitos a forças geradas pelos contatos repetitivos com o solo. Os dois membros inferiores ligam-se com o tronco através da pélvis, que permite o suporte do corpo para manter posturas e oferecer mobilidade (HAMILL e KNUTZEN, 2008).

Para a geração de movimento, o sistema esquelético precisa dos músculos em conjunto com a gravidade para produzir o movimento humano. As funções dos músculos são contribuir para a produção do movimento esquelético, assistir a flexibilidade articular, manter a postura e posicionamento corporal. Para a realização de atividades têm-se os músculos movimentadores primários (responsáveis pela produção de um determinado movimento) e os movimentadores assistentes, os agonistas (determinado movimento articular) e antagonistas (movimento articular oposto) (HAMILL e KNUTZEN, 2008).

2.1.2 Análise da marcha

Para a análise da marcha, esta é representada em ciclos, os quais são identificados com sequências de movimento que resultam no deslocamento do corpo mantendo uma postura estável. Dentro do caminhar existem padrões de contato mútuo com o solo durante o movimento do corpo para frente, nesse caso, um membro serve como fonte móvel de apoio, enquanto o outro avança para uma nova posição de apoio.

A distribuição desses ciclos é de 60% no contato com o solo, e 40% para o balanço, enquanto os intervalos têm uma duração de 10% para cada intervalo duplo e 40% para simples.

Finalmente, dentro do ciclo da marcha, o apoio representa 62% e o balanço 38% do total do ciclo (Figura 2.3) (HAMILL e KNUTZEN, 2008)

.

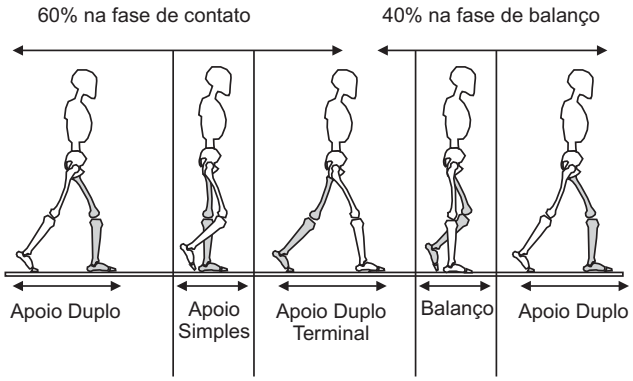


Figura 2.3 Fases da marcha (HAMILL e KNUTZEN, 2008)

No andar, o quadril flexiona-se entre 35 e 40 graus antes do contato do calcanhar com o solo e a extensão completa ocorre quando o pé deixa o solo. Dentro do ciclo de marcha os membros inferiores alternam seu suporte permitindo que o corpo se desloque de um lado para outro. Durante esta etapa os membros alternam também seu alinhamento vertical entre o apoio duplo e simples causando uma mudança na altura da pélvis resultando num movimento do corpo para cima e para baixo.

2.1.3 Órteses

As órteses estão definidas na literatura como a peça ou aparelho ortopédico de correção e/ou complementação para membros ou órgãos do corpo com a finalidade de assistir ou prevenir movimentos (DICTIONARIES, 2007). A origem da palavra órtese vem da palavra grega *orthósis*, formada, pelo prefixo *orthós* que significa reto ou direito, e do sufixo - *sis* que significa ação, estado ou qualidade, porem órtese quer dizer o ato de endireitar ou corrigir (MINGARINI, MINAMOTO e BISCEGLI, 2006).

As órteses têm acompanhado a humanidade já desde vários anos, as primeiras datam entre os anos 2750 a 2625 a.C. segundo pinturas da quinta dinastia Egípcia; dispositivos para o tratamento de fraturas, deslocamentos e deformidades congênitas foram atribuídos a Hipócrates no século quarto a.C.; Galen foi o primeiro a escrever sobre a órteses para escolioses no século segundo d.C.; foi em 1575 que Ambroise Paré publicou seu trabalho relacionado com dispositivos para corrigir a escoliose do pé torto; em 1803 Antonio Scarpa publicou várias órteses para o tratamento de deformidades no pé; finalmente em 1875 Hugh Owen tornou públicas suas contribuições no estudo das órteses de membro inferior para equilíbrio e suporte de peso (EDELSTEIN e BRUCKNER, 2002).

Os propósitos das órteses podem variar desde proteger articulações, minimizar os riscos de feridas, proteger procedimentos cirúrgicos, aperfeiçoar e restaurar anomalias biomecânicas, maximizar e restaurar capacidades funcionais, assistir movimentos musculares e facilitar processos de reabilitação. É de grande importância destacar que as articulações do membro devem ser protegidas, isto devido a que elas vão ser o suporte da estrutura mecânica. Considerando que o dispositivo ortótico vai aplicar cargas sobre o sistema musculoesquelético humano, a aplicação errada de cargas pode causar fadiga e mesmo desconforto (PONS, CERES e CALDERON, 2008).

Como requisito para projetar a órtese, o conhecimento da biomecânica do membro inferior é de grande importância, desta forma, as forças e movimentos que são realizados devem estar de acordo com as características mecânicas do dispositivo para evitar desalinhamentos que produzam incompatibilidade no movimento. O projeto do aparelho considera o membro e a doença que o afeta, permitindo classificar os dispositivos como apresentado na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 Classificação das órteses

Classificação	Descrição	Fonte
Função	Estáticas: imobilizam, limitam e posicionam articulações.	(PONS, CERES e CALDERON, 2008)
	Dinâmicas: promovem movimentos articulares, neutralizam forças e ajudam a fortalecer.	
Parte corporal	Órtese de tornozelo-pé AFO; Órtese de joelho-tornozelo-pé KAFO; Órtese quadril-joelho-tornozelo-pé HKAFO	Instituto de Prótese e Órtese (ÓRTESE, 2011)
Fabricação	Pré-fabricadas e sob medida	Instituto de Prótese e Órtese (ÓRTESE, 2011)
Patologia	Traumato-ortopédica: Corretiva ou protetora	(PONS, CERES e CALDERON, 2008)
	Neurofuncionais: Facilitar postura e movimento	

2.2 Robótica para o Membro Inferior

Com o avanço e miniaturização de componentes mecânicos, eletrônicos e capacidade de processamento a aplicação de estruturas robóticas está sendo levada do âmbito industrial para a reabilitação, assistência ou substituição de movimento e aumento de força tanto em membros inferiores, superiores ou todo o corpo. A inspiração de componentes robóticos para o homem vem da sua própria estrutura biológica (PONS, CERES e CALDERON, 2008), assim como o esqueleto prove o mecanismo, os músculos os atuadores, o sistema sensorial os sensores, e finalmente o cérebro o controle. Dentro dos dispositivos robóticos desenvolvidos estão:

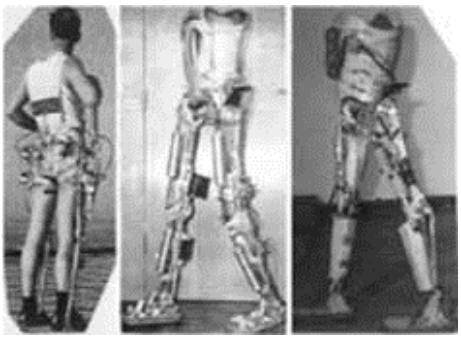
- Exoesqueletos: Dispositivo robótico para acrescentar a força humana.
- Prótese robótica: Dispositivo mecatrônico que substitui um membro perdido, tanto em aparência como em funcionalidade através de sensores, controle e atuadores.
- Órtese robótica: Estrutura mecânica que segue a anatomia do membro sobre o qual é utilizada e cujo propósito é permitir a recuperação de movimento perdido ou limitado, restaurar funções motoras debilitadas.

2.2.1 Exoesqueletos

Os avanços tecnológicos têm permitido reutilizar as órteses e acrescentar suas funcionalidades através de uma aproximação na sua concepção como dispositivos mecatrônicos, este foi o conceito base que inspirou a pesquisa e desenvolvimento dos exoesqueletos (PONS, CERES e CALDERON, 2008). O propósito do exoesqueleto é mapear os movimentos de um membro específico através de uma cadeia cinemática com correspondência um a um, esta característica permite que este tipo de dispositivo possa ser utilizado como instrumento de entrada e captura de dados já que interage diretamente com o usuário.

O desenvolvimento de exoesqueletos nos Estados Unidos iniciou-se nos anos 60 quando o Departamento de Defesa viu potencial no desenvolvimento de armaduras para aumentar a força do operador humano (FANELLI, 2001). No entanto, em 1962 as dificuldades tecnológicas se manifestaram com os servos, sensores e estruturas mecânicas, enquanto em 1964 o uso de atuadores hidráulicos também apresentaram suas fraquezas. Dentro dos avanços significativos têm-se o esforço da *General Eletric Co.* junto com pesquisadores da Universidade de Cornell, trabalharam no projeto Hardiman de 1966 ao 1971 (FANELLI, 2001), onde havia dois exoesqueletos, um interno que capturava os movimentos do usuário, enquanto o externo reproduzia o comportamento do primeiro.

Outro foco de interesse que foi tomando força estava na área de reabilitação e compensação funcional através das órteses e próteses tanto passivas como ativas. Em 1969 no Instituto Mihailo Pupin (Sérvia) foi construído o primeiro exoesqueleto ativo para assistir a marcha de pessoas com deficiências, que utilizava acionamento pneumático (Figura 2.4a). Em 1972, uma versão posterior ofereceu uma melhora importante que foi a programação eletrônica (Figura 2.4b), isto permitiu a geração de trajetórias antropomórficas durante a marcha. Em 1974 os atuadores eletromecânicos permitiram a implementação de motores elétricos num exoesqueleto ativo (Figura 2.4c), convertendo-se no predecessor dos robôs humanoides atuais (VUKOBRATOVIC, 2007).



(a) (b) (c)

Figura 2.4 Primeira órtese ativa documentada. a) Protótipo pneumático b) Elétrico c) Elétrico-mecânico, (VUKOBRATOVIC, 2007)

Os exoesqueletos ortóticos apresentam alguns desafios a serem superados de forma similar às órteses. Dentre as considerações está o fato de que o usuário não deve sentir nenhuma restrição no momento de executar o movimento, de forma que a cinemática do mecanismo não deve atrapalhar o membro já que do contrario são geradas interações não ergonômicas trazendo como resultado mau tratamento da doença e desconforto. Outros aspectos a serem considerados no projeto de um exoesqueleto são a segurança, o peso dos atuadores, a ergonomia e conforto, pesos a serem suportados pelo usuário, estratégias de controle e facilidade no uso. A Figura 2.5 apresenta alguns dos possíveis componentes para um exoesqueleto de membro inferior.

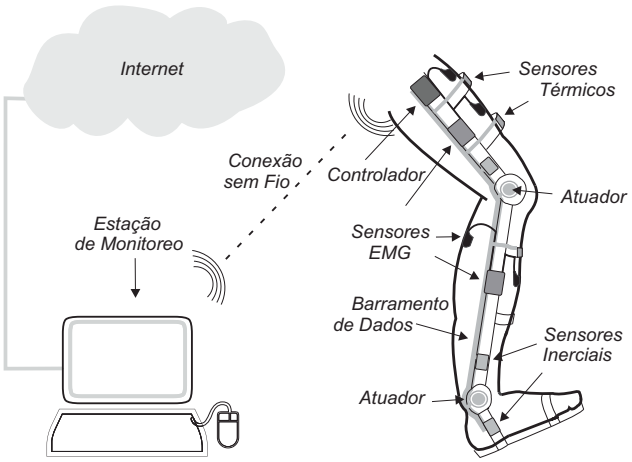


Figura 2.5 Possíveis componentes de um exoesqueleto ortótico (PONS, CERES e CALDERON, 2008)

A primeira característica a ser considerada nos exoesqueletos são as forças que atuam sobre o membro inferior através do dispositivo, elas podem ser classificadas como o sistema de controle de pressão de três pontos e como o sistema de controle à força de reação do solo de quatro pontos. Este tipo de controle é necessário para garantir um correto movimento na junta, e como mínimo deve incluir três pontos de pressão (ALEXANDER e XING, 2009).

O sistema de controle de pressão de três pontos é descrito por duas forças aplicadas proximamente (F1) e (F2) e distalmente (mais afastado do centro) no segmento, que são opostas por uma terceira força (F3) aplicada no ponto da rotação, conforme ilustra a Figura 2.6. 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 razão de proporcionalidade direta: Pressão = força/área de superfície (LEWIS, PATRNCHACK, *et al.*, 1982).

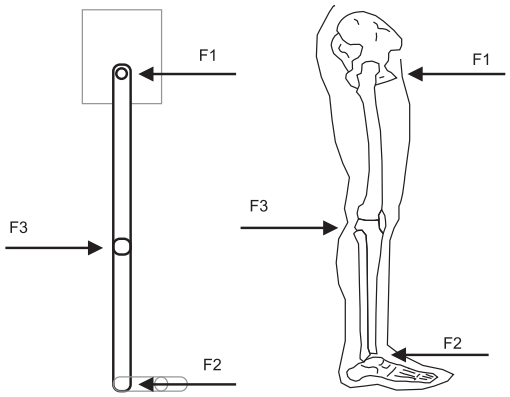


Figura 2.6 Sistema de controle de três pontos (LEWIS, PATRNCHACK, *et al.*, 1982)

Uma variação do controle de três pontos é o sistema de quatro pontos de pressão, neste caso, a força central é dividida em duas forças (*F4* e *F5*) e em função disso a pressão não é aplicada diretamente sobre a junta anatômica e uma barra da órtese perto da articulação pode restringir o movimento (LEWIS, PATRNCHACK, *et al.*, 1982), a Figura 2.7 ilustra a distribuição dos pontos de pressão junto com uma fotografia de sua aplicação em uma órtese.

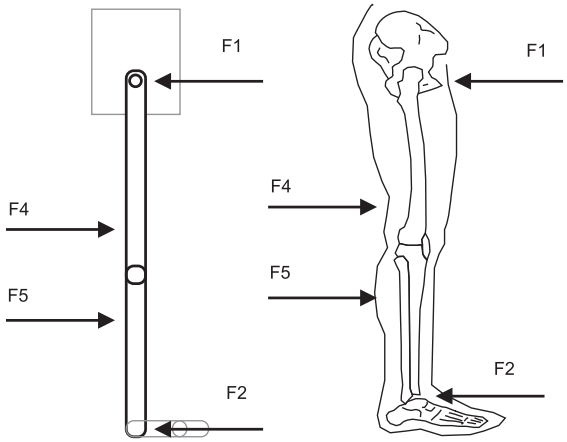


Figura 2.7 Sistema de controle de quatro pontos (LEWIS, PATRNCHACK, *et al.*, 1982)

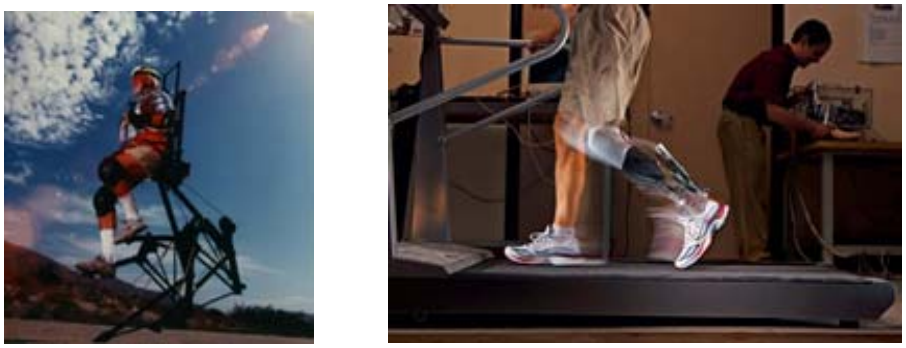
Uma segunda característica importante nos exoesqueletos é que os mecanismos podem ser quanto simples ou complexos dependendo das necessidades e objetivos a atingir. O exoesqueleto pode estar diretamente baseado na estrutura óssea do ser humano de forma que se tem um elemento para suporte das costas, as guias para a coxa e panturrilha, as juntas para a articulação do joelho e o quadril e finalmente em alguns casos o suporte para o pé e a junta para o tornozelo, como mostrado na Figura 2.8a (KASAOKA e SANKAI, 2001). Segundo esta classificação, outro tipo de exoesqueleto tem como base mecanismos redundantes (aqueles que possuem mais graus de liberdade para realizar uma tarefa), como apresentado na Figura 2.8b, o objetivo é diminuir carga mecânica e permitir atingir os movimentos que sejam necessários pelo usuário, finalmente a redundância varia de acordo com o número de GL para o qual é projetado (AGRAWAL e FATTAH, 2004).

(a) Dispositivo HAL
(KASAOKA e SANKAI, 2001)

(b) Mecanismo reduntante
(AGRAWAL e FATTAH, 2004)

Figura 2.8 Órtese de tipo paralelo.

Outra classificação está baseada no modo de funcionamento do dispositivo, que pode ser de forma paralela ou serial (HERR, 2009). A configuração serial do dispositivo é utilizada nos casos de amputação onde seu propósito é funcionar como uma prótese, ou onde o objetivo é amplificar as capacidades do usuário na hora de correr ou pular devido a reduções dos custos energéticos através da diminuição das perdas nos impactos. Um exemplo deste tipo de aparelho é *SpringWalker*[2] é mostrado na Figura 2.9a. No caso dos dispositivos paralelos, uma característica importante é o fato de que a força é transmitida do usuário para o exoesqueleto (ou no sentido contrário), e deste para o solo, diminuindo a carga aplicada sobre os membros humanos, uma representação deste tipo é o projeto *SPARKy* (SUP, VAROL, *et al.*, 2009) mostrado na Figura 2.9b.



(a) SpringWalker (b) SPARKy (SUP, VAROL, *et al.*, 2009)

Figura 2.9 Órtese e prótese serial (fonte da imagem http://ngm.nationalgeographic.com/2010/01/bionics/thiessen-photography)

2.2.2 Exoesqueletos para membros inferiores

O registro mais antigo de um dispositivo exoesquelético, data do ano 1890 (Figura 2.10) (YAGN, 1890). Nesta patente o inventor apresenta um dispositivo baseado em molas que operam paralelamente às pernas com o objetivo de incrementar o desempenho na hora de correr ou saltar. Seu funcionamento aproveita a energia da fase de contato para transmitir eficientemente o peso do usuário para o solo, e na etapa de balanço uma alavanca retorna as

[2] http://www.springwalker.com/

molas ao estado inicial para o impacto. Uma pesquisa recente no MIT (GRABOWSKI e HERR, 2009), focou no desenvolvimento de um aparelho similar a aquele desenvolvido por Yagn, mas o objetivo deste não era acrescentar as capacidades de pulo, mas diminuir as demandas metabólicas de pulo contínuo. Neste caso as molas não possuem nenhum mecanismo de alavanca para modificar seu comportamento e através da experimentação os autores concluíram que o uso de mecanismos paralelos permite diminuir a quantidade de trabalho requerido e a demanda metabólica com respeito ao correr e pular não assistido.

(a) (b)

Figura 2.10 Exoesqueletos para reaproveitamento de energia, (a) Dispositivo desenvolvido por Yagn (YAGN, 1890). (b) Exoesqueleto MIT (GRABOWSKI e HERR, 2009)

Em 1989, fazendo uso do conceito de Sistema Híbrido Assistido HAS, o qual utiliza a Estimulação Elétrica Funcional ou FES junto com atuadores ou sistemas paralelos, (POPOVIC, TOMOVIC e SCHWITRLICH, 1989), desenvolveram um exoesqueleto utilizando pela primeira vez atuadores elétricos. A Figura 2.11 apresenta o diagrama biomecânico e o dispositivo construído com o objetivo de restaurar a marcha nos pacientes. Dentro dos resultados obtidos, mostrou-se que o dispositivo fornece potência aos músculos, permitindo aproveitar o movimento transmitido pelo usuário à maquina através dos sinais elétricos. Finalmente graças ao uso de atuadores cibernéticos o trabalho foi considerado um grande aporte na área das neuropróteses.

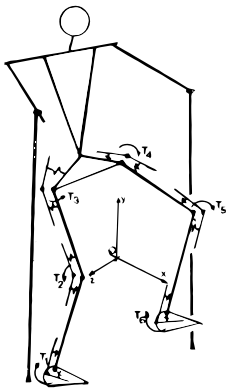


Figura 2.11 Modelo biomecânico e dispositivo desenvolvido por (POPOVIC, TOMOVIC e SCHWITRLICH, 1989)

Como abordagem de contorno aos problemas da terapia utilizando FES e visando reduzir a complexidade cinemática, o uso de uma órtese passiva controlada por freios foi apresentado em (GOLDFARB e DURFEE, 1996). A marcha foi atingida através da estimulação elétrica nos músculos do membro e os freios no quadril e joelhos modificavam a potência requerida em cada junta permitindo um controle dinâmico sobre cada articulação. A fadiga foi reduzida segurando os freios na etapa de apoio evitando a estimulação dos músculos, de forma que estes só foram utilizados para gerar o movimento do membro. Uma vantagem apresentada pelo uso de controles de freios é seu tamanho, consumo e eficiência a outros atuadores, algumas desvantagens é que o usuário deve utilizar um braço comprido que cubra as articulações do quadril e joelhos (Figura 2.12), o qual pode gerar pouca aceitação dentro da comunidade. Uma desvantagem do uso de FES é o consumo de corrente, pois a autonomia dos atuadores depende da capacidade da bateria, aumentando ou diminuindo sua portabilidade. O dispositivo desenvolvido oferece quatro graus de liberdade, flexão e extensão para o quadril, joelhos e tornozelo, e adução e abdução só para o quadril. Os freios são utilizados na flexão e extensão do quadril e joelho, enquanto a abdução e adução têm movimento livre para permitir ao usuário se equilibrar, evitando o contato das pernas. A cinemática do dispositivo está baseada no membro inferior humano, os torques a serem atingidos pelos freios são projetados de forma a permitir que a energia gerada pela marcha seja dissipada, enquanto as juntas sejam bloqueadas durante a contração muscular, assim gerando movimentação sem estimulo muscular. Os experimentos realizados levaram os autores

a concluírem que o protótipo pode ser aprimorado em relação ao peso e consumo de energia nos freios.

Figura 2.12 Protótipo de exoesqueleto ativado por FES (GOLDFARB e DURFEE, 1996)

Em 1997, (RUTHENBERG, WASYLEWSKI e BEARD, 1997) desenvolveram um protótipo de exoesqueleto para ajudar a pessoas com problemas físicos de locomoção a se movimentarem com maior facilidade, tendo como objetivo principal o estudo das forças geradas durante a operação do dispositivo. A obtenção das forças e seu entendimento através de sua transmissão desde o usuário para o aparelho permitiram obter parâmetros de projeto importantes como o pouco peso, fácil utilização, manutenção simples e não intrusiva. O sistema desenvolvido tinha um grau de liberdade, sua movimentação foi feita a partir de um motor, gerando o movimento da marcha. O propósito do protótipo foi controlar o movimento do quadril, através da geração de pontos fixos e de rotação na estrutura (Figura 2.13). Os resultados obtidos a partir do protótipo desenvolvido foram que a estrutura não aumenta o peso que dever ser suportado pelo usuário e que não há gasto excessivo de energia, também foi constatado que o torque requerido pelo aparelho é similar àquele produzido pelo corpo durante a marcha. A finalidade deste trabalho foi levar este dispositivo para uso em casa e ambientes de trabalho.

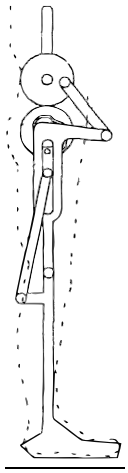


Figura 2.13 Exoesqueleto ortótico baseado na conversão de movimento rotacional para linear (RUTHENBERG, WASYLEWSKI e BEARD, 1997)

Levando em conta as dificuldades das pessoas com deficiência na hora de caminhar, subir ou descer escadas, em (KASAOKA e SANKAI, 2001) foi proposto o desenvolvimento de um sistema hibrido utilizando força mioelétrica para estimar a força do usuário e gerar a sequência de movimento. O sistema um mecanismo de quatro GL (Figura 2.14), sendo cada um deles acionados através de um motor CC com um sistema de transmissão mecânica constituída de um parafuso sem fim que permite converter o movimento linear em rotacional. Os dados são obtidos através de sensores angulares, de pressão, e mioelétricos, desta forma conhecendo-se assim as condições do operador.

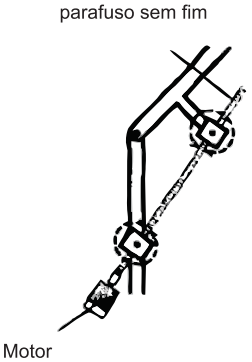


Figura 2.14 Mecanismo e protótipo apresentado em (KASAOKA e SANKAI, 2001) para o sistema HAL

O método de controle do sistema HAL está baseado na sequência das fases da marcha de forma que a fase 1 esta associada com o elevar da perna, seguido pelo passo, o deslocamento do peso, movimento do outro pé e finalmente elevação. Após a experimentação, os sinais mioelétricos permitirem no momento estimar as etapas de movimento, de forma que HAL consiga um movimento autônomo quando o usuário quer iniciar um deslocamento. A pesquisa do sistema HAL ainda encontra-se em pleno desenvolvimento, e atualmente o dispositivo permite não só tratar pessoas com deficiências, mas também oferecer incremento na força. No site do fabricante[3] o dispositivo (Figura 2.15) é oferecido para ser alugado no Japão.

Figura 2.15 Sistema HAL, dispositivo comercial 2010 (fonte da imagem: www.cyberdyne.jp)

Como parte de um estudo para diminuir as limitações mecânicas das órteses para marcha, em (GREENE e GRANAT, 2003) é mostrado que o alto consumo energético é a principal causa pela qual os dispositivos ortóticos são rejeitados pelo usuário, devido a que este problema está associado aos mecanismos compensatórios. Através da revisão de trabalhos similares, segundo a pesquisa de Greene, outros autores tinham focado no joelho como a articulação chave para melhorar o consumo de energia, e assim evitar a fadiga. Para provar a sua proposta, os autores desenvolveram um dispositivo ortótico sem mecanismos compensatórios, usando somente a flexão e extensão do joelho, junto com a dorsiflexão do tornozelo. Para utilizar a flexão das

[3] www.cyberdyne.jp

juntas na ausência de funções motoras e tendo em conta a necessidade de estabilizar o sistema durante a marcha, FES foi utilizada para ajudar ao dispositivo atingir o equilíbrio. O protótipo de órtese baseia-se no mecanismo apresentado na Figura 2.16, seu funcionamento permite flexionar o joelho e causar a rotação do tornozelo. Após a experimentação, foram encontrados problemas mecânicos na flexibilidade da junta do joelho que gerou dorsiflexão na etapa de apoio durante a marcha, na resistência apresentada dos materiais pelo atrito e qualidade dos rolamentos. Apesar de ser um protótipo as provas iniciais permitiram comprovar a utilidade do dispositivo através do treinamento de usuários, pois combinação da flexão do joelho junto com a dorsiflexão do tornozelo resulta como uma opção frente aos mecanismos compensatórios.

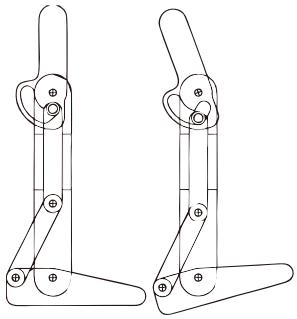


Figura 2.16 Protótipo de exoesqueleto ortótico para aproveitamento de energia no joelho (GREENE e GRANAT, 2003)

Baseando-se em situações terapêuticas onde são aplicados suportes parciais ou completos a um membro, com o objetivo de reduzir o efeito da gravidade durante o movimento do paciente, (AGRAWAL e FATTAH, 2004) propõe um mecanismo que permita balancear o peso da perna em todas as etapas da marcha. A compensação gravitacional tem sido utilizada em maquinaria industrial com o objetivo de reduzir o esforço realizado pelo atuador, algumas soluções utilizadas variam desde contrapesos (para diminuir as forças), molas (onde a energia potencial fica constante para todas as configurações), e paralelogramos (permitem fixar o centro de massa e equilibrar o sistema). A solução proposta pelos autores é de tipo híbrido já que está baseada no uso de paralelogramo e molas. Esta configuração pode ter várias molas e independentemente do número uma delas sempre estará conectada da cintura ao centro de massa da perna (localizado através de um paralelogramo) como mostrado na Figura 2.17.

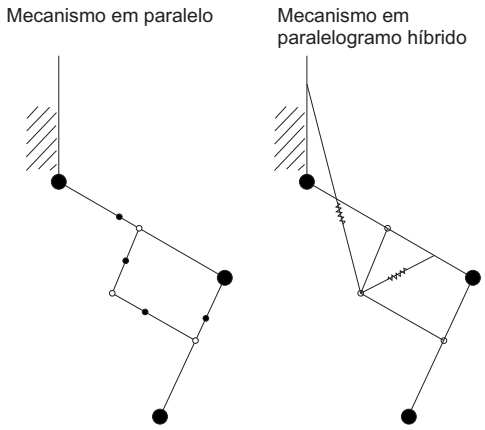


Figura 2.17 Exemplos de soluções para balanço de gravidade (AGRAWAL e FATTAH, 2004)

Para atingir o balanço, molas de longitude livre zero foram utilizadas (molas cujo comprimento em seu estado natural é zero), já que permitem a obtenção de uma energia potencial invariante, com o qual é garantida a estabilidade e o balanço. Após os experimentos com dois protótipos, um construído em madeira e outro em alumínio, e através da captura de informação eletromiografia, conclui-se que o a energia de ativação dos músculos foi menor quando o paciente utilizou o dispositivo ortótico.

Outros trabalhos do mesmo autor relacionados com este tipo de dispositivo abrangem de forma detalhada processo de projeto e análise do mecanismo (AGRAWAL e AGRAWAL, 2005), e aplicações em reabilitação (BANALA e AGRAWAL, 2005). No caso da reabilitação, o trabalho tomou um dispositivo passivo no qual a força não é gerada pelo usuário, mas, do dispositivo para o paciente (Figura 2.18), razão pela qual é preciso projetar a estratégia de controle para movimentar a perna segundo a prescrição do terapeuta. De forma passiva a compensação gravitacional por si só não remove os torques musculares passivos e inerciais, desta forma o primeiro controlador provê movimentos repetitivos de um padrão de marcha normal, este modo de operação atinge aos pacientes que sofrem de paraplegia. No caso de pacientes que podem exercer força, outra estratégia é utilizada, com exceção dos torques inerciais nas juntas, os demais são utilizados para compensar a técnica de balanço com um controle robusto. Finalmente para aquelas pessoas que têm um controle parcial de seu membro inferior, o controle mede o torque e proporciona o restante para completar o movimento. Após a

experimentação com uma perna falsa, os resultados permitiram observar que o dispositivo reduz os torques nos atuadores, os autores destacam que testes com pacientes são a etapa seguinte.

Figura 2.18 Protótipo para reabilitação (BANALA e AGRAWAL, 2005)

Considerando que o treinamento locomotor permite melhorar o desempenho e habilidades da marcha em pessoas com doenças neurológicas, e que as práticas mais comuns utilizam pesos e suportes onde é necessária ajuda externa. A pesquisa para o desenvolvimento de um dispositivo que permita guiar os membros por trajetórias pré-programadas através de estrutura complexa (i.e. The Lokomat[4]) é voltada para casos onde o paciente não tem nenhuma habilidade de marcha, permitindo superar os inconvenientes das técnicas de reabilitação manuais como apresentado em (SAWICKI, GORDON e FERRIS, 2005). Este sistema apresenta uma vantagem, pois o controle e as baterias não precisam estar inclusos dentro da estrutura exoesquelética já que seu uso foi limitado para ambientes fechados, permitindo ao terapeuta observação e análise em tempo real do paciente. O dispositivo construído apresentado na Figura 2.19, que dentre suas características destaca-se o pouco peso, portabilidade, amplitude de mobilidade normal dentro dos parâmetros da marcha. O foco desta órtese é o joelho e o tornozelo e sua construção é personalizada. Para a assistência do movimento, utilizam-se músculos artificiais pneumáticos que provêm o torque de flexão e extensão em cada junta. Para o controle da órtese, foram implementadas três técnicas, a primeira utiliza um interruptor na base do pé para ativar e desativar os músculos, de forma que na hora que há contato como o solo o atuador é contraído e vice-versa; a outra técnica toma sinais miográficos para a ativação dos músculos artificiais; e

[4] www.hokoma.ch

finalmente tendo em conta pessoas com paralisia parcial, foi desenvolvido um controle de mão baseado em botões através do qual são controlados os músculos artificiais.

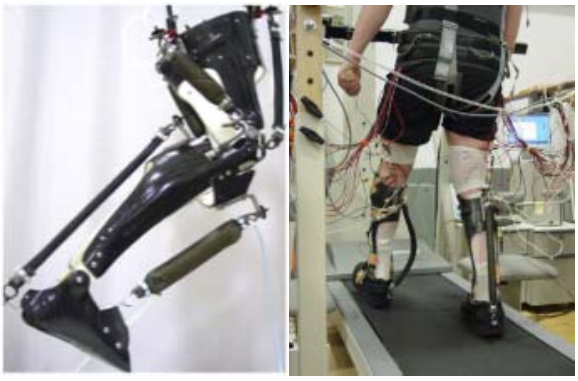


Figura 2.19 Dispositivo proposto por (SAWICKI, GORDON e FERRIS, 2005)

Para o trabalho desenvolvido em (OGATA, KARATO, *et al.*, 2006), os pesquisadores levaram em conta o número de pessoas no Japão com deficiência para caminhar e os problemas que certos exoesqueletos induzem no equilíbrio do usuário, dentre os quais estão os balanços indesejados para frente ou para as costas. Para solucionar estes problemas, os autores desenvolveram o *HartWalker* que é composto por uma órtese tipo KAFO, um carrinho de quatro rodas e um suporte para as costas como mostrado na Figura 2.20 (desta forma evitando o balanço indesejado). Nos casos em que o usuário não tenha força muscular, o sistema permite o acoplamento do músculo artificial de McKibben (atuador baseado na pneumática). Para a calibração do sistema, dados sobre marcha normal foram utilizados, mas devido ao corpo humano controlar cada junta de forma independente, o padrão de marcha para o dispositivo foi obtido através de tentativa e erro. Apesar da marcha poder ser levada de forma natural, os resultados permitiram ver varias situações de instabilidade devido a mudanças no solo e peso.

Figura 2.20 Sistema de reabilitação baseado no HartWalker proposto por (OGATA, KARATO, *et al.*, 2006)

2.2.3 Comparação entre Exoesqueletos Existentes

Com a finalidade de destacar algumas das características dos exoesqueletos pesquisados previamente, a Tabela 2.2 permite ver como a maioria dos dispositivos apesar de apresentar diferentes graus de liberdade, sistemas de acionamento e soluções diferentes para assistir movimentos de membro inferior, todos ficaram somente na pesquisa e fora do mercado. Por outro lado, o HAL, apesar de ter um alto custo e seu uso estar restrito ao Japão encontra-se em etapa de produção e continuo desenvolvimento. Em conjunto com outros dispositivos não documentados na literatura por estar sendo desenvolvidos para concorrer com o HAL. O exoesqueleto Elegs[5] vem sendo desenvolvido pela Berkley Bionics desde o ano 2007 com previsão de ser produzido para o mercado em 2013 após terminar testes clínicos, este dispositivo permite acrescentar a força do usuário e permite ser utilizado como ferramenta para reabilitação em conjunto com umas muletas para ajudar ao usuário a manter o equilíbrio. Outro dispositivo em desenvolvimento comercial é o ReWalk[6], que vem sendo desenvolvido desde o ano 2007 e com previsão de disponibilidade a partir do ano 2011 conforme os testes clínicos realizados com sucesso.

[5] bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/elegs™/

[6] http://www.argomedtec.com

Tabela 2.2 Comparação dos exoesqueletos pesquisados

Dispositivo	GL	Acionamento	Custo	Disponibilidade no mercado
MIT exoesqueleto (GRABOWSKI e HERR, 2009)	2	Molas	-	Só pesquisa
(POPOVIC, TOMOVIC e SCHWITRLICH, 1989)	3	FES	-	Só pesquisa
(GOLDFARB e DURFEE, 1996)	2	Motor	-	Só pesquisa
(RUTHENBERG, WASYLEWSKI e BEARD, 1997)	1	Motor	-	Só pesquisa
(KASAOKA e SANKAI, 2001)	6	Motor	$4200USD venda $1000USD alguguel	Exclusivo no Japão
(GREENE e GRANAT, 2003)	2	FES	-	Só pesquisa
(BANALA e AGRAWAL, 2005)	2	Passivo/Motor e molas	-	Só pesquisa
(SAWICKI, GORDON e FERRIS, 2005)	2	Motor e molas	-	Só pesquisa
HartWalker (OGATA, KARATO, *et al.*, 2006)	2	Motor	-	Só pesquisa

2.3 Realidade Virtual

A realidade virtual é uma interface gráfica 3D gerada por computador que permite ao usuário interagir com ela através de seus sentidos. O objetivo da realidade virtual é criar uma simulação, na qual as imagens são geradas através de computador são utilizadas para obter um ambiente realista que responde às entradas do usuário (BURDEA e COIFFET, 2003).

Para obter-se sucesso no desenvolvimento de um sistema utilizando o conceito de RV, torna-se imprescindível que o grau de interatividade através das interfaces de usuário e o ambiente de imersão a partir da realimentação nos sentidos, para estimular ao usuário em acreditar na experiência virtual. Estas duas propriedades interagem entre si fornecendo realismo

ao usuário durante a navegação e interação com o mundo virtual. Por isto, no caso de ocorrência de falha como um baixo número de quadros por segundo no renderizado ou retardos na sincronia da informação dos comandos com a realimentação visual, a interatividade e a imersão podem gerar desconforto para o usuário resultando em dor de cabeça e enjoo.

No caso da imersão visual as imagens geradas através do computador podem ser utilizadas de forma completa ou parcial, isto varia conforme o grau de realidade ou virtualidade na cena como observado na Figura 2.21.

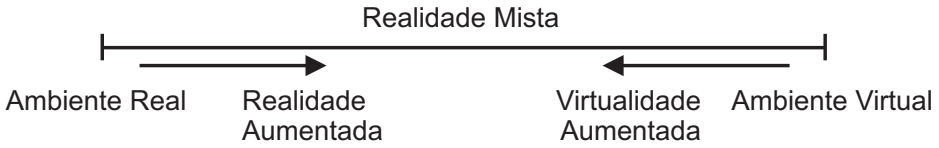


Figura 2.21 Do ambiente virtual para o real (MILGRAM e KISHINO, 1994)

2.3.1 Conceitos Básicos e História

A RV começou em 1962 quando Morton Heiligh inventou o Sensorama, cujo principio de funcionamento tomou um vídeo 3D obtido a partir de uma filmagem realizada com duas câmaras (uma junto à outra), som estéreo, aromas, efeito de vento e uma cadeira móvel. Entretanto nessa época a ideia teve pouca receptividade, este trabalho abriu o caminho para o desenvolvimento dos primeiros HMD, mas foi Ivan Sutherland quem utilizando um CRT programou o primeiro HMD descobrindo as possibilidades de utilizar imagens geradas através de computador para alimentar visualmente ao usuário. Nessa ocasião, Sutherland afirmou que no futuro o sentido do tato seria necessário para que os usuários tocassem em objetos virtuais. Em 1971, Frederick Brooks Jr. e colegas da Universidade da Carolina do Norte simularam forças no momento de colisão de um braço robótico, trabalho que serviu como referência para a tecnologia háptica atual.

Nos anos 70 e 80 o maior desenvolvimento da realidade virtual foi apresentado pela necessidade de redução de custos dos simuladores de voos, pois quando o modelo de uma

aeronave era descontinuado, o simulador também era descontinuado. Foi nesta década que um simulador implementado com imagens geradas por computador permitiu o desenvolvimento de sistemas mais econômicos e configuráveis para diferentes aeronaves.

De acordo com os avanços em pesquisa e desenvolvimento e as necessidades específicas de cada aplicação que utilize RV, podem-se definir alguns componentes básicos necessários para implementar um sistema de RV como apresentado na Figura 2.22.

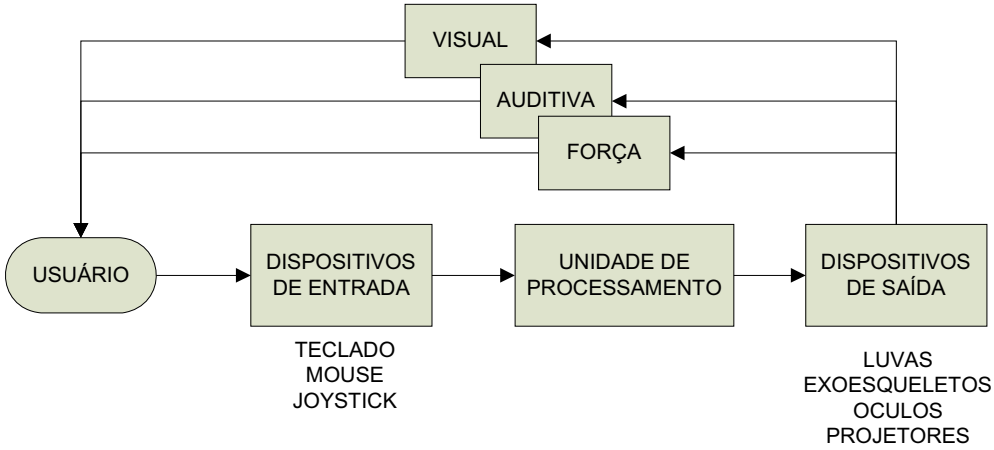


Figura 2.22 Dispositivos de um sistema de realidade virtual (BURDEA e COIFFET, 2003)

Os dispositivos de RV são classificados de várias formas, uma delas é em componentes de entrada e saída como mostrado na Tabela 2.3. Os componentes de entrada permitem utilizar a informação capturada pelo usuário para interagir com o ambiente virtual, enquanto as saídas permitem a imersão do usuário através de realimentação visual, de força ou de som.

Tabela 2.3 Dispositivos de entrada e saída de um sistema de RV

Entrada	Saída
Mouse	Visuais: Projetores, LCD, HMD, Shutter glasses, Anaglifo, Óculos polarizados.
Joystick	Auditivas
Exoesqueletos	Realimentação de força
Hápticos	

Outra classificação dos dispositivos pode ser realizada segundo a medição das mudanças de posição e orientação de um objeto (este tipo de aparelho é definido como tracker), utilizado nos dispositivos de entrada (BURDEA e COIFFET, 2003). A Tabela 2.4 relaciona os diferentes tipos de tracking com suas vantagens e desvantagens.

Tabela 2.4 Dispositivos de tracking utilizados em RV

Dispositivo de tracking	Vantagens	Desvantagens
Mecânico	Não é afetada por interferência magnética, ou obstrução no campo de visão.	A precisão depende da resolução dos sensores. Faixa de movimento pela estrutura mecânica
Magnético	Dispositivo não intrusivo. Não precisa linha de visão direta entre o emissor e o receptor.	É afetado por interferência magnética e metálica.
Ultrassom	Dispositivo não intrusivo. Não é afetado por interferência magnética ou elétrica.	Afetado pela umidade, fontes de ultrassom e ruído. Linha de visão direta necessária entre o emissor e receptor.
Ótico	Não intrusivo. Não é afetado por interferência magnética. Menor latência e maior transmissão.	Lina de visão direta é necessária entre o emissor e receptor.

Recentemente dispositivos de tipo inercial que permitem medir a mudança na orientação e translação de um objeto estão sendo utilizados para realizar tarefas de tracking. Na atualidade esses trackers baseiam-se em estruturas que utilizam sistemas microelectromecânicos. Esses sensores podem medir quando e quanto muda a orientação ou velocidade angular através dos giroscópios de tipo Coriolis que captam dados no *yaw*, *pitch* e *roll* junto com a velocidade angular ω, a partir da qual obtêm-se os ângulos de orientação. Outro tipo de tracker inercial é baseado em acelerômetros de estado sólido que permitem conhecer a mudança na velocidade translacional ou aceleração com a dupla integração da posição do objeto. Conforme as tecnologias de computação e o desenvolvimento de hardware têm avançado, a RV começou a ficar no foco de interesse de várias áreas de conhecimento.

2.3.2 Realidade virtual em reabilitação

Em (WHITNEY, SPARTO, *et al.*, 2002), é apresentado o potencial da RV na área da reabilitação já que é oferecido um ambiente que parece e se sente real através dos dispositivos de entrada e saída. Estes dispositivos devem ser selecionados ou projetados tendo em conta taxas de transferência de dados, conforto e funcionalidade para garantir uma boa interação do usuário. O impacto da RV pode ser apreciado conforme ela vai abrangendo diferentes áreas da reabilitação que envolvem déficits cognitivos e metacognitivos (PUGNETTI, MENDOZZI, *et al.*, 1998), (MORRIS, KOTITSA, *et al.*, 2008), déficits motores (MERIANS, JACK, *et al.*, 2002), (SVEISTRUP, 2004), e deficiências físicas (WEISS, BIALIK e KIZONY, 2003). O uso para reabilitação não está limitado só ao aspecto médico, tarefas diárias como utilizar elementos da cozinha, ou integrar-se em ambientes desconhecidos também permitem realizar inclusão social dos usuários (LEE, KU, *et al.*, 2003).

Os atributos que fazem da RV uma ferramenta adequada para seu uso são:

- A oportunidade por um aprendizado ativo e experiencial que motiva ao participante (MANTOVANI e CASTELNUOVO, 2003) (WHITNEY, SPARTO, *et al.*, 2002);
- A habilidade do terapeuta para medir objetivamente o comportamento dentro de um ambiente seguro controlado (RIZZO, BUCKWALTER e DER, 2002);
- A personalização do ambiente para cada paciente, permitindo aumentar a dificuldade ou repetições das tarefas;
- Na tele-reabilitação o paciente consegue realizar o exercício sob o monitoramento dos assistentes de terapeuta, isto reduz os custos de ter que viajar a grandes cidades e disponibiliza a informação para seguir mais de perto a evolução do tratamento (POPESCU e BURDEA, 2000);
- A disponibilização de ambientes controlados permite que os usuários sejam tratados sem a necessidade de serem expostos, e sofrer discriminações ou ficarem nervosos em público (RIZZO, BUCKWALTER e DER, 2002).

Considerando os atributos da RV, a mesma é utilizada como ferramenta nos seguintes casos:

- Tratamento de fobias através da terapia de exposição na qual o paciente confronta seus temores num ambiente controlado pelo terapeuta (HODGES, ANDERSON, *et al.*, 2001);
- Redução da sensação de dor através da distração do paciente com a realização de tarefas num ambiente virtual, durante o curativo de queimaduras (SHARAR, MILLER, *et al.*, 2008), (HOFFMAN, PATTERSON e CARROUGHER, 2000);
- Tratamento através de punção no qual a atenção do paciente é focada na interação com um ambiente virtual tirando a atenção do procedimento realizado (SANDER, ESHELMAN, *et al.*, 2002), (REGER, RIZZO, *et al.*, 2003);
- Em pacientes com deficiência dos sentidos a RV permite fortalecer, compensar e desenvolver habilidades para realizar a inclusão social dos mesmos (SANCHEZ, JORQUERA, *et al.*, 2000), (YU e BREWSTER, 2002);
- Reutilização do hardware, por exemplo, um HMD pode ser utilizado para tratamento de fobias, estresse pós-traumático e crianças com déficit de atenção; as luvas podem ser usadas tanto para reabilitação motora como para monitorar movimentos e melhorar a coordenação olho-mão (POPESCU e BURDEA, 2000);
- Interatividade e motivação aos estímulos gratificantes recebidos durante a navegação e interação com o ambiente virtual, motivando ao paciente a continuar com a terapia (DHURJATY, 2001)

Apesar dos avanços e aplicativos desenvolvidos integrando a RV na área da reabilitação, os resultados das pesquisas permitiram definir alguns desafios e limitantes. Em (WHITNEY, SPARTO, *et al.*, 2002) um dos maiores desafios está nos custos dos dispositivos para RV que permitem garantir uma experiência imersiva perto do real, apesar de que a eletrônica e a computação já houvessem evoluído consideravelmente para oferecer maior realismo e interação nos ambientes virtuais, os preços para adquirir equipamento de projeção e imersão limitam a massificação da RV. Por esta razão vários pesquisadores desenvolvem aplicativos de RV

baseados em equipamentos de uso pessoal como computadores, notebooks e interfaces para videogames que permitem conseguir resultados aceitáveis tendo especial cuidado com a qualidade da realimentação, processamento de dados e interação com o usuário.

Outro desafio da RV está na sua aceitação clínica devido à atitude dos terapeutas. Este é um fator importante, pois existe uma má concepção quando a RV refere-se, já que o uso destas tecnologias não exclui o terapeuta ou o médico, mas ela os complementa e beneficia finalmente ao paciente e sua família, como foi apresentado no estudo realizado em (HOLDEN e TODOROV, 2002).

2.3.3 Dispositivos Baseados em Locomoção

A pesquisa e desenvolvimento relativo a dispositivos baseados em locomoção tem-se focado em seu uso como ferramenta de interação para treinamento em atividades médicas, prática de rotas de evacuação, treinamento esportivo, ou como dispositivo de interface humana para interagir com ambientes virtuais.

Um dos primeiros aplicativos foi desenvolvido por (BROOKS, 1986), a idéia nasceu da necessidade de caminhar num ambiente gerado pelo computador como parte de um percurso dentro de prédios virtuais. O objetivo desse trabalho foi levar o usuário mais perto das suas necessidades através da navegação dentro do modelo virtual, que represente de forma realista o que o usuário esta procurando.

2.3.3.1 Dispositivos Baseados em Esteira

Na busca de oferecer sensações realistas através de sistemas de visualização e dispositivos interativos, em (HIROSE e YOKOYAMA, 1992) foi estudado o campo visual humano e

proposto um aplicativo com o objetivo de disponibilizar um ambiente virtual navegável que ofereça maior realismo. Um dos aspectos relevantes no trabalho é o referente ao modo de visão do ser humano, o qual pode ser estático quando a cabeça do usuário está fixa, ou dinâmica quando o usuário move a cabeça de forma aleatória. Após alguns testes, foi determinado que para obter uma imersão realista com um campo de visão estático, este não poderia ter menos de 20 graus, e para gerar uma sensação mais realista este ângulo deveria estar entre 80 e 100 graus. Para evitar os problemas do campo de visão estático, o autor utilizou um HMD já que proporciona através do sensor de posicionamento a informação relacionada com o movimento do usuário. O maior inconveniente deste dispositivo é a sincronização entre o movimento do usuário e a imagem no visor, já que após a realização de alguns testes, a diferença de tempos afeta ao usuário gerando sensação de enjoo e náusea. Para solucionar a desvantagem da comunicação com HMD, foi proposto o desenvolvimento de um domo virtual com o objetivo de que o movimento da câmera e o movimento do usuário sejam assíncronos para que a desempenho seja constante. Um aspecto interessante a destacar é que para gerar o ambiente de navegação, o autor utiliza imagens obtendo um ambiente pseudo 3D, o qual dá para o usuário a sensação de imersão e realismo. Finalmente, como meio de deslocamento foi utilizada uma esteira para treinamento físico como dispositivo de interação para melhorar a interação dentro das cúpulas virtuais como é apresentado na Figura 2.23.

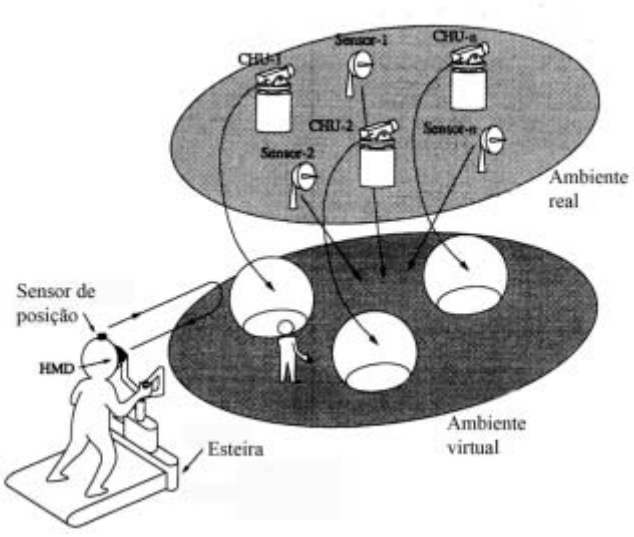
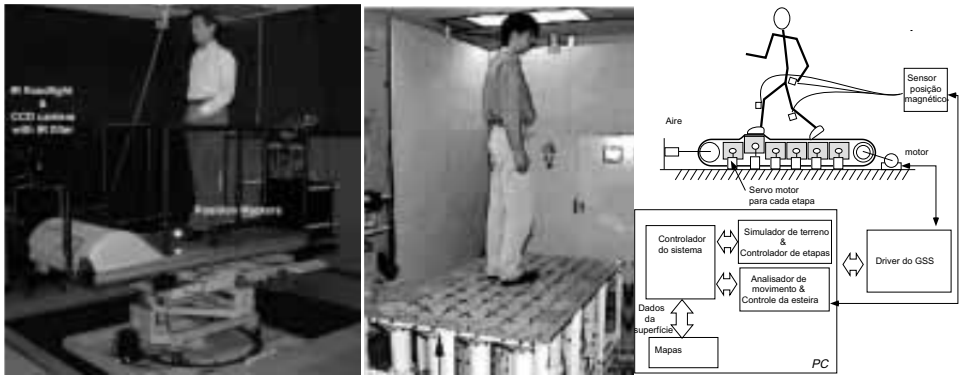


Figura 2.23 Sistema de Domo Virtual com Esteira (HIROSE e YOKOYAMA, 1992)

Em (NOMA, SUGIHARA e MIYASATO, 2000) o desenvolvimento do dispositivo é focado no deslocamento e na simulação de um piso não uniforme. Para solucionar o primeiro problema, os autores fizeram uso de uma esteira fixa sobre uma mesa rotativa (ver Figura 2.24a), com o propósito de garantir uma marcha natural e oferecer uma sensação de omnidirecionalidade apesar de só se deslocar num sentido. Para controlar a velocidade da esteira o uso de marcadores refletivos por IR permitiram seguir as posições dos pés, da mesma forma, os dados recebidos permitem girar a mesa na hora que o usuário muda de direção quando está caminhando. Para gerar a sensação de não uniformidade no chão, o sistema proposto pelos autores está composto por atuadores e painéis hexagonais que foram projetados para dar uma maior resolução do chão e que pudessem representar o terreno virtual (Figura 2.24b). Finalmente das duas partes do projeto, o resultado foi à implementação do simulador com utilização de uma esteira, tomando as propriedades dos dispositivos descritos. Para garantir as mudanças no terreno, uma série de cilindros e servomotores fazem que a faixa elástica mude sua altura (Figura 2.24c)

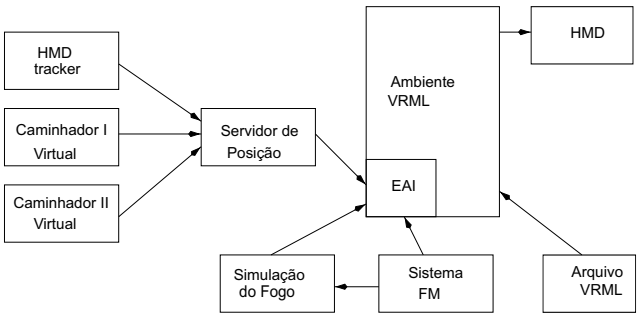


(a) Interface ativa para autolocomoção (b) Alive Floor (c) Simulador de superfície terrestre

Figura 2.24 Dispositivos para simulação de chão (NOMA, SUGIHARA e MIYASATO, 2000)

Em (JUNG e HAULSEN, 1999), os autores tomam como base o interesse em treinamento de evacuação em prédios para desenvolver um sistema imersivo que permita simular tais procedimentos. No caso dos prédios, a RV permite disponibilizar um ambiente no qual os projetistas podem corrigir falhas nos espaços, iluminação, rotas de evacuação, entre outros. A arquitetura do sistema proposto é apresentada na Figura 2.25a, desta pode-se perceber que o sistema visual utiliza um HMD. Os autores utilizam um tracker para determinar a direção de

deslocamento no ambiente virtual. Para gerar o ambiente virtual foi utilizado o VRML, mas devido as suas limitações em realismo o uso de som foi importante para incrementar a imersão. Na interação, os primeiros testes feitos com dispositivos de mão mostram a falta de realismo na simulação, por isto integrou-se uma esteira como dispositivo de entrada. Após a realização de alguns testes, a esteira apresentou um problema, pois havia a necessidade de se utilizar uma barra para o equilíbrio corporal, limitando os movimentos normalmente apresentados por uma pessoa durante um processo de evacuação. A solução foi construída a partir de um dispositivo elíptico (Figura 2.25b), o qual foi modificado para medir os movimentos do usuário, as vantagens oferecidas estão nos custos e os resultados por parte de usuários que consideraram a solução como intuitiva e realista. A possibilidade de incluir realimentação de força foi inserida como parte de trabalho futuro, pois segundo os testes, isso aumentaria a sensação de imersão.



(a) Arquitetura do sistema

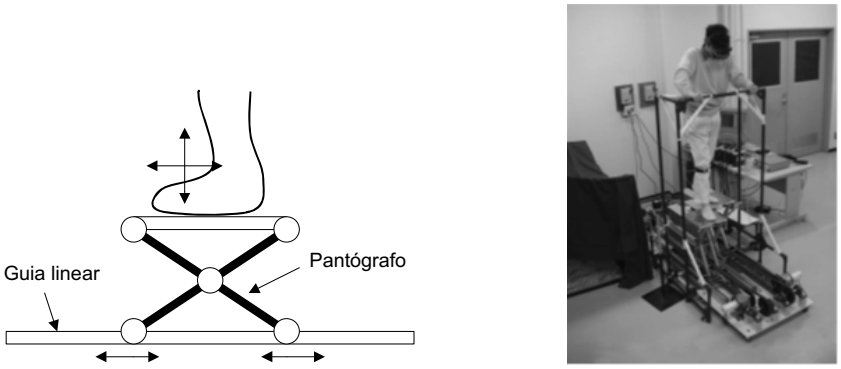
(b) Sistema elíptico de locomoção

Figura 2.25 Sistema proposto em (JUNG e HAULSEN, 1999)

2.3.3.2 Dispositivos Baseados em Estruturas Robóticas

Continuando com a evolução dos dispositivos de locomoção, a importância de oferecer terreno não uniforme inspirou o desenvolvimento das interfaces que apresentam essa característica como é apresentado em (IWATA, YANO e NAKAIZUMI, 2001). A consideração de espaços de deslocamento irregulares representa um tema de interesse nos dispositivos de

marcha já que os ambientes com os quais o ser humano interage tem objetos como escadas, obstáculos e variações no terreno. A primeira abordagem dos autores para solucionar o problema foi projetar um dispositivo de tipo pantógrafo de dois GL para deslocar o pé vertical e horizontalmente como mostrado na Figura 2.26a. Devido à natureza do mecanismo, a omnidireccionalidade não foi implementada neste protótipo, sendo o primeiro modelo construído o apresentado na Figura 2.26b.



(a) Mecanismo tipo Pantógrafo (b) Primeiro protótipo Gaitmaster

Figura 2.26 Gaitmaster unidirecional (IWATA, YANO e NAKAIZUMI, 2001)

Continuando com o desenvolvimento do dispositivo denominado *Gaitmaster*, em (IWATA, YANO e NAKAIZUMI, 2001) a omnidireccionalidade estabelece o parâmetro de projeto mais relevante. A mudança na direção da marcha é proporcionada por uma mesa giratória que está posicionada abaixo do sistema, e para gerar a sensação de não uniformidade no chão, os autores desmontaram uma plataforma de Stewart e utilizaram três atuadores para criar o movimento de cada pé como mostrado na Figura 2.27. Devido às inclinações dos terrenos onde as pessoas podem caminhar, os movimentos de *roll* e *pitch* não foram considerados pelos autores. Para validar o dispositivo foram comparadas as forças geradas no momento de subir ou descer uma escada, com aquelas apresentadas na hora de realizar as mesmas ações no *Gaitmaster*, o qual deu como resultado uma semelhança na execução dos dois movimentos.

Figura 2.27 *Gaitmaster*, protótipo omnidirecional (IWATA, YANO e NAKAIZUMI, 2001)

2.3.3.3 Dispositivos Para Reabilitação

Na medicina, o uso de esteiras em reabilitação tem aumentado devido ao sucesso que prove no momento de ser integrada com a terapia em casos de deficiências motoras onde a mobilidade do paciente melhora de forma considerável (WERNIG, NANASSY e MULLER, 1999), (HESSE, BERTELT, *et al.*, 1995). Dentro das desvantagens deste meio de reabilitação, tem-se que durante as primeiras fases de terapia, o terapeuta deve assistir o movimento do paciente (isto acontece no caso de lesões na medula espinhal), este movimento permite a ativação muscular que estimula a espinha pelo qual representa uma fase de grande importância. O processo de guiar estes movimentos gera uma grande fadiga, sessões curtas e que nem sempre a entrada estimulada pelos terapeutas seja constante em cada terapia devido à experiência individual de cada um deles, fazendo que o proveito da assistência manual seja menor.

Tomando como base possíveis aplicações em reabilitação da marcha, avaliação de projeto virtual, treinamento, tratamento de fobias e exercícios, em (YOON, RYU e BURDEA, 2003) é proposta uma interface de locomoção que sirva para os ambientes previamente descritos. A estrutura proposta tem três GL por cada pé permitindo satisfazer as condições naturais de marcha, como apresentado na Figura 2.28. O dispositivo planar tem três juntas de revolução seriais que possuem um maior espaço de trabalho, os servomotores geram força suficiente para

evitar que o usuário escorregue e ajudam a reposicionar o pé para permitir uma marcha contínua. A estrutura toda foi construída com materiais leves para minimizar a inércia em conjunto com o uso de rolamentos para reduzir o atrito entre peças. O suporte para o pé tem três juntas prismáticas que permitem simular superfícies não uniformes e devido a que os trackers magnéticos estão posicionados no pé. Já que uma das aplicações está na reabilitação, uma medição da força no pedal é feita para monitorar as condições do paciente. Para a realização dos testes, um cinto de segurança foi utilizado sobre o usuário, uma barra para ajudar a manter o equilíbrio está ao alcance da mão. Os testes permitiram observar que o controle não atrapalha o movimento da marcha na fase de balanço e os autores propõem ainda continuar com o desenvolvimento para estudar com mais profundidade os efeitos sobre o usuário.

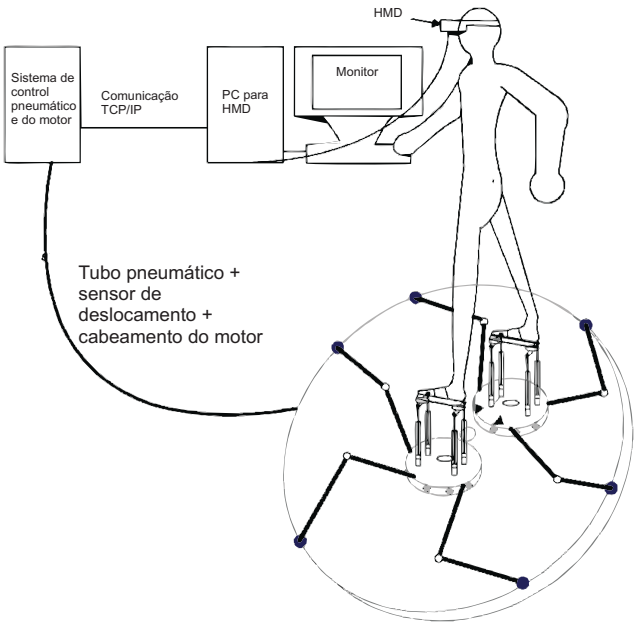


Figura 2.28 Interface de locomoção proposta por (YOON, RYU e BURDEA, 2003)

Em (COLOMBO, JOERG, *et al.*, 2000) foi proposto o desenvolvimento de uma órtese para marcha com a finalidade de melhorar o processo de reabilitação utilizando esteiras, provendo assistência mecânica automatizada no treinamento superando as desvantagens da sua contraparte manual. Esta órtese sustenta o paciente pelo peito, cintura e pernas como mostrado na Figura 2.29. O dispositivo é projetado para o uso e treinamento de usuários com diferentes doenças. Devido à utilização do aparelho ser voltada para pessoas com falta de estabilidade no

tronco é empregado um paralelogramo rotativo que permite movimentos verticais, mas não laterais das costas. Esta configuração simplifica o controle das pernas, já que o movimento ocorre só no plano sagital e facilita o tratamento de tetraplégicos devido a não precisarem manter uma postura vertical. Para gerar movimento adequado que estimule corretamente a medula espinhal, os dados de entrada devem ser similares aos da marcha normal para que os atuadores movimentem as articulações, embora o paciente sofra de hipertrofia muscular. Para treinar de forma efetiva os pacientes, todas as juntas são controladas de forma independente, onde é implementado um laço de controle de posição em cada atuador. Como resultado foi obtida uma realimentação positiva depois de usar a órtese e o único desconforte documentado foram lesões na pele devido a um mau ajuste do exoesqueleto, o qual também apresentou pequenos deslocamentos no usuário causando folgas nas articulações.

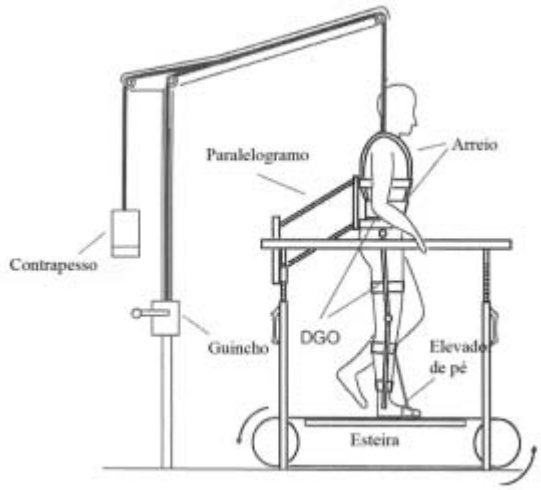


Figura 2.29 Protótipo de órtese integrada com esteira (COLOMBO, JOERG, *et al.*, 2000)

Após avanços em pesquisa e desenvolvimento, com o objetivo de melhorar a terapia, o conhecimento do desempenho do usuário toma grande importância por seu impacto na terapia, pois permite corrigir os movimentos e gera motivação. Comumente essa informação é derivada de observação visual e auditiva (chamadas de tipo intrínseco) do ponto de vista do usuário ou por fontes externas como de um treinador ou terapeuta (meios extrínsecos). Melhorando o

dispositivo apresentado em (COLOMBO, JOERG, *et al.*, 2000) nasceu o *Lokomat*[7] apresentado em (LUNENBERGUER, COLOMBO e RIENER, 2007). Neste dispositivo, para capturar a informação do paciente foram calculados os valores para cada articulação através dos torques durante as fases de balanço e apoio simples. A informação processada é mostrada no monitor do paciente e do terapeuta, onde é possível ver o desempenho e tomar as ações necessárias para melhorar a terapia, este sistema desenvolvido é apresentado na Figura 2.30.

Figura 2.30 Lokomat (LUNENBERGUER, COLOMBO e RIENER, 2007)

No trabalho apresentado em (FUNG, RICHARDS, *et al.*, 2006), os autores tomam como base para o desenvolvimento de um sistema para reabilitação, a necessidade de através da repetição de movimentos recuperarem habilidades motoras. A RV torna-se importante devido ao fato de poder gerar informação sensorial artificial, já que os ambientes virtuais oferecem desafios como obstáculos, um solo não uniforme, objetos em movimento e planejamento dentro da locomoção. O sistema é composto por óculos estéreos, cinto de segurança, esteira motorizada, plataforma de seis GL e sistema de projeção posterior. O ambiente é controlado por um software de cenários para reabilitação assistida por computador. A informação do paciente é capturada por sensores magnéticos no seu corpo e suas pernas de forma que podem ser detectadas colisões e interações no ambiente virtual. Um diagrama esquemático é apresentado na Figura 2.31, dentro é possível ver os diferentes dispositivos do sistema proposto pelos autores. Para a realização dos testes, dois pacientes que sofreram trauma participaram dos experimentos, os quais permitiram demonstrar que através do uso do sistema proposto, eles conseguem melhorar a velocidade de

[7] www.hokoma.ch

marcha e se adaptar melhor ao ambiente. Baseando-se no que foi observado, foi concluido que sistemas com maior autonomia são indispensáveis para melhorar as sessões de reabilitação, e concluem que o uso da RV permite atingir esse objetivo.

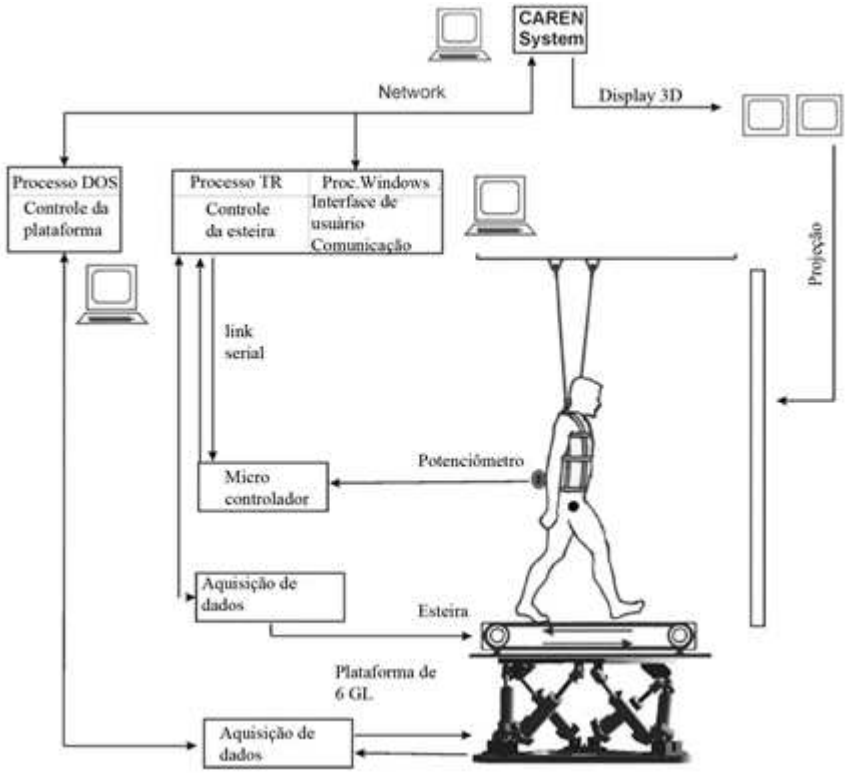


Figura 2.31 Sistema de reabilitação proposto em (FUNG, RICHARDS, *et al.*, 2006)

2.3.4 Análise dos Dispositivos Baseados em Locomoção

Os dispositivos de RV baseados em locomoção apresentaram diversas estruturas para interagir com ambientes virtuais. Cada um dos trabalhos pesquisados propôs soluções complexas ou simples para o problema do deslocamento virtual baseado nos movimentos do membro inferior. Segundo o aplicativo o foco da pesquisa varia na interação com o chão, apresentado trabalhos onde o realismo é atingido implementado estruturas que fornecem uma realimentação variando a inclinação ou simulando irregularidades no terreno; em outros casos o foco foi centrado no ambiente virtual e como elemento de deslocamento dispositivos de baixo custo como esteiras e máquinas elípticas foram utilizados; e finalmente, alguns trabalhos onde a ênfase era a reabilitação foram utilizadas as estruturas robóticas para assistir a movimentação. Dos

dispositivos pesquisados. Vale a pena destacar que somente o Lokomat® desenvolvido por (LUNENBERGUER, COLOMBO e RIENER, 2007) está disponível no mercado restrito à venda em certos países apresentando um custo de aproximadamente $150.000USD.

2.4 Considerações Finais do capítulo

O presente capítulo de revisão bibliográfico permitiu abranger conceitos relacionados com a biomecânica e anatomia do membro inferior assim como os trabalhos mais relevantes nas áreas da robótica para o corpo humano e RV aplicadas à reabilitação do membro inferior. Os trabalhos pesquisados permitiram ver como a partir dos dados biomecânicos e a anatomia do membro inferior, dispositivos robóticos e ambientes virtuais para diferentes tipos de reabilitação podem ser projetados como mostrado na Figura 2.32. Isto permitiu enxergar uma grande oportunidade na integração e desenvolvimento de dispositivos para membro inferior em ambientes virtuais a qual está tomando força segundo a literatura pesquisada.

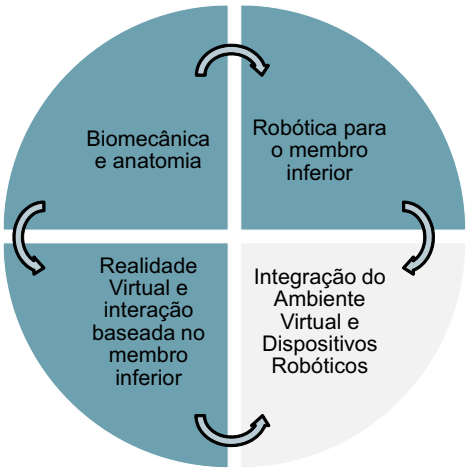


Figura 2.32 Áreas do estado da arte pesquisado

No próximo capítulo desta tese é apresentada a análise biomecânica do membro inferior, onde é realizado a modelagem cinemática e a geração de trajetórias como elementos básicos no desenvolvimento do dispositivo para membro inferior e interação com o ambiente virtual.

3 ANÁLISE BIOMECÂNICA, MODELAGEM E CINEMÁTICA DO MEMBRO INFERIOR

Considerando-se as características do membro inferior apresentadas nos conceitos básicos, sabe-se que cada articulação (quadril, joelho e tornozelo) possui 2 graus de liberdade que permitem executar os movimentos de flexão/extensão e abdução/adução. Para estabelecer o modelo matemático que permita solucionar o problema cinemático e de trajetórias, é preciso caracterizar e escolher quais propriedades são a base para iniciar a análise desejada.

3.1 Simplificação do Membro Inferior

Apesar de que membro inferior tem 2 GL por cada articulação, os movimentos mais significativos são flexão e extensão que permitem a realização da marcha e exercícios para fortalecimento e recuperação da mesma (HAMILL e KNUTZEN, 2008). Por esta razão é possível simplificar o modelo e análise do membro inferior considerando só 1 GL por cada articulação.

Os primeiros parâmetros a definir são as relações antropométricas dos segmentos do membro inferior, estas podem ser calculadas de duas formas, através de tabelas antropométricas baseadas em estudos estatísticos (INMAN, RALSTON e TODD, 1981) ou medições feitas diretamente sobre uma pessoa. Na Tabela 3.1 são apresentados os dados para o membro inferior obtidos das duas formas previamente descritas. Existem trabalhos na literatura como (HUANG, YOKOI, *et al.*, 2001) onde os cálculos baseados na estatística permitiram o desenvolvimento de trajetórias para um robô bípede. Nos casos do desenvolvimento de robótica para o membro inferior, as medidas calculadas estatisticamente apresentam diferencias significativas até de 1 cm com aquelas da pessoa na qual foram baseados os cálculos. Devido a esta diferencia e lembrando as características dos exoesqueletos, a partir deste ponto serão utilizados somente os valores medidos da pessoa com a finalidade de garantir que o dispositivo não causará desconforto nem irregularidades na movimentação.

Tabela 3.1 Medidas antropométricas

Segmento	i	l_i (m)	Media calculada (m)	Valores medidos de pessoa (m)
Pélvis	0	0.10059	1.95	-
Membro inferior	1	l_3+l_4	0.8343	0.8343
Corpo superior	2	0.47	0.91	-
Coxa	3	0.23667	0.4631	0.4631
Perna	4	0.24556	0.3712	0.3712
Tornozelo – base do pé (l_{an})	-	0.03846	0.075	0.0812
Tornozelo – calcanhar	-	0.04853	0.0946	-

3.2 Padrão da Movimentação

Para compreender melhor como se comportam as articulações durante um ciclo de movimentação, foram utilizados dados capturados a partir de movimento de uma pessoa caminhando, fornecidos pelo Laboratório para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP. Os dados capturados fornecem as posições *x*, *y* e *z* de cada articulação utilizando marcadores passivos localizados nos pontos anatômicos mais significativos ao redor do tornozelo, do joelho e do quadril. Utilizam-se quatro marcadores por articulação cuja informação obtida pelas câmeras permite obter o ponto de intersecção e assim conhecer o centro da articulação, a Figura 3.1 apresenta a posição dos marcadores sobre a pessoa, e as relações a serem consideradas para calcular a posição inicial da perna.

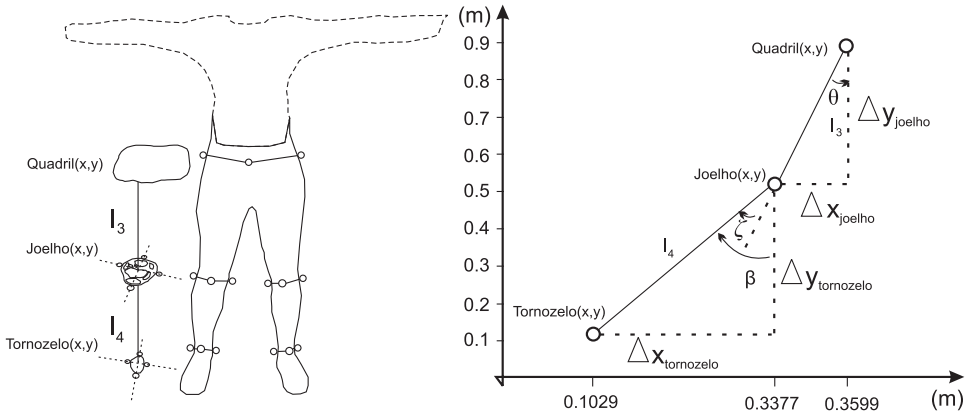


Figura 3.1 Sistema de captura e posição inicial dos dados capturados.

Com a informação resultante da captura do movimento, é possível calcular o comprimento da coxa e da perna, a partir dos valores na Tabela 3.2 e utilizando a Equação 3.1 e 3.2.

Tabela 3.2 Posições para cálculos de cumprimento e rotação

Tornozelo		Joelho		Quadril	
x (m)	y (m)	x (m)	y (m)	x (m)	y (m)
10.2922006	12.0771523	33.7793684	52.715602	35.9910983	89.7764372

$$l_3 = \sqrt{(quadril_x^2 - joelho_x^2) + (quadril_y^2 - joelho_y^2)} \quad 3.1$$

$$l_4 = \sqrt{(joelho_x^2 - tornozelo_x^2) + (joelho_y^2 - tornozelo_y^2)} \quad 3.2$$

Após analisar a informação da captura de movimento, e desenhar seu comportamento durante um trecho da marcha (Figura 3.2), podem ser calculadas as diferencias de movimentação nos eixos horizontal e vertical para os cálculos cinemáticos.

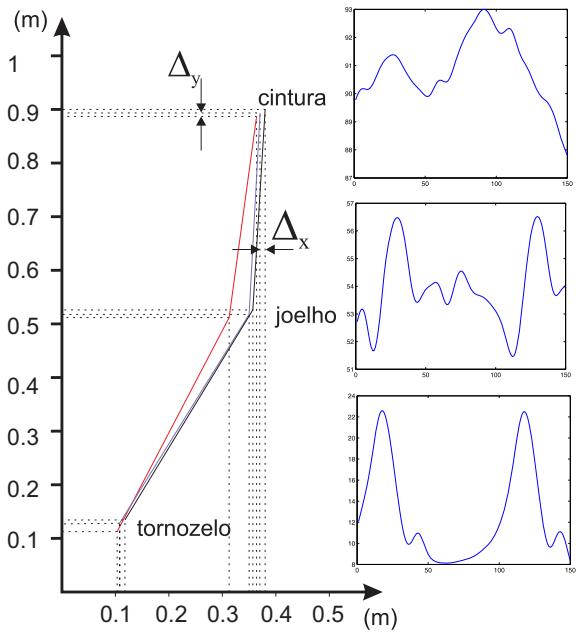


Figura 3.2 Trajetórias das articulações

Analisando o deslocamento vertical do tornozelo (Figura 3.3), podem ser definidos os pontos mais relevantes durante as fases da marcha. O ponto mais alto, aquele quando o calcanhar entra em contato com o solo, e o ponto mais baixo no movimento quando o tornozelo rota.

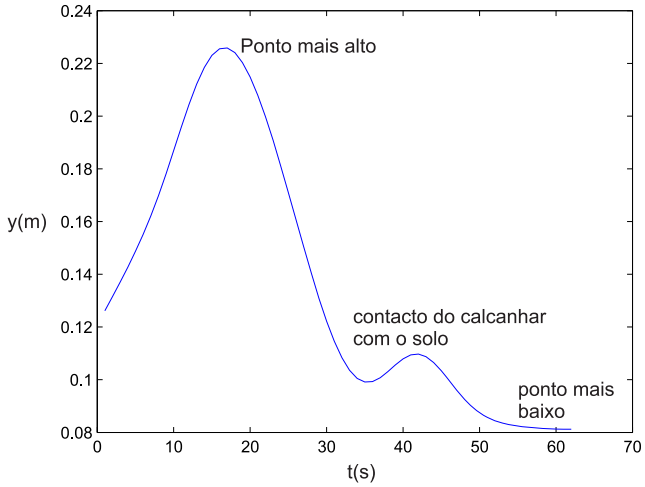


Figura 3.3 Pontos de relevância de contato do tornozelo

Matematicamente esses pontos podem ser calculados através de relações trigonométricas e dos respectivos tempos em que cada ponto é atingido dentro da marcha.

3.3 Análise Cinemática

O problema cinemático pode-se solucionar de forma direta ou inversa (BARRIENTOS, 2007) (GORLA e RENAUD, 1984). Para solucionar este problema, define-se o modelo apresentado na Figura 3.4 onde o membro inferior é representado por uma cadeia cinemática serial de dois graus de liberdade onde o ângulo θ é flexão/extensão da coxa, ζ a flexão/extensão da perna, *U* e *V* as coordenadas dos pés. Na análise cinemática, a posição, velocidade e aceleração de todos os segmentos de uma cadeia cinemática são calculadas sem considerar as forças que causam seu movimento.

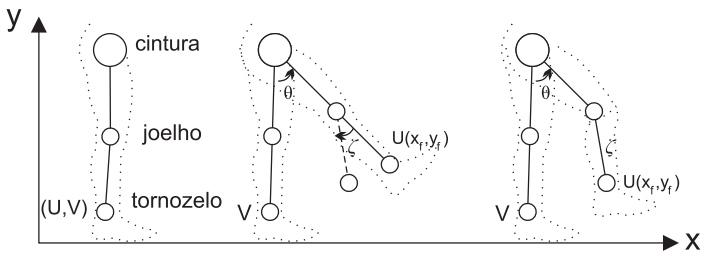


Figura 3.4 Modelo para solução da cinemática

3.3.1 Cinemática Direta

A cinemática direta permite calcular as posições de cada articulação através dos ângulos de rotação, esta solução pode ser obtida a partir da análise geométrica ou do método de Denavit-Hartenberg (BARRIENTOS, 2007). Geometricamente a posição U é representada pelas coordenadas horizontais x_f e verticais y_f apresentadas na Equação 3.3.

$$x_f = l_3 \sin(\theta) + l_4 \sin(\theta - \zeta)\ ,\ \ y_f = l_3 \cos(\theta) + l_4 \cos(\theta - \zeta) \qquad 3.3$$

Para solucionar o problema através utilizando DH, devem ser estabelecidos os parâmetros segundo a metodologia proposta por (DENAVIT e HARTENBERG, 1964) conforme apresentado na Tabela 3.3.

.

Tabela 3.3 Parâmetros DH

Parte	θ_i	a_i	d_i	α_i
Coxa	θ	0	l_3	0
Perna	ζ	0	l_4	0

A partir dos parâmetros DH pode-se determinar a matriz de transformação de todo o sistema, que corresponde à matriz resultante da multiplicação das matrizes de transformação da coxa e da perna, como apresentado na Equação 3.4.

$$^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} Cos\theta_i & -Sin\alpha_i Cos\theta_i & Sin\alpha_i Sin\theta_i & a_i Cos\theta_i \\ Sin\theta_i & Cos\alpha_i Cos\theta_i & -Sin\alpha_i Cos\theta_i & a_i Sin\theta_i \\ 0 & Cos\alpha_i & Cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \qquad 3.4$$

3.3.2 Cinemática Inversa

Na cinemática inversa as posições de uma junta são calculadas partindo-se das variáveis articulares conhecidas, permitindo resolver o problema numericamente. Os métodos analíticos que fornecem soluções de forma fechada utilizam cálculos simbólicos cuja principal desvantagem é expressão da lei de movimento por um polinômio invariante que não considera as dependências de tempo e espaço.

O uso de métodos numéricos é facilitado pelas equações de forma incremental que utilizam o vetor de variação de deslocamento da base do pé (Δx) que é igual ao produto do Jacobiano pela variação angular das juntas ($\Delta\theta$) apresentado na forma $\Delta x = J\Delta\theta$. Esta expressão só é valida para pequenos incrementos, devido ao fato de que grandes incrementos não refletem um comportamento real.

Um inconveniente da solução inversa são as soluções redundantes, onde uma posição pode ter várias ou infinitas soluções de juntas, nesse caso, o problema deve ser tratado como uma equação linear não homogênea, que pode ser melhor solucionada com a multiplicação do Jacobiano com sua transposta (BARRIENTOS, 2007).

Existem varias técnicas que permitem calcular a solução do sistema como método de eliminação de Gauss onde o objetivo é obter uma matriz diagonal superior diferente de zero, caso essa condição seja cumprida diz-se que a matriz é linearmente independente e de *faixa* completa. No caso de sistemas linearmente dependentes, a solução existe quando a deficiência da faixa do Jacobiano tem a mesma faixa da deficiência, pois no contrário não existe solução. A ambiguidade do Jacobiano é solucionada com o uso de uma limitação especial, o critério dos mínimos quadrados que permite obter um algoritmo não iterativo classificado como *G* e expresso na Equação 3.5 (GORLA e RENAUD, 1984).

$$G = J^T.(J.J^T)^{-1} \quad \Delta\theta = J^T.(J.J^T)^{-1}.\Delta x \tag{3.5}$$

Enquanto a solução pode ser computada em tempo real, sua aplicação é limitada a cadeias cinemáticas que produzam matrizes de *faixa* total. Com o objetivo de solucionar as singularidades da inversa generalizada, (OGATA, 2009) apresenta como o teorema de *Moore* e *Penrose* definem a pseudoinversa J^{+} que representa uma solução única para: $J.J^{T}.J = J$, $J^{T}.J.J^{T} = J^{T}$, $(J.J^{T})^{*} = J.J^{T}$, $(J^{T}.J)^{*} = J^{T}.J$. Seguindo os padrões teóricos a pseudoinversa anterior deve sempre resultar em uma pseudoinversa de ordem completa, mas, aplicar o método a matrizes com mais linhas do que colunas não vai produzir solução alguma, pois esse caso representa um problema cinemático sem solução. Finalmente, a eficiência do algoritmo e método utilizado depende de sua simplicidade para solucionar a inversa através do menor número de operações aritméticas possíveis.

3.3.3 Jacobiano

A matriz Jacobiana permite relacionar variáveis articulares e cartesianas, para obter *J* utiliza-se a Equação 3.6 (GORLA e RENAUD, 1984).

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial_x}{\partial_\theta} & \frac{\partial_x}{\partial_\zeta} \\ \frac{\partial_y}{\partial_\theta} & \frac{\partial_x}{\partial_\zeta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_4\cos(\theta-\zeta)+l_3\cos(\theta) & -l_4\cos(\zeta-\theta) \\ l_4\sin(\theta-\zeta)+l_3\sin(\theta) & l_4\sin(\zeta-\theta) \end{bmatrix} \qquad 3.6$$

Para utilizar *J* em termos dos incrementos horizontais e verticais das juntas, as expressões da Equação 3.7 podem ser utilizadas para solucionar o problema cinemático de forma direta ou inversa, respectivamente.

$$\begin{bmatrix} \Delta_x \\ \Delta_y \end{bmatrix} = J \cdot \begin{bmatrix} \Delta_\theta \\ \Delta_\zeta \end{bmatrix} \qquad J^{-1} \cdot \begin{bmatrix} \Delta_x \\ \Delta_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \Delta_\theta \\ \Delta_\zeta \end{bmatrix} \qquad 3.7$$

onde $\Delta x = x_f - x_0$, $\Delta y = y_f - y_0$, $\Delta\theta = \theta - \Delta\theta$, $\Delta\zeta = \zeta - \Delta\zeta$.

3.3.3.1 Jacobiano Inverso

O Jacobiano inverso pode ser solucionado através de varias técnicas, o propósito desta análise é comparar três métodos e determinar qual é o melhor para utilizar como implementação definitiva para calcular os ângulos das juntas com respeito a uma posição conhecida. Este estudo é realizado com a finalidade de escolher um método que permita no futuro acrescentar os graus de liberdade do dispositivo para membro inferior sem precisar refazer toda a formulação matemática.

3.3.3.2 Jacobiano Inverso Algébrico

O primeiro método para solucionar o Jacobiano inverso, é utilizando a definição algébrica do inverso de uma matriz como apresentado na Equação 3.8 (GORLA e RENAUD, 1984).

$$J^{-1} = \frac{1}{\det J}\begin{bmatrix} \frac{\partial_y}{\partial_\zeta} & -\frac{\partial_x}{\partial_\zeta} \\ -\frac{\partial_y}{\partial_\theta} & \frac{\partial_x}{\partial_\theta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\sin(\theta-\zeta)}{l_3\cos(\zeta)} & \frac{\cos(\zeta-\theta)}{l_3\cos(\zeta)} \\ \frac{-l_4\sin(\zeta-\theta)-l_3\sin(\theta)}{l_3 l_4\sin(\zeta)} & \frac{l_4\cos(\zeta-\theta)+l_3\cos(\theta)}{l_3 l_4\sin(\zeta)} \end{bmatrix} \quad 3.8$$

Para provar a Equação 3.8 foi desenvolvido um algoritmo que recebe a as posições desejadas e calcula os ângulos através do número de amostras escolhidas. O resultado obtido é mostrado na Figura 3.5.

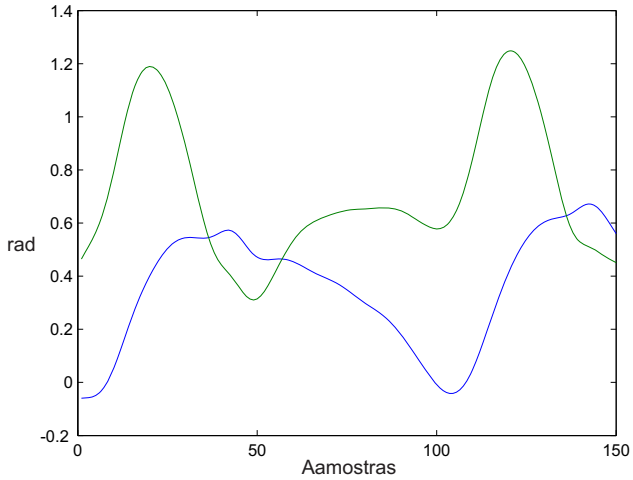


Figura 3.5 Ângulos θ (azul) e ζ(verde) a partir da inversa algébrica

3.3.3.3 Método de Eliminação de Gauss

O objetivo da eliminação de *Gauss* é reduzir a matriz até que a última variável seja calculada diretamente e com isto poder calcular de forma regressiva as variáveis restantes. Esta técnica utiliza como base os elementos da matriz *J*, onde para o casso do problema do membro como foi estabelecido para dois graus de liberdade, os elementos da primeira fila identificam-se como *A* e *C*, e aqueles da segunda como *B* e *D* derivando as expressões na Equação 3.9 as quais permitem conhecer as posições desejadas para finalmente calcular os ângulos. Este procedimento utiliza nove operações aritméticas, elas são calculadas através da expressão $(4n^3+9n^2-7n)/6$, onde *n* é o número de colunas de *J* (GROSSMAN, 2004).

$$\Delta_\zeta = \frac{A \cdot \Delta_y + C \cdot \Delta_x}{C \cdot B + D \cdot A} \quad , \quad \Delta_\theta = \frac{\Delta_x + C \cdot \Delta_\zeta}{A} \qquad 3.9$$

Para calcular os ângulos, foi desenvolvido um algoritmo que através da leitura das posições calcula as rotações dos membros. A Figura 3.6 apresenta os ângulos obtidos.

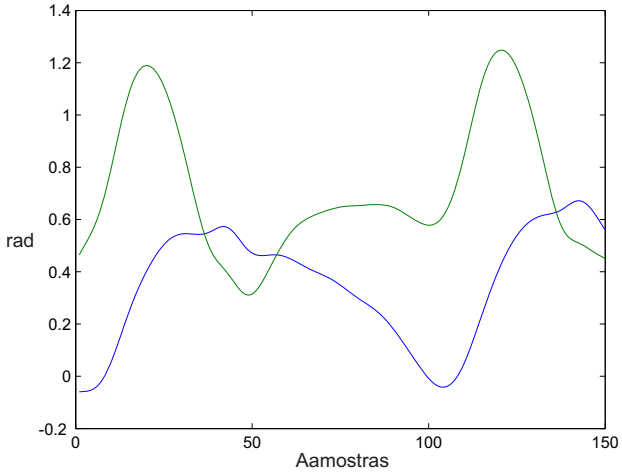


Figura 3.6 Ângulos θ (azul) e ζ(verde) a partir da eliminação por Gauss

3.3.3.4 Método Iterativo de *Greville*

Para aplicar esta técnica, não é necessário o *faixa* da matriz, a pseudoinversa é calculada através das variáveis apresentadas na Equação 3.10 conforme (GORLA e RENAUD, 1984).

$$A_k^{+} = \begin{bmatrix} A_{k-1}^{+} - b_k d_k \\ b_k \end{bmatrix}, \text{ onde } d_k = A_{k-1}^{+} a_k, \quad b_k = \begin{cases} \left(c_k^{T} \cdot c_k\right)^{-1} \text{ if } c_k = 0 \\ \left(1 - d_k^{T} \cdot d_k\right)^{-1} \cdot d_k^{T} A_{k-1} \text{ if } c_k \neq 0 \end{cases} \qquad 3.10$$

Com esta metodologia, duas iterações são necessárias para resolver o problema de dois graus de liberdade, a solução final é obtida após 20 operações aritméticas calculadas através de 3mn+4n, onde m e n são os números de linhas e colunas, respectivamente (GORLA e RENAUD, 1984). O número de operações aritméticas permite escolher melhor uma solução robusta ao problema cinemático inverso que não demande uma alta carga computacional segundo a complexidade do mecanismo. De forma semelhante aos métodos anteriores, foi implementado um algoritmo para o cálculo dos ângulos com base na informação das posições conhecidas e isto é ilustrado na Figura 3.7.

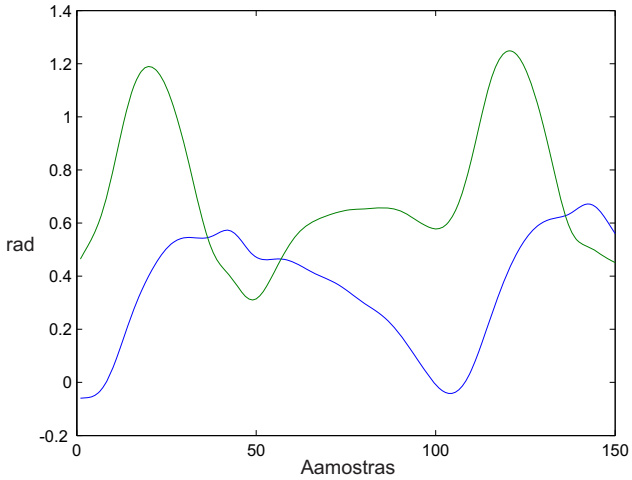


Figura 3.7 Ângulos θ (azul) e ζ(verde) a partir da método iterativo de Greville

Para finalizar a análise cinemática inversa, é possível concluir dos resultados obtidos pelos três métodos que as curvas de rotação calculadas não apresentam diferencias devido à simplicidade do modelo. A única diferencia foi o número de iterações necessárias para calcular a resposta segundo os dados de entrada baseados no ciclo de movimentação.

3.3.4 Planejamento de Movimentos

Tendo solucionado o problema cinemático, o próximo passo é solucionar a geração de trajetórias, o objetivo é conseguir reproduzir com o mínimo de erro o movimento do quadril e do tornozelo. Para gerar curvas a partir de pontos conhecidos, existem varias técnicas como interpolações polinomiais do tipo quadrático e linear (PRESS, TEUKOLSKY, *et al.*, 2007). O método escolhido para gerar os movimentos é a interpolação com *splines* cúbicas, já que utilizam polinômios por partes garantindo passar pelos pontos de controle escolhidos, atingindo assim as trajetórias desejadas.

3.3.4.1 Interpolação com *Spline* Cúbica

Já que as *splines* trabalham com polinômios de ordem *n*, aquelas de terceira ordem ou cúbicas, respondem com maior precisão na hora de seguir uma sequência de pontos devido à sua característica de interpolação, que leva em conta as derivadas e integrais das equações (PRESS, TEUKOLSKY, *et al.*, 2007). Para atingir a solução cúbica, são necessários pelo menos três pontos que permitem calcular dois polinômios de terceira ordem (Tabela 3.4) que permitem conectar os pontos escolhidos. A continuidade e comportamento das curvas nos pontos de controle dependem das condições definidas no cálculo dos parâmetros, neste caso é garantido que a primeira e segunda derivada sejam contínuas.

Tabela 3.4 Polinômios para *spline* de três pontos

spline #1 $(t_1 \leq t \leq t_2)$	spline #2 $(t_2 \leq t \leq t_3)$
$f(t) = a_1(t-t_1)^3 + b_1(t-t_1)^2 + c_1(t-t_1) + d_1$	$f(t) = a_2(t-t_2)^3 + b_2(t-t_2)^2 + c_2(t-t_2) + d_2$
$f(t)' = 3a_1(t-t_1)^2 + 2b_1(t-t_1) + c_1$	$f(t)' = 3a_2(t-t_2)^2 + 2b_2(t-t_2) + c_2$
$f(t)'' = 6a_1(t-t_1) + 2b_1$	$f(t)'' = 6a_2(t-t_2) + 2b_2$

Para garantir suavidade nas curvas, continuidade nos pontos intermediários e inclinação zero no inicio e fim da trajetória (primeira e segunda derivadas igual a zero), assim é possível determinar as variáveis *a,b,c* e *d* de cada uma das *splines*. Inicialmente a solução foi provada com três pontos e depois com cinco pontos, isto com a finalidade de ver a proximidade de reprodução da *spline* com respeito à trajetória real, a Figura 3.8 apresenta as *splines* obtidas, e permite ver que quanto mais pontos são utilizados mais a curva se assemelha ao trajeto desejado.

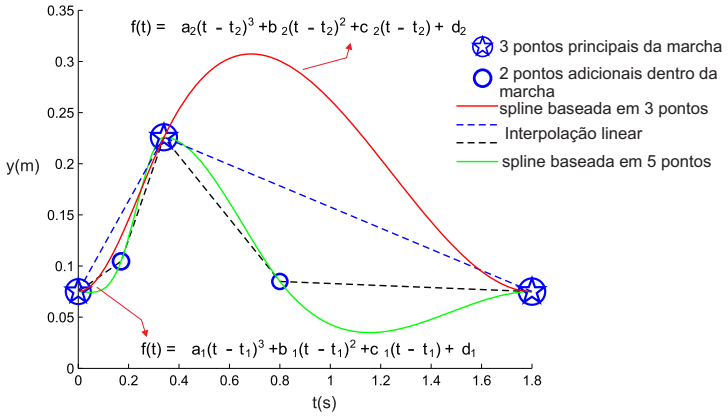
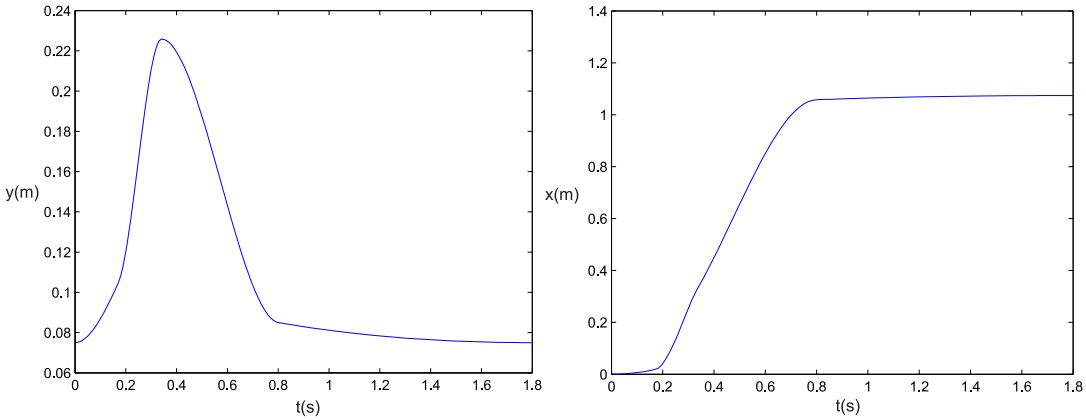


Figura 3.8 *Splines* de três e cinco pontos de controle

3.3.4.2 Interpolação com *Spline* Cúbica *Hermite*

A *spline* de tipo *Hermite* encontra-se dentro da família de *splines* cúbicas, cuja principal característica é ter dois pontos de controle e duas tangentes de controle para cada polinômio. A forma de suas equações é a mesma apresentada na Tabela 3.4, e sua diferença principal com a *spline* anterior, é que suas primeiras derivadas são contínuas para todos os pontos, no entanto suas segundas derivadas não ($y'_j(x_j) = y_j$; $y'_{j-1}(x_j) = y_{j+1}$). Após o cálculo das variáveis das equações foram obtidas curvas que conseguem reproduzir melhor a trajetória da articulação escolhida como ilustrado na Figura 3.9.



(a) Movimento vertical (b) Movimento horizontal

Figura 3.9 Interpolação com *spline Hermite*

3.4 Considerações Finais do Capítulo

Neste capítulo foi realizada a análise biomecânica do membro inferior através da qual foi possível representa-lo o mesmo como uma cadeia cinemática serial de 3 GL. O problema cinemático foi solucionado utilizando cinemática direta e inversa, através da implementação de algoritmos para realizar os cálculos e avaliação gráfica das posições e rotações atingidas em cada caso. Para cada caso cinemático foram estudadas diferentes técnicas com a finalidade de escolher a mais adequada que permita acrescentar as características do modelo sem a necessidade de refazer o equacionamento.

Como complemento às soluções cinemáticas, foi implementado um gerador de trajetórias através de *Splines* que reproduz com aceitável precisão as curvas de movimentação do joelho e o tornozelo. A informação das trajetórias em conjunto com informação capturada durante a marcha de uma pessoa foi utilizada para avaliar a modelagem cinemática realizada.

4 ANÁLISE DINÂMICA, MODELAGEM E CONTROLE DO DISPOSITIVO PARA MEMBRO INFERIOR

O presente capítulo enfatiza a análise dinâmica, e implementação do controle do dispositivo para membro inferior. Para realizar a modelagem matemática, a estrutura estudada é baseada na morfologia e nas medidas antropométricas do membro inferior. A análise tem como base um mecanismo serial a partir do qual foram estudadas duas variações, uma configurando o mecanismo como paralelogramo e outra com molas, que condiz a um mecanismo de tipo paralelogramo híbrido. Os mecanismos mencionados anteriormente são apresentados na Figura 4.1.

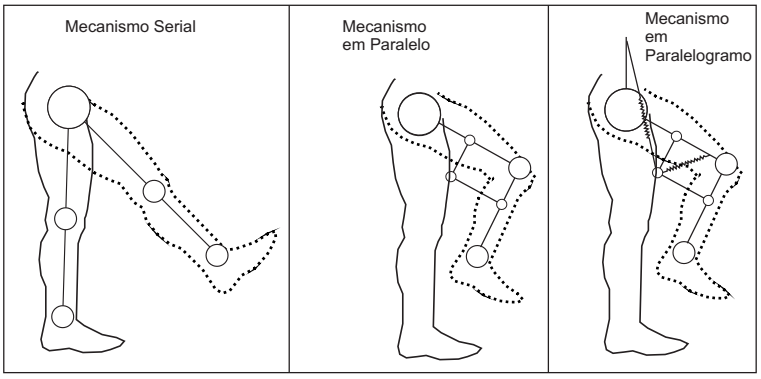


Figura 4.1 Mecanismos para análise

4.1 Análise Dinâmica

O objetivo da análise dinâmica é conhecer o comportamento do mecanismo através dos acoplamentos dinâmicos durante uma sequência de movimentação e dimensionar mecanicamente a estrutura de forma adequada segundo os torques requeridos para atingir os movimentos do membro inferior. Também permite aperfeiçoar o projeto mecânico através da escolha dos sensores, atuadores e elementos de transmissão mecânicos necessários, para posteriormente calcular os parâmetros do controlador.

Para realizar a análise dinâmica utiliza-se o formalismo de Lagrange utilizando o método não recursivo simbólico para o cálculo dos torques através da análise energética, considerando as energias potenciais e cinéticas do mecanismo (BARRIENTOS, 2007). Isto permite calcular expressões de torque e definir as equações dinâmicas da estrutura mecânica utilizando as Equações 4.1 e 4.2.

$$L = K - V \tag{4.1}$$

$$\tau_i = \frac{d}{dt}\frac{\delta L}{\delta \dot{q}_i} - \frac{\delta L}{\delta q_i} \tag{4.2}$$

Onde:

q_i: Coordenadas generalizadas

τ_i: Vetor de forças e pares aplicados a q_i

K: Energia cinética

V: Energia potencial

Como ferramenta para realizar a análise dinâmica, foi implementado um programa que permite calcular simbolicamente as expressões das energias, o Lagrangeano e o torque. O diagrama de blocos para o programa desenvolvido em Matlab® é apresentado na Figura 4.2.

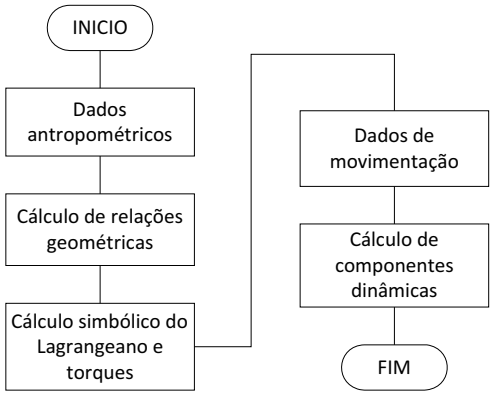


Figura 4.2 Diagrama de fluxo para cálculo do modelo dinâmico

Com o objetivo de estudar qual estrutura mecânica oferece um comportamento dinâmico mais adequado para assistir a movimentação durante reabilitação, dados de um mecanismo serial, paralelogramo e paralelogramo híbrido foram utilizados como entradas para calcular o modelo dinâmico. Estes mecanismos foram escolhidos por sua similaridade com o membro inferior e seu amplo uso como dispositivo robótico para o homem.

4.1.1 Mecanismo Serial

Para realizar esta análise utiliza-se o sistema apresentado na Figura 4.3, onde esta estrutura possui dois graus de liberdade e está fixa na cintura. A análise dinâmica será comparada depois com a configuração de um paralelogramo normal e híbrido, permitindo assim ver as vantagens de cada um.

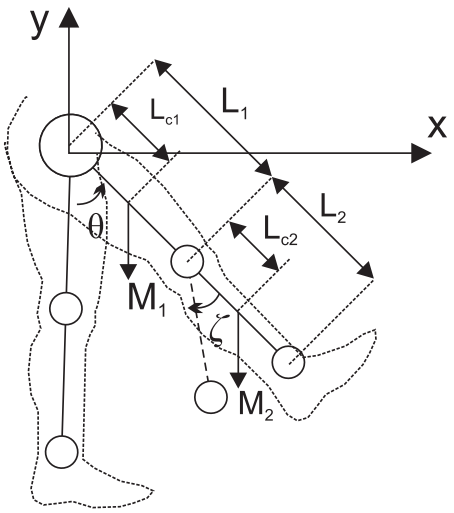


Figura 4.3 Mecanismo serial

Utilizando as dimensões e centros de massa do mecanismo serial os torques requeridos pelo quadril (τ_1) e pelo joelho (τ_2) foram calculados utilizando as Equações 4.1 e 4.2, resultando nas Equações 4.3 e 4.4.

$$\tau_1 = \ddot{\theta}(c_1 + 2c_2\cos(\zeta_c)) - \ddot{\zeta_c}(c_3 + c_2\cos(\zeta_c)) - 2\dot{\theta}\dot{\zeta_c}c_2\sin(\zeta_c) + \dot{\zeta_c}^2 c_2\sin(\zeta_c) - c_4\sin(\theta - \zeta_c) - c_5\sin(\theta) \quad 4.3$$

$$\tau_2 = \ddot{\theta}(c_3 + c_2\cos(\zeta_c)) - \ddot{\zeta_c}c_3 - \dot{\theta}^2 c_2\sin(\zeta_c) + c_4\sin(\theta - \zeta_c) \quad 4.4$$

Onde,

$$c_1 = M_1 {L_{c1}}^2 + I_{l1} + M_{p2}{L_{c1}}^2 + I_{l2} + M_2{L_{c2}}^2 + M_2{L_1}^2$$

$$c_2 = M_2 L_1 L_{c2}$$

$$c_3 = I_{l2} + M_2{L_{c2}}^2$$

$$c_4 = gM_2L_{c2}$$

$$c_5 = gM_2L_1 + gL_{c1}M_1 + gL_1M_{p1}$$

O resultado desta análise dinâmica permite ver a não linearidade dos torques devido à presença de senos, cossenos e termos quadráticos, além de fortes acoplamentos responsáveis de forças indesejadas. Uma alternativa para minimizar os efeitos da não linearidade pode ser através da distribuição de cargas ou compensação gravitacional como será discutido nas próximas subseções.

4.1.2 Mecanismo Paralelogramo

O paralelogramo é um mecanismo de quatro barras formando uma cadeia cinemática fechada Ele é utilizado para atingir sequências de movimentos aproveitando a rotação de seus elos para acionar os demais por meio de juntas compartilhadas.

A Figura 4.4 apresenta uma modificação do mecanismo da Figura 4.3 com o propósito de convertê-la em um paralelogramo seguindo a análise apresentada em (AGRAWAL e AGRAWAL, 2005). O mecanismo conta com juntas equivalentes às articulações do membro inferior cada uma com massa própria (m_{p1}, m_{p2}, m_{p3}), tendo assim o ponto O relacionado com o

quadril, o ponto A com o joelho, e finalmente o ponto B como o tornozelo. Os segmentos *AO* (coxa) e *AB* (perna) são primários, enquanto os segmentos *CD* e *CE* são auxiliares.

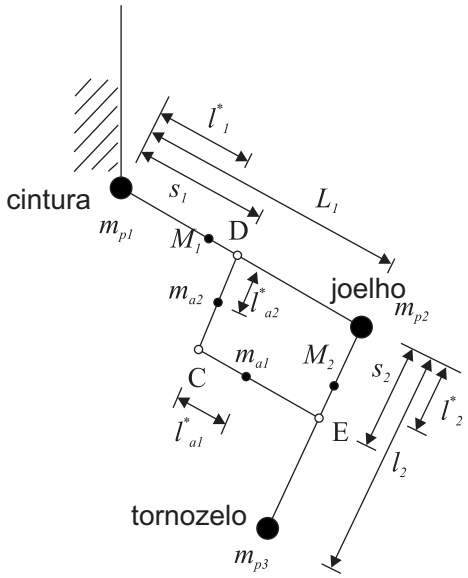


Figura 4.4 Paralelogramo para perna (AGRAWAL e AGRAWAL, 2005)

Para o cálculo do Lagrageano total (L_t) são adicionadas as equações dos Lagrangeanos de cada componente, resultando na Equação 4.5, cuja forma expandida é apresentada no Apêndice D.

$$L_t = K_{m1} - V_{m1} + K_{m2} - V_{m2} + K_{ma1} - V_{ma1} + K_{ma2} - V_{ma2} \qquad 4.5$$

Derivando o L_t com respeito a cada ângulo de rotação são obtidas as equações de torque para o quadril e o joelho. Neste caso, devido à adição dos elos paralelos e com a finalidade de minimizar o tempo de cálculo, o algoritmo da Figura 4.2 foi utilizado com a informação do mecanismo de tipo paralelogramo. Comparando as equações obtidas com aquelas do mecanismo serial, pode-se ver o aumento na componente gravitacional esperado, considerando que a adição das barras para configurar os elos em paralelo, incrementa as cargas a serem suportadas que ao mesmo tempo deslocam o centro de massa do sistema.

4.1.3 Mecanismo Paralelogramo Híbrido

Esta configuração toma como base a compensação da gravidade de um mecanismo serial com molas, em conjunto com um paralelogramo para ajudar na identificação da localização do centro de massa. Esta solução é conhecida como paralelogramo híbrido e tem a vantagem de manter o mecanismo em equilíbrio durante diferentes sequências de movimentos.

Para garantir a compensação gravitacional são utilizadas molas de comprimento livre zero, ou seja, cujo comprimento em seu estado natural é zero. A Figura 4.5 permite ver a localização das molas no paralelogramo, cada uma compartilhando um extremo com o centro de massa.

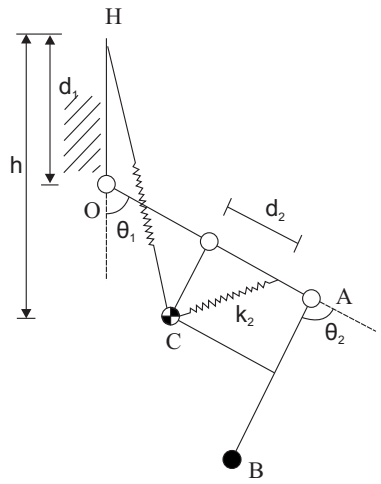


Figura 4.5 Paralelogramo híbrido para perna (AGRAWAL e AGRAWAL, 2005)

Para levar em conta o efeito da compensação gravitacional na análise energética do paralelogramo basta somar os termos da energia potencial das molas devidos às derivadas com respeito aos ângulos θ_3 e θ_2 apresentadas nas Equações 4.6 e 4.7 para ser somadas nos torques do quadril e do joelho apresentados no Apêndice D respectivamente.

$$\frac{\partial V_m}{\partial \theta_3} = \frac{1}{2}k_1(-2d_1 s_1 \sin(\theta_3) - 2d_1 s_2 \sin(\theta_3 - \theta_2) - {s_1}^2 \cos(\theta_3)^2 + 2s_1 s_2(\sin(\theta_3)\cos(\theta_3 - \theta_2) + \cos(\theta_3)\sin(\theta_3 - \theta_2)) - 2{s_2}^2 \sin(\theta_3 - \theta_2)\cos(\theta_3 - \theta_2)) + Mg(-s_1 \sin(\theta_3) - s_2 \sin(\theta_3 - \theta_2)) \quad (4.6)$$

$$\frac{\partial V_m}{\partial \theta_2} = \frac{1}{2}k_1(2d_1 s_2 \sin(\theta_3 - \theta_2) + 2s_1 s_2 \sin(\theta_3 - \theta_2) + 2{s_2}^2 \sin(\theta_3 - \theta_2)\cos(\theta_3 - \theta_2)) + \frac{1}{2}k_2(2s_2 d_2 \sin(\theta_2)) + Mgs_2 \sin(\theta_3 - \theta_2) \quad (4.7)$$

4.2 Modelo Dinâmico para Cálculo das Rotações

A partir do modelo dinâmico é possível calcular torques conhecendo as rotações do quadril e da perna e, também calcular as rotações a partir de torques gerados pelo usuário. Para o mecanismo serial este procedimento resulta nas expressões apresentadas nas Equações 4.8 e 4.9 relativa ao quadril ($\ddot{\theta}$) e ao joelho ($\ddot{\zeta_c}$) respectivamente.

$$\ddot{\theta} = \frac{\tau_1 + \ddot{\zeta_c}(c_3 + c_2\cos(\zeta_c)) + 2\dot{\theta}\dot{\zeta_c}c_2 \sin(\zeta_c) - {\dot{\zeta_c}}^2 c_2 \sin(\zeta_c) + c_4 \sin(\theta - \zeta_c) + c_5 \sin(\theta)}{(c_1 + 2c_2\cos(\zeta_c))} \quad (4.8)$$

$$\ddot{\zeta_c} = \frac{-\tau_2 + \ddot{\theta}(c_3 + c_2\cos(\zeta_c)) - \dot{\theta}^2 c_2 \sin(\zeta_c) + c_4 \sin(\theta - \zeta_c)}{c_3} \quad (4.9)$$

As equações dinâmicas anteriores foram implementadas no Matlab® Simulink™ e mostradas na Figura 4.6. O sistema é alimentado com sinais tipo seno para testar o seu funcionamento. Dentro dos blocos podem ser observados dois subsistemas, um para o joelho e outro para o quadril. Devido a que o mecanismo serial e o paralelogramo compartilham uma estrutura similar nas suas expressões dinâmicas (Equações 4.3 e 4.4 para o mecanismo serial e

Apêndice D para o paralelogramo), o modelo implementado pode ser utilizado nos dois casos mudando as respectivas variáveis dinâmicas em cada componente.

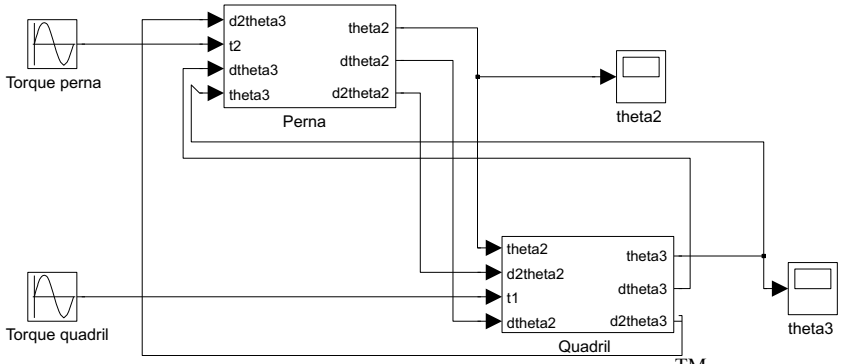


Figura 4.6 Modelo dinâmico em Simulink™

A Figura 4.7 apresenta o diagrama de blocos da dinâmica do quadril com suas respectivas componentes e saídas, enquanto a Figura 4.8 permite ver o modelo dinâmico relacionado ao joelho.

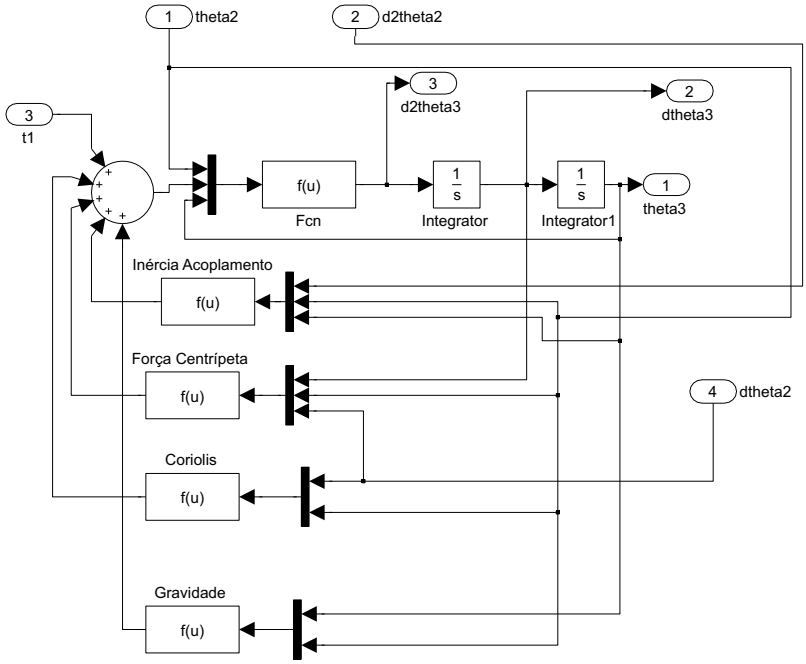


Figura 4.7 Modelo dinâmico do quadril em Simulink™

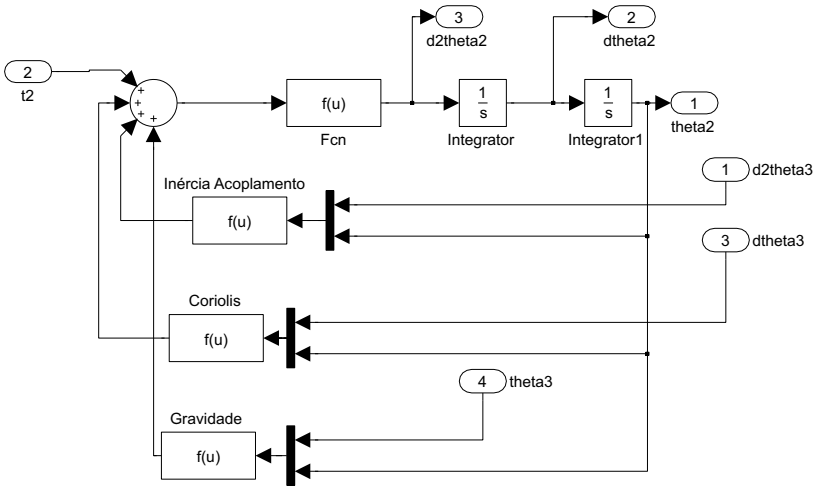


Figura 4.8 Modelo dinâmico da perna em Simulink™

A partir de uma entrada senoidal que se assemelha ao comportamento do membro inferior durante a marcha, obteve-se a variação de ângulos para quadril e joelho como mostrado na Figura 4.9, permitindo concluir que o sistema responde de modo adequado. O torque de entrada tem uma amplitude de 12 Nm para o quadril e de 4 Nm para a perna, desta forma os ângulos de saída oscilam entre 122º e -122º na perna, e no quadril de 64º a -64º.

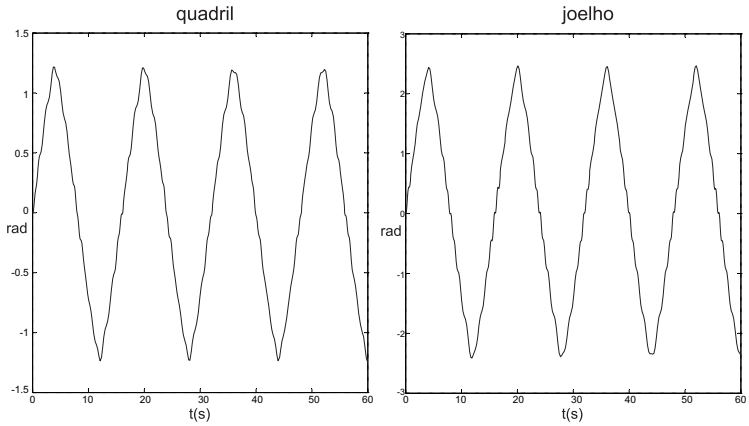


Figura 4.9 Saídas rotacionais do modelo dinâmico serial para quadril e joelho

Realizando a mesma análise com o paralelogramo a resposta obtida é similar devido à frequência do movimento e os efeitos dinâmicos gerados pela entrada. O cálculo das equações é

realizado através de operações simbólicas dentro do Matlab®. Desta forma, os ângulos de saída oscilam entre 114º e -114º na perna, e no quadril de 67º a -67º, como apresentado na Figura 4.10.

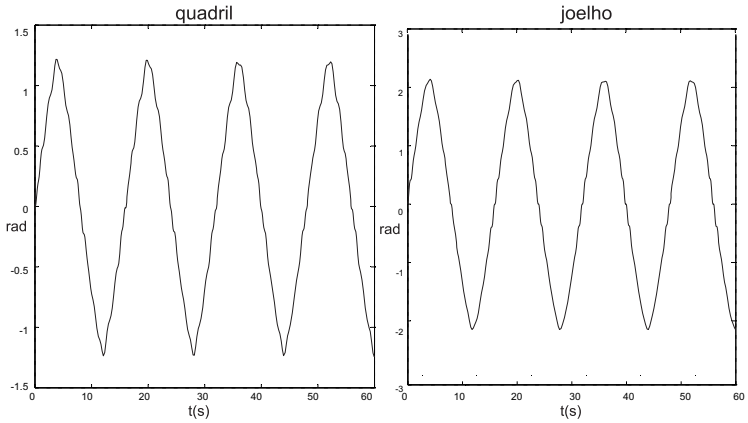


Figura 4.10 Saídas rotacionais do modelo dinâmico paralelogramo para quadril e joelho

4.3 Linearização do Modelo Dinâmico

Considerando que os movimentos para reabilitação são lentos, repetitivos e sua execução varia segundo cada paciente, as equações não lineares do dispositivo podem ser linearizadas para permitir o uso de uma técnica de controle linear que seja suficiente para garantir a execução de movimentação com as características já descritas. A linearização facilita a análise e representação no espaço de estados permitindo obter um modelo apto para ser controlado com o controlador de tipo PID. A linearização é realizada através da série de Taylor, método pelo qual é assumida uma aproximação linear supondo que a soma dos termos não lineares são muito pequenos em torno do ponto de operação e por isto podem ser excluídos da análise. A série de Taylor reduz a função a sua aproximação linear utilizando a Equação 4.10.

$$f(x_1,..,x_m) \approx f(\overline{x_1},..,\overline{x_m}) + \sum_{k=1}^{m} \left\{ (x_k - \overline{x_k}) \frac{\partial f}{\partial x_k}\Big|_{(\overline{x_1},..,\overline{x_m})} \right\} \qquad 4.10$$

Como primeira medida, para realizar a linearização deve ser definido o ponto de equilíbrio do sistema que, no caso do mecanismo proposto, corresponde ao ponto em que as rotações do quadril e perna são iguais a zero. Para a linearização do mecanismo serial o primeiro passo consistiu em localizar os termos não lineares para aplicar a série de Taylor. Desta forma os termos não lineares são apresentados na Equação 4.11.

$$\begin{gathered} f_1(\zeta_c) = \cos(\zeta_c) \\ f_2(\zeta_c\dot{\theta}, \dot{\zeta_c}) = \dot{\theta}\dot{\zeta_c}\sin(\zeta_c) \\ f_3(\zeta_c, \dot{\zeta_c}) = \dot{\zeta_c}^2 \sin(\zeta_c) \\ f_4(\theta, \zeta_c) = \sin(\theta - \zeta_c) \\ f_5(\theta) = \sin(\theta) \\ f_6(\zeta_c, \dot{\theta}) = \dot{\theta}^2 \sin(\zeta_c) \end{gathered} \qquad 4.11$$

Utilizando a ferramenta de cálculo simbólico de Matlab® foi desenvolvido um programa para calcular rapidamente as séries de Taylor para cada termo não linear obtendo assim, as expressões apresentadas nas Equações 4.12 e 4.13.

$$\tau_1 = \ddot{\theta}a_1 - \ddot{\zeta_c}a_2 - \theta a_4 + \zeta_c a_5 \qquad 4.12$$

$$\tau_2 = \ddot{\theta}a_2 - \ddot{\zeta_c}a_3 + \zeta_c a_5 - \theta a_5 \qquad 4.13$$

Onde,

$$a_1 = M_1 {L_{c1}}^2 + 2I_{l1} + M_{p2} {L_{c1}}^2 + I_{l2} + M_2 {L_{c2}}^2 + M_2 {L_1}^2 + 2M_2 L_1 L_{c2}$$

$$a_2 = M_2 {L_{c2}}^2 + M_2 L_1 L_{c2} + I_{l2}$$

$$a_3 = M_2 {L_{c2}}^2 + I_{l2}$$

$$a_4 = g L_1 M_{p2} + g L_{c2} M_2$$

$$a_5 = g L_{c2} M_2$$

Com o intuito de realizar a implementação utilizando diagrama de blocos, as equações acima foram reorganizadas com relação aos torques de entrada obtendo as expressões em termos da rotação do quadril e o joelho, apresentadas nas Equações 4.14 e 4.15 respectivamente.

$$\ddot{\theta} = \left(\tau_1 + \ddot{\zeta}_c a_2 + \theta a_4 - \zeta_c a_5\right)\left(\frac{1}{a_1}\right) \tag{4.14}$$

$$\ddot{\zeta}_c = \left(-\tau_2 + \ddot{\theta} a_2 + \zeta_c a_5 - \theta a_5\right)\left(\frac{1}{a_3}\right) \tag{4.15}$$

Utilizando as Equações 4.14 e 4.15, foi possível implementar o diagrama apresentado na Figura 4.11 para o quadril e Figura 4.12 para a perna.

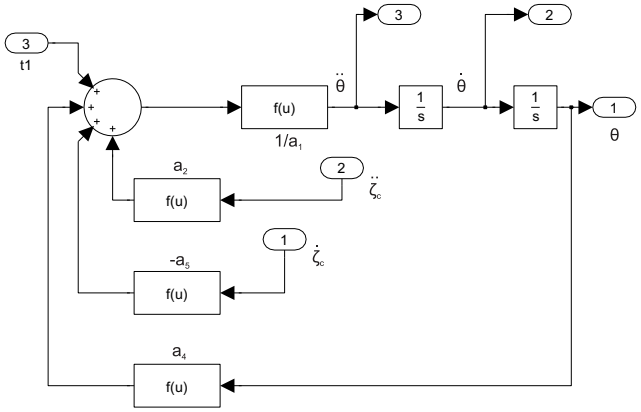


Figura 4.11 Modelo dinâmico linearizado do quadril em Simulink™

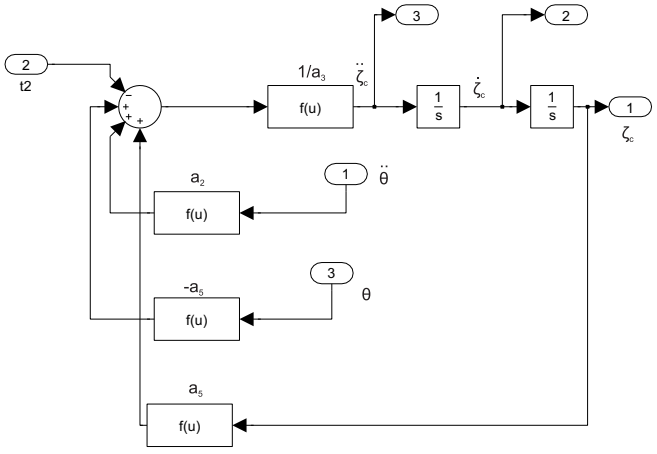


Figura 4.12 Modelo dinâmico linearizado da perna em Simulink™

A partir das equações anteriores e seus correspondentes diagramas foi possível estabelecer o modelo em blocos do sistema linearizado que é mostrado na Figura 4.13.

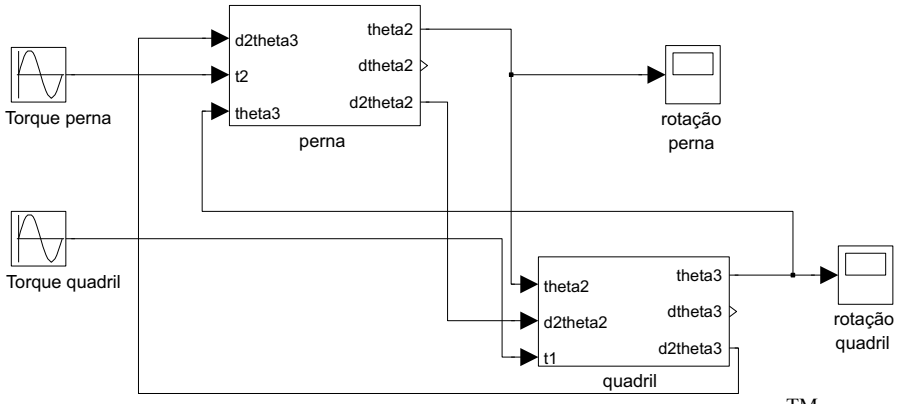


Figura 4.13 Modelo dinâmico linearizado em Simulink™

O processo de linearização para o mecanismo em paralelogramo segue o mesmo procedimento apresentado para o mecanismo serial e seu modelo em blocos de Simulink™ mantém a mesma estrutura. As mudanças estão presentes nos termos de rotação e aceleração das equações, os quais devem ser configurados segundo os resultados da análise dinâmica.

4.4 Arquitetura de Controle

Considerando-se que a arquitetura de controle do sistema para a assistência de movimentação está composta pelos atuadores, o sistema de controle, o modelo dinâmico e cinemático da planta, e a realimentação do sistema através de sensores para garantir um desempenho aceitável devido às entradas escolhidas. Como arquitetura de controle é proposto o sistema mostrado na Figura 4.14, este está composto pelo módulo para a cinemática que permite calcular as posições e orientações durante as sequências de movimentos, o controle das juntas optimizado a partir dos parâmetros calculados com dinâmica (este procedimento é realizado no Capítulo 5 durante o dimensionamento mecânico e do acionamento). Como dados de entrada para o sistema, tem-se o gerador de trajetórias e dados de movimentação previamente capturados

ou fornecidos pelo usuário, que fornecem as posições que o mecanismo deve seguir com cada junta. O sistema é ajustado utilizando movimentos predefinidos ou informação adquirida por sensores em conjunto com a cinemática direta permitindo, assim, um fluxo de informação de forma colaborativa e cooperativa em relação ao desempenho da movimentação.

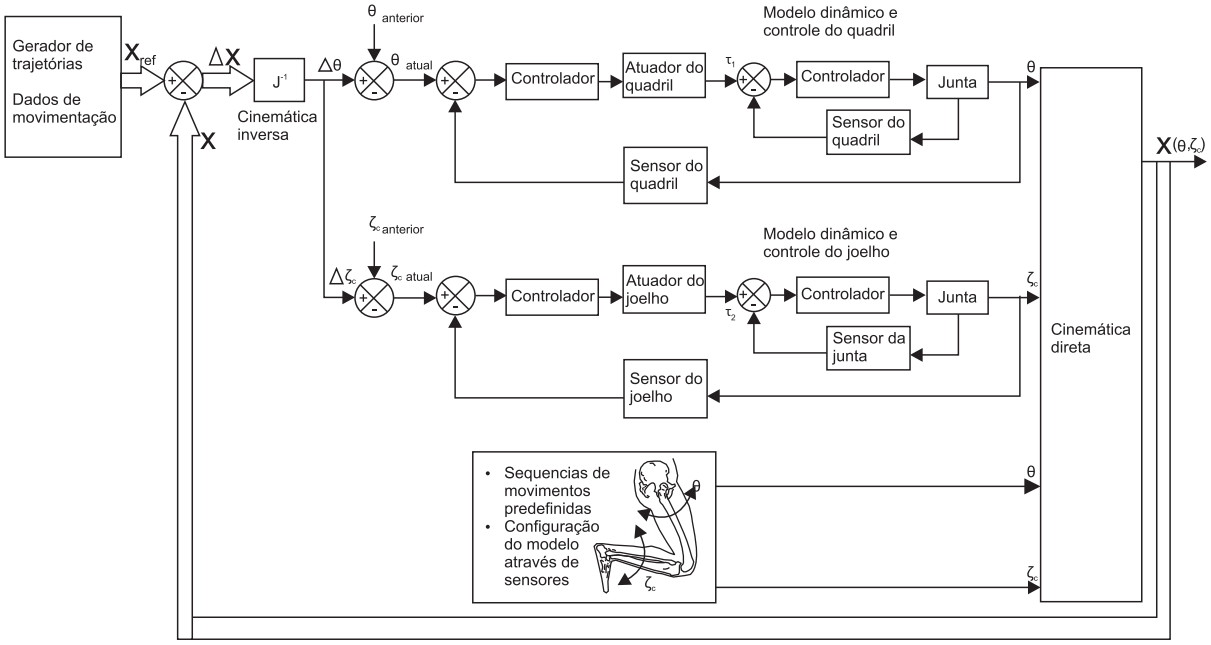


Figura 4.14 Sistema de controle

Considerando-se as características do movimento a reproduzir com o mecanismo proposto, como uma movimentação lenta e de faixa pequena, para a implementação do sistema de controle foi considerado o modelo linear do mecanismo e um controlador de tipo *PID* (proporcional, integrativo e derivativo). O modelo linear e o *PID* foram escolhidos levando em consideração que para os movimentos a reproduzir os efeitos inerciais são mínimos, sendo possível aplicar ao sistema uma forma de controle linear, uma vez que o *PID* permite compensar as diferenças entre os valores reais e aqueles estimados pela planta. Estas diferenças são compensadas através da modificação da sobre-elevação, erro de estado e a estabilização da resposta do sistema.

A análise dinâmica permitiu calcular as expressões e os torques requeridos para movimentar o membro inferior de forma cíclica. Considerando as características do membro

inferior e seu comportamento durante exercícios de reabilitação para fortalecimento dos músculos, foram definidos os parâmetros do controlador. Sabendo-se que os movimentos são executados de forma lenta e repetitiva, o tempo para estabelecimento do sinal de saída é configurado para 0.4 s, com uma sobre-elevação máxima de 5% e sem erro do estado. Vale a pena destacar que estes valores são variáveis e que devem ser reajustados para cada usuário, já que as medidas antropométricas, velocidade e faixa de movimentação mudam segundo o caso.

Para a implementação do controle tipo *PID*, o primeiro passo é a modelagem do motor CC a ser utilizado como atuador do mecanismo tanto para o quadril quanto a perna. O motor CC é representado através do diagrama apresentado na Figura 4.15.

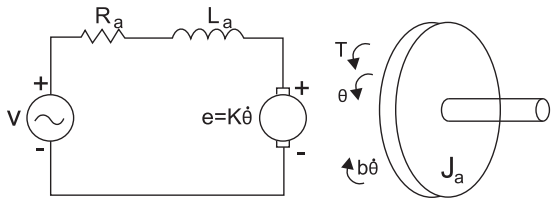


Figura 4.15 Diagrama funcional do motor CC (OGATA, 2009)

Utilizando o diagrama do motor CC, foi possível definir o modelo de blocos do atuador e implementar a sua função de transferência permitindo através de uma tensão de referência calcular a velocidade e posição angular e torque no motor. O diagrama de blocos do motor para é mostrado na Figura 4.16

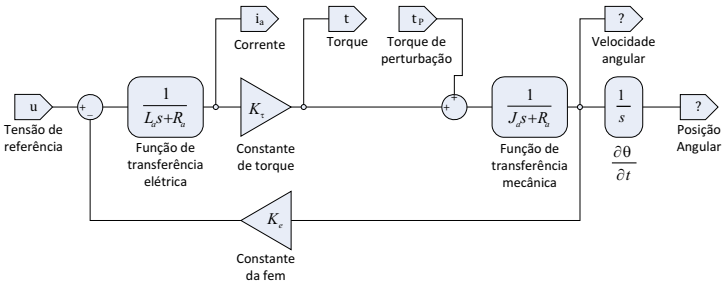


Figura 4.16 Modelo em diagrama de blocos do motor CC em blocos (OGATA, 2009)

Para incluir um controlador *PID*, basta adicionar ao modelo os ganhos na tensão de entrada e realimentado com a posição de saída. Esta integração é apresentada na Figura 4.17, nela a entrada do sistema foi definida por uma entrada de tipo degrau. Este tipo de entrada no sistema permite avaliar o comportamento do controlador no pior cenário possível.

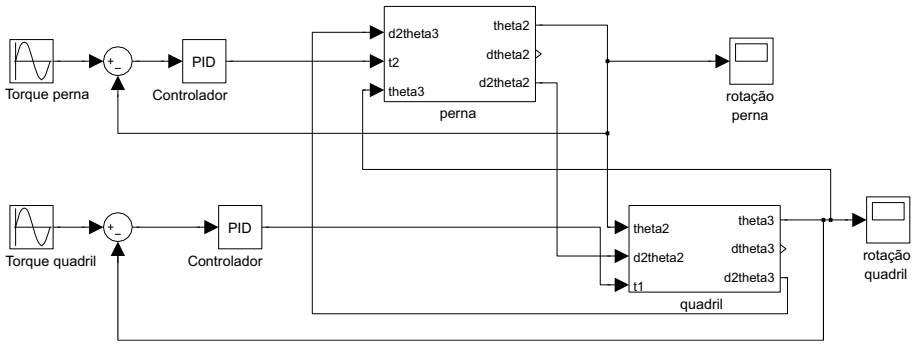


Figura 4.17 Diagrama em blocos do motor com o controlador *PID*

4.5 Implementação de Modelo Mecatrônico em Matlab®

Para a implementação e simulação do modelo mecatrônico é proposto um sistema inspirado na biomecânica humana e no sistema mostrado na Figura 4.14. O modelo é composto por dois elementos representando a coxa e a perna, acionados por quatro motores, um para articulação.

A coxa é modelada segundo o comportamento de um pêndulo invertido já que este tem uma movimentação similar ao membro inferior durante seu balançao, cujo acionamento será por meio de motores CC utilizando um controle de posição simples do tipo *PD*. A condição inicial é dada com o intuito de se obter um comportamento oscilatório na saída. O sensor na junta permite monitorar o comportamento angular, enquanto o sensor do corpo permite utilizar a matriz de transformação para representar o pêndulo no ambiente virtual do Matlab® como mostrado na Figura 4.18.

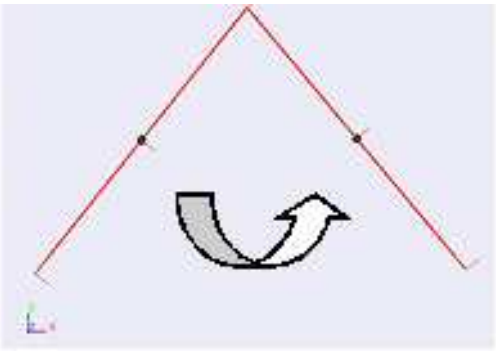


Figura 4.18 Resultados da Simulação da flexão/extensão da coxa em Simmechanics™ do pêndulo

Para o controle de posição do motor CC é implementado um ambiente como mostrado na Figura 4.19, onde a variação da posição angular da articulação é convertida em torque pelo atuador do corpo para transmitir à articulação e realimentar o sistema através de sua medição com um sensor. As portas *1* e *2* representam os corpos unidos à articulação, neste caso a coxa e a perna.

Para a simulação da interação entre o solo e a perna é proposto um sistema que controle a posição e velocidades do membro no ponto de contato. Com a finalidade de reproduzir a força de reação que ocorre ao contato da perna com o solo, definem-se as posições de referência do solo e as velocidades nos eixos *x* e *z* das pernas. Também foi considerado um modelo Simmechanics™ para simular a força de reação do solo dentro do sistema, neste foram consideradas as velocidades nos três eixos, o valor de referência do solo e um atuador para corrigir o posicionamento do corpo.

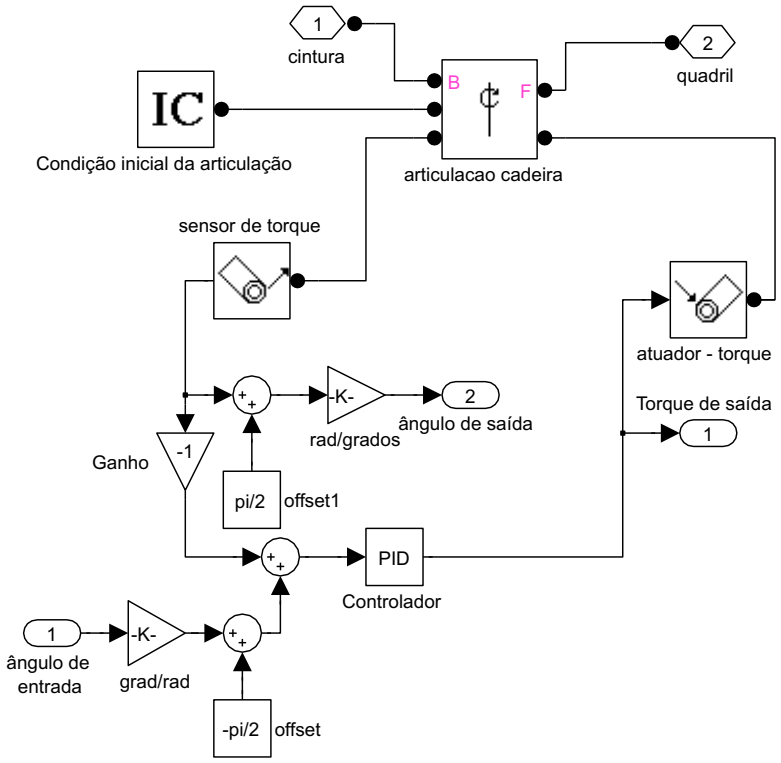


Figura 4.19 Diagrama de controle para cada articulação

O sistema mecatrônico em Simmechanics™ mostrado na Figura 4.20 é o resultado de considerar o sistema proposto na Figura 4.14. O modelo está composto por quatro blocos contendo diagrama de controle para cada membro inferior e a sua interação como o solo localizada no tornozelo do mecanismo. Os dados de entrada do sistema podem ser posições ou ângulos do trecho da marcha a reproduzir. O modelo cinemático faz-se útil nesse ponto, pois permite obter os dados de entrada do sistema. Para testar o modelo foram utilizados os ângulos calculados através da cinemática.

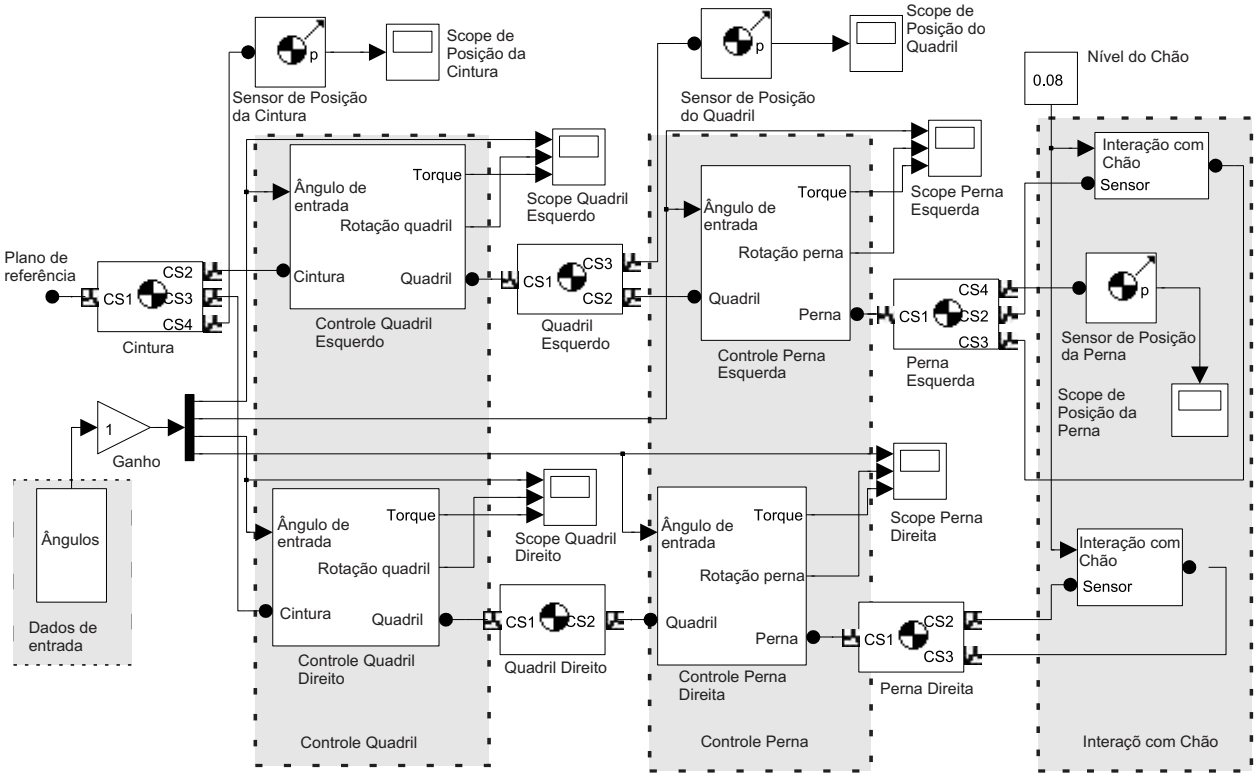


Figura 4.20 Modelo de simulação dos membros inferiores

4.6 Considerações Finais do Capítulo

Neste capítulo foi realizada a modelagem dinâmica para três tipos de mecanismos em conjunto com o sistema de acionamento. Esta análise permitiu obter as equações dinâmicas que serviram como base para dimensionar o sistema mecânico e de acionamento do dispositivo para membro inferior.

Foram calculados e implementados modelos em Simulink^{TM} e Simmechanics^{TM} relativos ao mecanismo e os atuadores para o quadril e o joelho. O modelo do sistema é não linear devido às componentes inerciais e gravitacionais e estas foram linearizadas com o intuito de utilizar um controlador *PID* em conjunto com o mecanismo escolhido já que as características da movimentação a reproduzir permitem realizar esta simplificação.

Os modelos obtidos neste capítulo serão utilizados em conjunto com os dados de movimentação biomecânicos e parâmetros antropométricos para calcular e projetar o sistema mecânico e de acionamento como mostrado na Figura 4.21 no Capítulo 5.

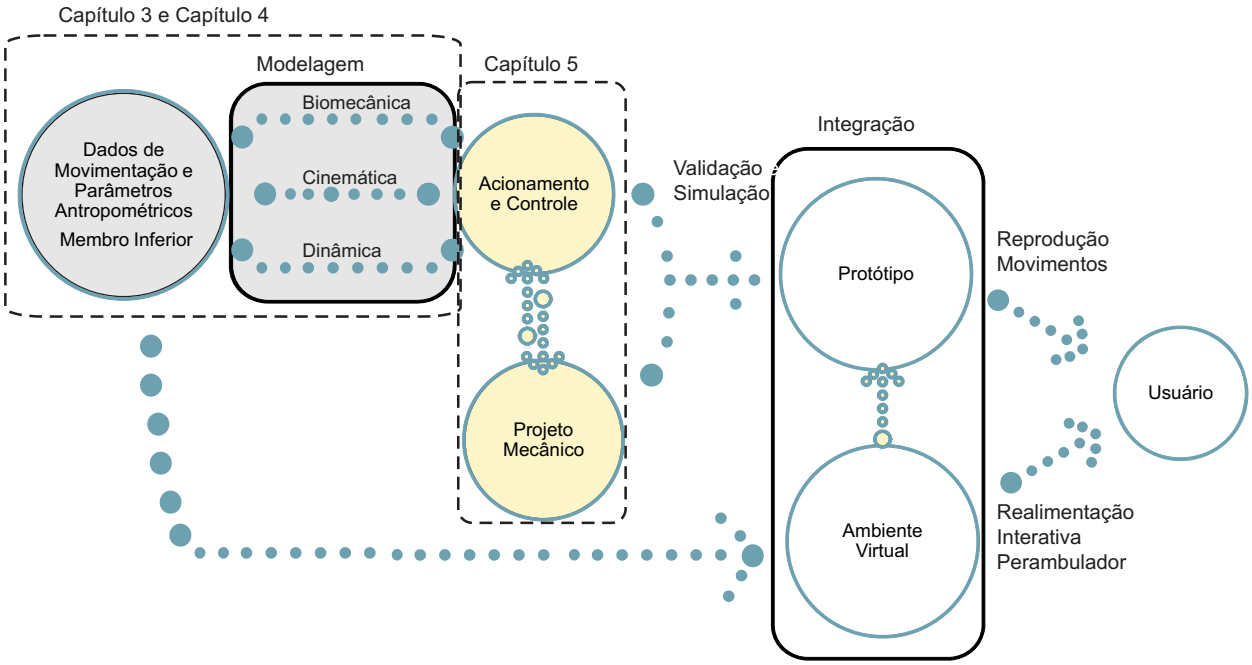


Figura 4.21 Integração dos capítulos dentro da proposta

5 PROJETO MECÂNICO DO DISPOSITIVO PARA MEMBRO INFERIOR

Para o desenvolvimento do protótipo mecânico, toma-se como referência um modelo anatômico humano considerando as medidas antropométricas fornecidas pelo Laboratório para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas. O projeto mecânico do protótipo para membro inferior segue a metodologia apresentada na Figura 5.1. Além das considerações antropométricas, algumas restrições são definidas com a finalidade de reduzir o peso. O dispositivo será projetado para uso em ambientes fechados restringindo a autonomia do paciente a um espaço físico definido, permitindo o uso de cabos tanto para alimentação quanto para o envio de informação do controlador ao computador monitorando o mecanismo. Esta consideração para o projeto mecânico permite desacoplar a fonte de energia do mecanismo, consequentemente reduzindo a carga sobre o mesmo.

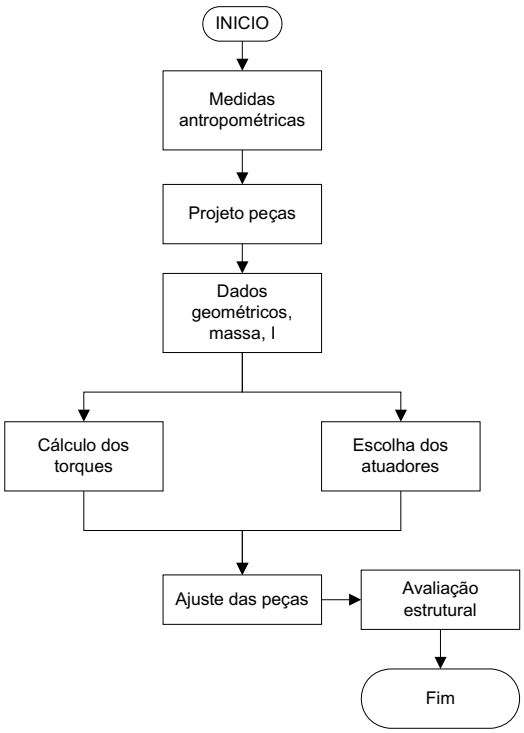


Figura 5.1 Diagrama de fluxo para projeto mecânico

5.1 Configuração do Mecanismo

Projetando a estrutura com dados do aço 1020[8] como material para os componentes mecânicos, foram obtidos os parâmetros apresentados na Tabela 5.1, cuja representação CAD é mostrada na Figura 5.2. O aço 1020 que possui liga de carbono do tipo básico da serie 1020 foi escolhido devido a que possui uma boa dureza e resistência à tração.

Tabela 5.1 Dados para análise do mecanismo com aço 1020

Elo	Massa (Kg)	Centro de massa (m)	Inércia (Kgm^2)	L_i (m)	alfa/beta (º)
Quadril	1,78	0,23	0,031	0,42	54,047
Perna	1,97	0,258	0,042	0,46	54,565
Paralelo quadril	0,13	0,075	0	0,15	50
Paralelo perna	0,08	0,04	0	0,088	50

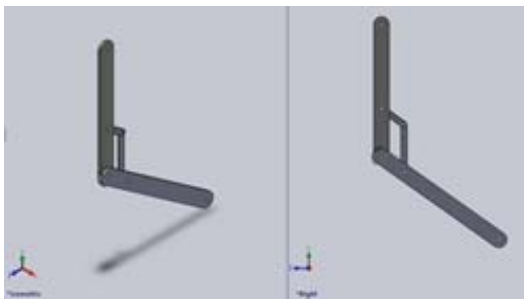


Figura 5.2 Mecanismo em paralelo com barras sólidas em aço 1020

Com a finalidade de diminuir a carga mecânica, são realizados ajustes geométricos para reduzir a quantidade de material. Na Figura 5.3 Pode se ver como as distâncias dos elos paralelos mudam devido às mudanças das massas. As propriedades obtidas com esta nova configuração são apresentadas na Tabela 5.2.

[8] http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=10b74ebc27344380ab16b1b69f1cffbb

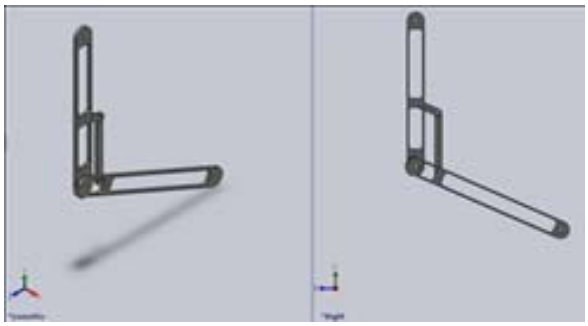


Figura 5.3 Peças reprojetadas para minimizar peso

Tabela 5.2 Dados para análise do mecanismo com geometria reduzida

Elo	Massa (Kg)	Centro de massa (m)	Inércia (Kgm^2)	L_i (m)	alfa/beta (º)
Quadril	0,8	0,21	0,02	0,42	50
Perna	0,72	0,28	0,024	0,46	60,86
Paralelo quadril	0,15	0,0914	0	0,182	50
Paralelo perna	0,06	0,0363	0	0,0726	50

5.1.1 Cálculo do Torque

Para avaliar o projeto com as geometrias reduzidas, os valores dos torques são calculados utilizando um ciclo de marcha normal e os *Exercícios 1* e *2* como entradas. Neste caso, estes exercícios foram escolhidos devido a seu uso para o fortalecimento de músculos necessários durante a execução de marcha normal. No *Exercício 1* o movimento principal é feito pela flexão e extensão do quadril, enquanto que no *Exercício 2* a rotação é feita pelo joelho.

O primeiro cálculo dos torques para o quadril e o joelho toma como base um ciclo de marcha normal capturado através de 100 amostras, como apresentado na Figura 5.4, onde pode ser observado que, por causa do efeito da redução, o torque também é decrementado confirmando, mais uma vez, que os valores de torque são maiores para o elo do quadril do que para o joelho, isto corrobora o fato de que o torque do quadril deve ser maior para movimentar o mecanismo.

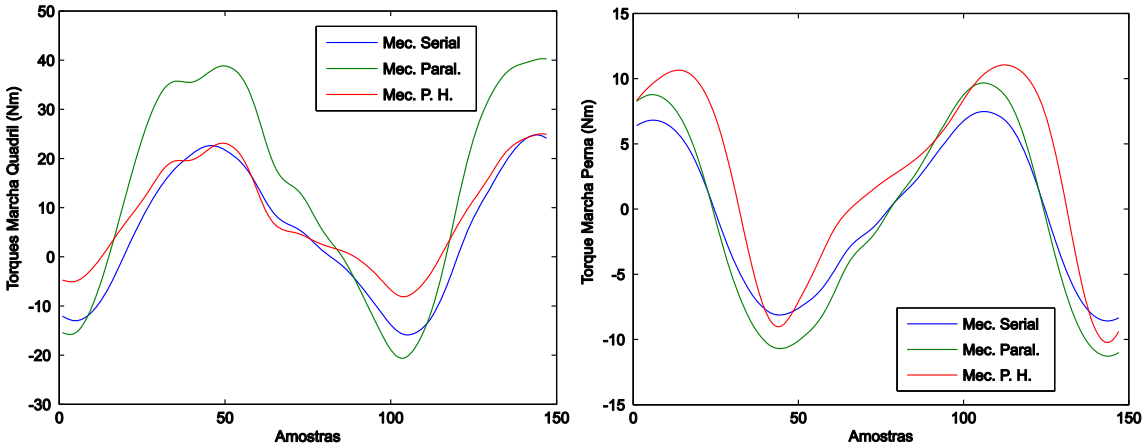
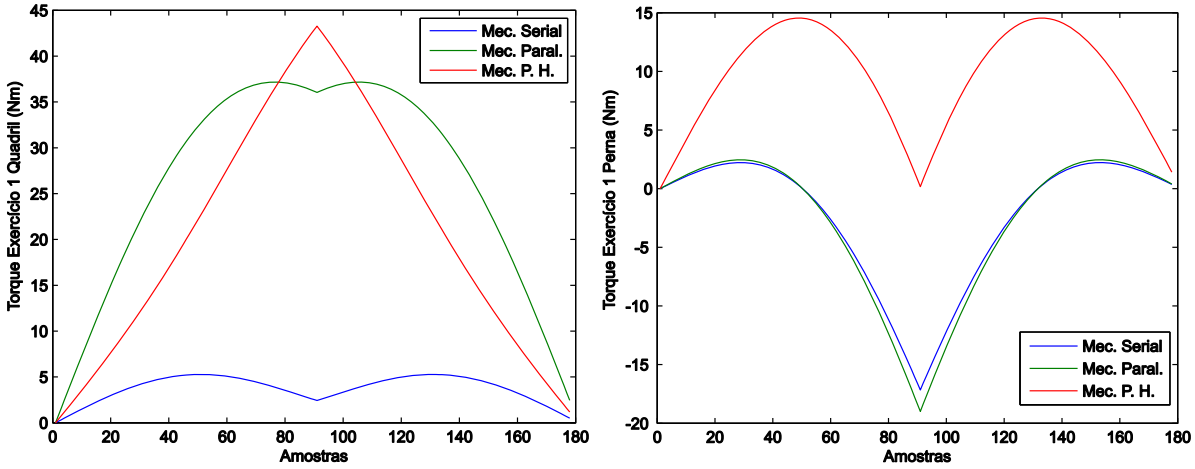


Figura 5.4 Torques para o paralelogramo reajustado seguindo movimentos da marcha

O segundo cálculo envolve os movimentos do *Exercício 1*. Os torques obtidos para cada um dos mecanismos seguindo cada sequência de movimento são apresentados na Figura 5.5.



(a) torques no quadril (b) torques na perna

Figura 5.5 Torques para o paralelogramo reajustado seguindo marcha normal

5.1.2 Acionamento e Monitoramento do Mecanismo

Com base nos torques calculados é possível determinar qual é o atuador mais apropriado para o sistema. Desta forma, conforme pesquisa nos catálogos de diversos fabricantes , conclui-

se que o motor CC CDP24V da Bosch[9] cumpre com os requisitos de movimentação do mecanismo. A curva de torques deste motor é apresentada na Figura 5.6, na qual é possível ver que o seu torque está dentro da faixa para movimentar o mecanismo projetado.

Para realizar o monitoramento do motor foi escolhido o encoder de eixo passante E40H[10] para ser acoplado diretamente no motor previamente descrito. Este encoder foi escolhido por se adequar às restrições do projeto, como tamanho, peso e alimentação. Além disso, a resolução máxima do sensor é de 5000 pulsos por revolução, resultando numa precisão adequada para o projeto.

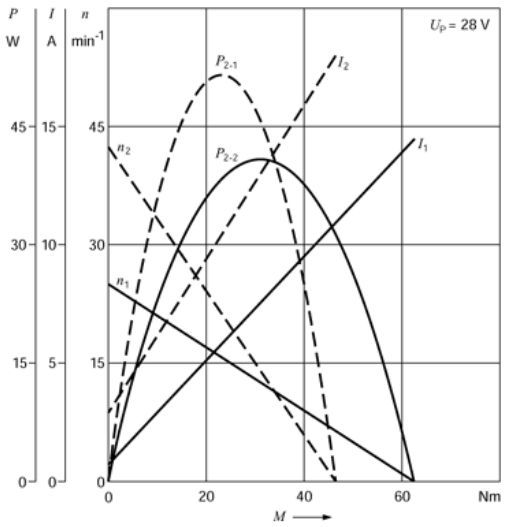


Figura 5.6 Curva de torques para Motor CC Bosch CDP24V 22/29W

Com a finalidade de avaliar o modelo do motor, foram realizados testes utilizando uma carga inercial equivalente à carga gerada pelo membro inferior durante o movimento. A entrada de tipo degrau é ajustada para equivaler a um ângulo de entrada de 90º que corresponde ao maior ângulo atingido pelo membro inferior em que o torque máximo é requerido. A Figura 5.7 apresenta diferentes respostas obtidas ajustando os ganhos do *PID*.

[9] http://www.boschmotorsandcontrols.co.uk/elektromotoren/produkt/0390242409/index.htm
[10] http://www.gayatricontrol.com/e40h.pdf

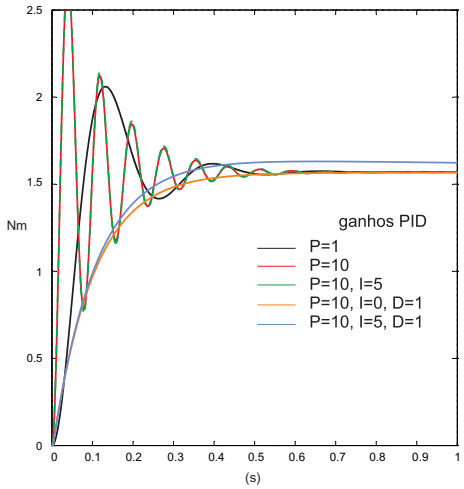


Figura 5.7 Resposta do *PID* em diferentes configurações

Dos resultados obtidos é possível ver como o comportamento resultante considerando somente o ganho proporcional tem um sobressalto acima de 33% e uma estabilização em 0.6 s, a maior diferença entre o aumento e diminuição do ganho é apresentada nas oscilações para atingir a estabilização. No caso de utilizar os ganhos proporcional, integral e derivativo a resposta apresenta um sobressalto menor a 5% e um tempo de estabilização de 0.5 s, sendo uma melhoria em relação ao uso de somente o ganho proporcional. Finalmente, a melhor resposta foi obtida utilizando os ganhos proporcional e derivativo, com os quais foram atingidos os parâmetros desejados do motor CC.

5.1.3 Acoplamentos Mecânicos

Para garantir que a estrutura se mantenha firme e não gere movimentação indesejada durante seu uso, são considerados alguns elementos mecânicos para minimizar o atrito e manter os eixos e elos do dispositivo dentro de seus planos de rotação e graus de liberdade. A seguir são apresentados os elementos considerados:

- Anel *Seeger*: Para evitar que os elos percam suas relações de posição e seus eixos de rotação, utilizam-se os anéis *Seeger* que permitem segurar os eixos de rotação às peças. O anel escolhido é do tipo A12/DIN471[11].
- Eixo suporte do motor: Para fixar o motor à estrutura mecânica, precisa-se de uma barra de aço à qual o eixo do motor será parafusado. Para segurar o outro extremo desta barra, foi projetada uma chaveta para restringir a rotação e um corte de material circular para encaixar e segurar utilizando o anelo *Seeger*.

Utilizando os elementos previamente mencionados, é feita a montagem mecânica entre as peças do quadril e da perna, junto com os eixos de rotação, rolamentos, e anéis *Seeger* para restringir o movimento. A Figura 5.8 apresenta o diagrama de montagem e o posicionamento de cada elemento.

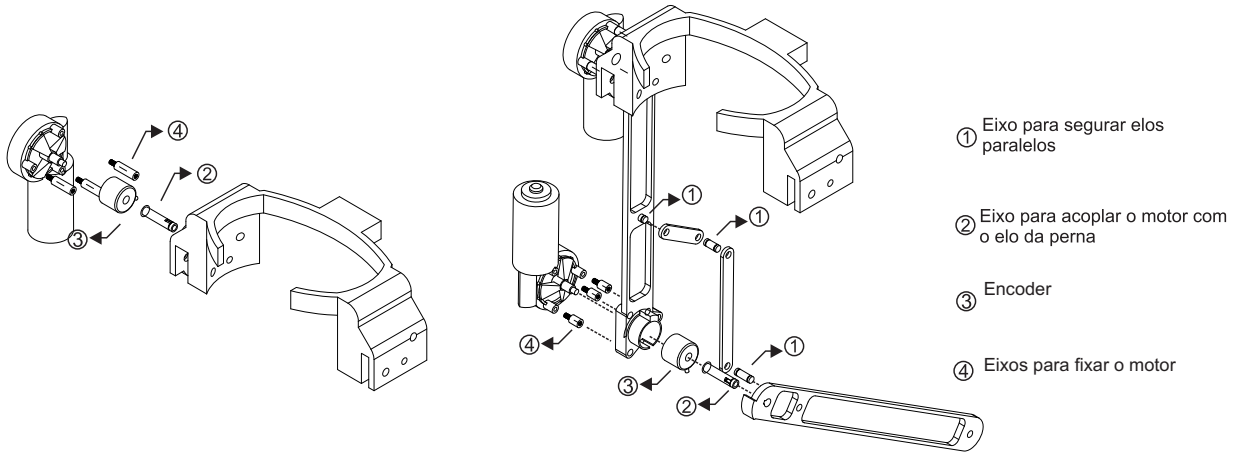


Figura 5.8 Diagrama de acoplamentos

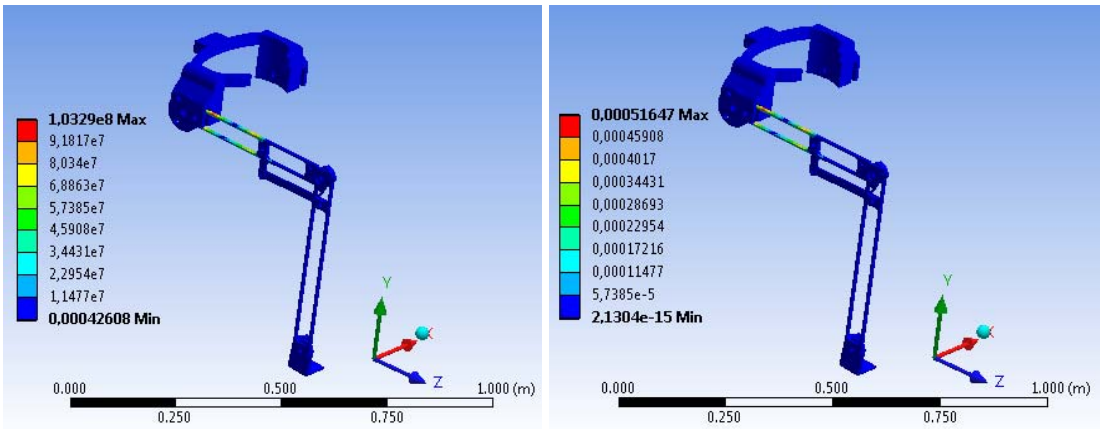
5.1.4 Análise Estrutural

A simulação através do Método dos Elementos Finitos permite avaliar o comportamento mecânico das peças em relação às cargas geradas pela mesma estrutura e os atuadores. Esta

[11] http://www.anelbras.com.br/documents/CESNet.pdf

análise é importante, pois permite verificar se cada componente e sua geometria têm a capacidade de suportar os esforços e tensões gerados durante o seu uso sem apresentar falhas mecânicas. Para a análise da estrutura com MEF foi considerada a posição onde o mecanismo flexiona o quadril e a perna representado o cenário onde estão presentes as maiores cargas. Os parâmetros a considerar para garantir bons resultados, são a definição das restrições de movimento, como pontos fixos, propriedades mecânicas de cada elemento e as juntas rotacionais. Esta avaliação utilizou os resultados relativos aos esforços e tensões de *VonMises* como teoria de falha do material em conjunto com as deformações totais.

A posição de flexão do quadril e da perna equivale a ter cada um das peças rotadas 90º respeito da sua posição de equilíbrio. Nesta configuração o sistema foi fixado no suporte da cintura e as forças geradas pelos motores aplicadas nas articulações considerando também o peso do quadril sobre a estrutura. Os resultados obtidos para os esforços, tensões e deformações são mostrados na Figura 5.9, e Figura 5.10, respectivamente.



Esforços Tensões

Figura 5.9 Esforços de VonMises com o quadril e perna flexionadas

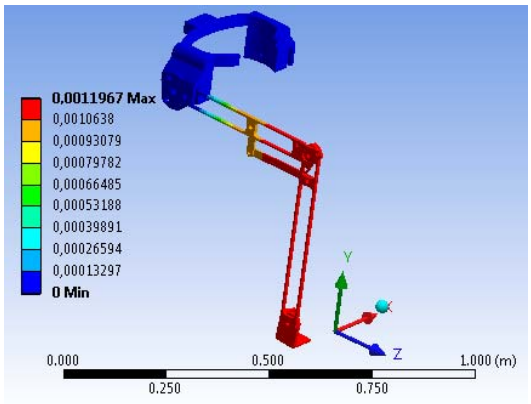


Figura 5.10 Esforços de *VonMises* e deformação em posição 90º - 90º

Os esforços, tensões e deformações obtidas foram comparados com resultados obtidos analisando a estrutura mecânica simulando seu uso numa posição de pé e outra com o membro inferior em balanço. Estes resultados são apresentados na Tabela 5.3, a partir deles é possível concluir que durante os diferentes cenários os esforços e tensões não superam o módulo de elasticidade nem o módulo cortante do material escolhido. Inclusive as deformações são suficientemente pequenas que permitem o funcionamento apropriado do dispositivo.

Tabela 5.3 Resultados com aço 1020 em diferentes posições

Propriedades aço		Configuração mecanismo	Esforço (Pa)	Tensão
Módulo de elasticidade (Pa)	Módulo cortante	De pé	4,16E+06	2,08E-05
2,00E+11	7,70E+10	Em balanço	6,76E+06	3,38E-05
		Quadril e perna flexionadas com peso da perna	1,03E+08	5,16E-04

5.1.5 Análise Estrutural com Materiais Diferentes

Além das simulações com aço 1020, mais dois materiais foram utilizados na simulação com a finalidade de analisar o comportamento das geometrias com propriedades mecânicas distintas que permitam reduzir o peso da estrutura, já que componentes leves geram menores torques que resultam em menores sistemas de acionamento. Para isto foram utilizados o

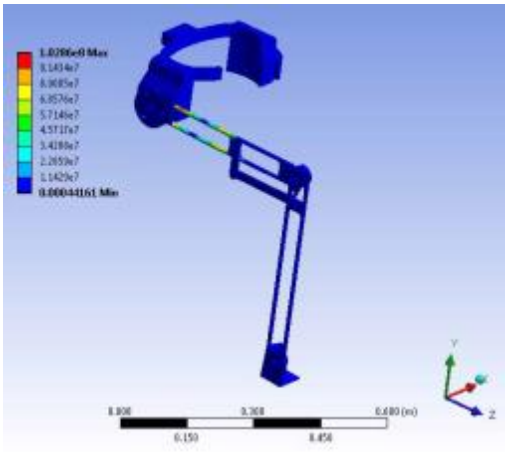
alumínio 7076[12] e a fibra de carbono grau padrão[13] cujas propriedades mecânicas garantem uma boa resistência e um baixo peso.

5.1.5.1 Análise Estrutural com Alumínio 7076

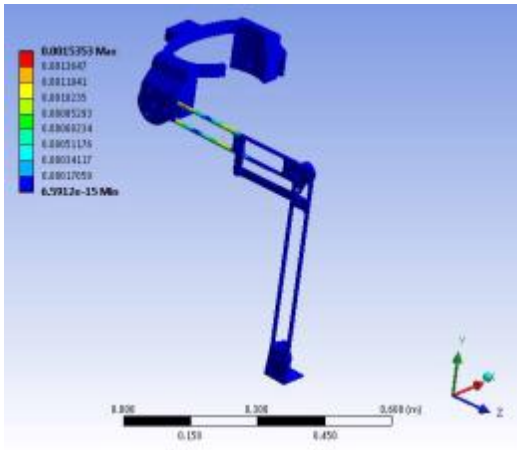
A mudança mais notável na troca para o alumínio 7076 reflete-se na variação de peso de cada elemento na Tabela 5.4 comparado com os valores obtidos para o aço apresentados na Tabela 5.1. Os resultados obtidos para esforços, tensões e deformação utilizando o alumínio são apresentados na Figura 5.11 e Figura 5.12, respectivamente.

Tabela 5.4 Massas dos elos com alumínio

Elo	Quadril	Perna	Paralelo do quadril	Paralelo da perna
Massa (Kg)	0,322	0,261	5,42E-02	2,27E+01



Esforços



Tensões

Figura 5.11 Esforços de *VonMises* considerando o peso do membro inferior

[12] http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=8916a21e7d604d3499f7637fde053930
[13] http://www.matweb.com

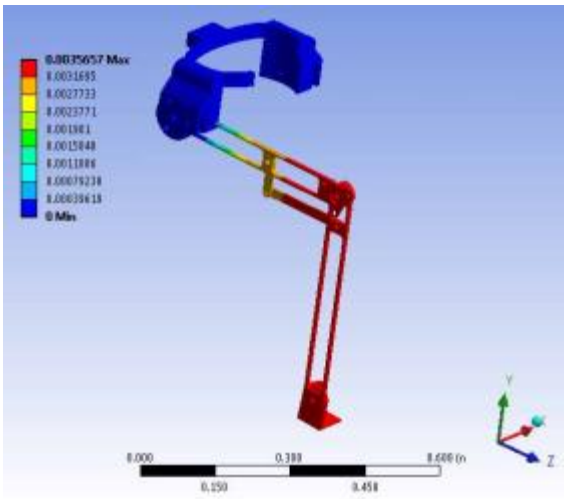


Figura 5.12 Deformações considerando o peso do membro inferior

Neste cenário os esforços e tensões obtidas não superam o módulo de elasticidade nem o módulo cortante garantindo que a estrutura não vai sofrer falhas mecânicas (Tabela 5.5). As deformações obtidas alteram a forma das peças o qual pode gerar movimentações que gerem desconforto e não acompanhem de forma correta os movimentos do membro inferior.

Tabela 5.5 Esforços e tensões do alumínio 7076

Propriedades alumínio		Configuração mecanismo	Stress (Pa)	Strain
Módulo de elasticidade (Pa)	Módulo cortante	Quadril e perna flexionadas com peso da perna	1,028E+08	0,00153
67E+9	25E+9			

5.1.5.2 Análise Estrutural com Fibra de Carbono Grau Padrão

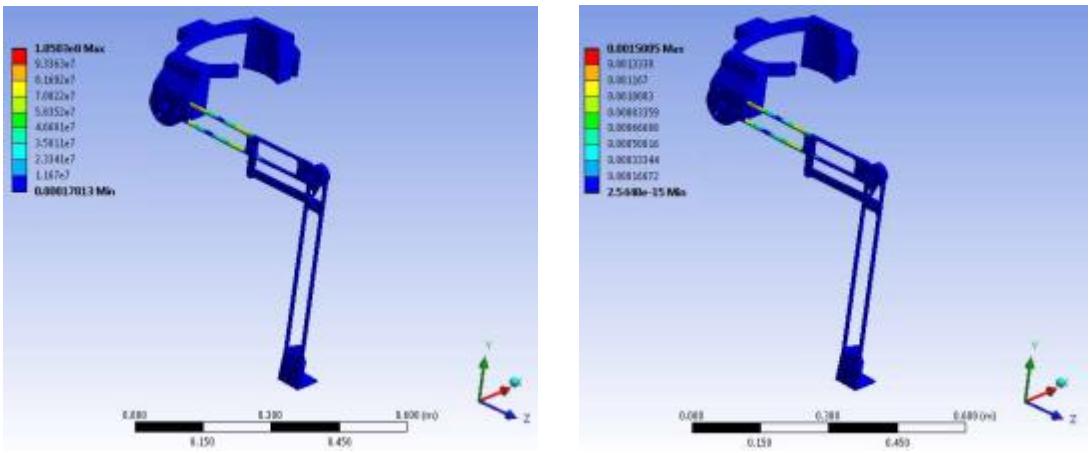
A fibra de carbono de grau padrão oferece propriedades mecânicas com uma alta resistência e baixo peso, o que tem ampliado sua utilização apesar de ter um custo de fabricação maior que as estruturas com aço ou alumínio. Com este material as massas obtidas são

apresentadas na Tabela 5.6, que comparadas com aquelas da fibra de carbono na Tabela 5.4 e do aço 1020 na Tabela 5.1 permitem ver a redução de peso da estrutura.

Tabela 5.6 Massas dos elos com fibra de carbono

Elo	Quadril	Perna	Paralelo do quadril	Paralelo da perna
Massa (Kg)	0,18	0,147	3,05E-02	1,23E+01

Os resultados obtidos para esforços, tensões e deformações utilizando a fibra de carbono são apresentados na Figura 5.13 e Figura 5.14.



Esforços Tensões

Figura 5.13 Esforços de *VonMises* considerando o peso do membro inferior

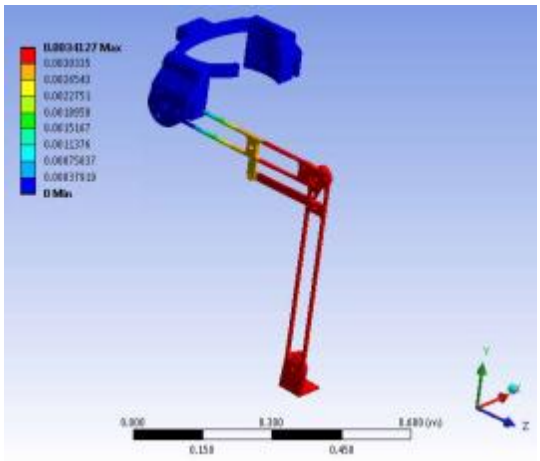


Figura 5.14 Deformações considerando o peso do membro inferior

Utilizando a fibra de carbono, os esforços e tensões obtidas não superam o módulo de elasticidade nem o módulo cortante garantindo que a estrutura não vai sofrer falhas mecânicas (Tabela 5.7). De forma similar que com o alumínio, as deformações obtidas alteram a forma das peças o qual pode gerar movimentações que gerem desconforto e não acompanhem de forma correta os movimentos do membro inferior.

Tabela 5.7 Esforços e tensões da fibra de carbono grau padrão

Propriedades alumínio		Configuração mecanismo	Stress (Pa)	Strain
Módulo de elasticidade (Pa)	Módulo cortante	Quadril e perna flexionadas com peso da perna	1,05E+08	0,0015
70E+9	5E+9			

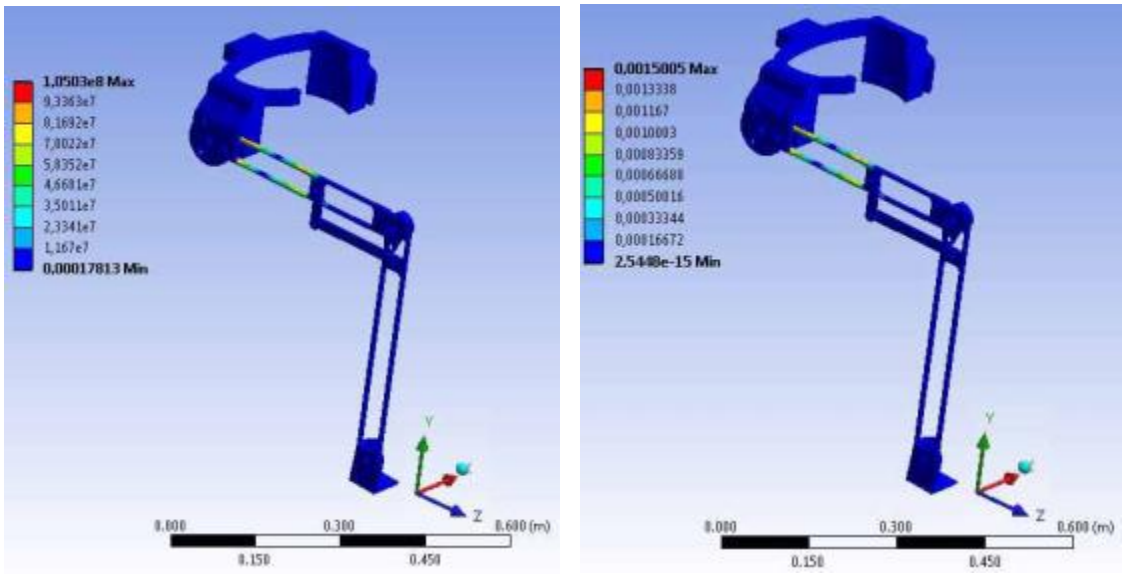
5.1.6 Avaliação do Protótipo do Mecanismo Fabricado em Poliamida

Com o objetivo de evitar os custos de fabricação do mecanismo proposto e poder avalia-lo para identificar ajustes necessários no projeto mecânico, foi construído um protótipo em parceria com a Divisão de Tecnologia Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer. O protótipo foi construído empregando uma impressora 3D do tipo de Sinterização Seletiva a Laser[14] (SLS) utilizando DuraForm™ poliamida[15] resultando numa estrutura leve com os pesos mostrados na Tabela 5.8. A poliamida é utilizada devido às suas características de alto detalhe, qualidade no acabamento das superfícies e durabilidade. Para avaliar o protótipo com este processo de fabricação, o modelo foi simulado considerando as propriedades da poliamida e as restrições na posição de maior esforço e tensão no dispositivo. Os esforços, tensões e deformações obtidas para a poliamida são apresentados na Figura 5.15 e Figura 5.16 respectivamente.

[14] http://production3dprinters.com/sls/selective-laser-sintering
[15] http://production3dprinters.com/support/sls-material-safety-data-sheets-msds

Tabela 5.8 Massas dos elos com poliamida

Elo	Quadril	Perna	Paralelo do quadril	Paralelo da perna
Massa (Kg)	6,69E-03	5,43E-03	1,12E-02	4,7E-04



Esforços Tensões

Figura 5.15 Esforços de *VonMises* em posição 90º - 90º

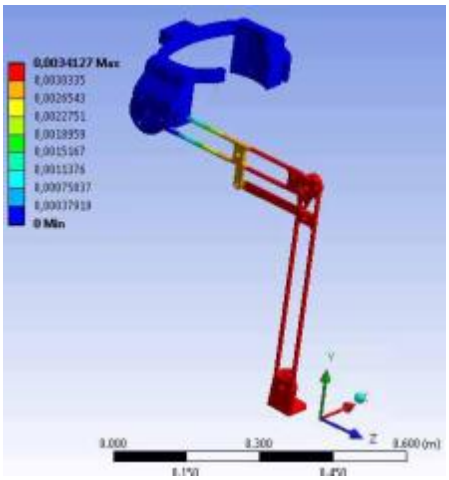


Figura 5.16 Deformações em posição 90º - 90º

De forma similar que com os materiais previamente simulados, os esforços e tensões presentes na poliamida neste cenário de flexão não superaram os módulos de elasticidade e

cortante garantindo que o dispositivo não apresente falhas mecânicas (Tabela 5.9). No caso das deformações, estas são suficientes para deformar e impedir o uso do dispositivo para assistir ou reproduzir movimentação no membro inferior devido a que gerariam desconforto no usuário.

Tabela 5.9 Esforços e tensões na poliamida

Propriedades poliamida		Configuração mecanismo	Stress (Pa)	Strain
Módulo de elasticidade (Pa)	Módulo cortante	Quadril e perna flexionadas com peso da perna		
1285E+6	1600E+6		1,05E+08	0,0015

5.2 Considerações Finais do Capítulo

Depois de analisar os resultados obtidos e considerando as propriedades de cada material, os valores dos esforços e as tensões não superam o modulo de elasticidade nem o esforço cortante máximo permitido por cada um, garantindo que os modelos projetados suportam as cargas durante a movimentação do membro inferior. Com os valores obtidos foram calculados os fatores de segurança para cada material, conforme mostrado na Tabela 5.10. Através da análise desses fatores, pode-se ver que os materiais escolhidos são adequados para utilização no dispositivo, além disso, nota-se que o aço oferece o maior fator de segurança junto com um maior peso na estrutura.

Tabela 5.10 Fator de segurança

Material	Aço	Alumínio	Fibra de carbono
Fator de segurança	1.94E+03	0.65E+3	0.66E+3

Neste capítulo foi realizado o dimensionamento do sistema mecânico e de acionamento que permitiram a implementação de um protótipo experimental para a realização de testes e integração com o ambiente virtual desenvolvido no Capítulo 6.

No próximo capítulo deste trabalho, será desenvolvido o ambiente de navegação tipo perambulador baseado nos dados de movimentação e parâmetros antropométricos é realizado para sua implementação com o protótipo do dispositivo para membro inferior como mostra a Figura 5.17.

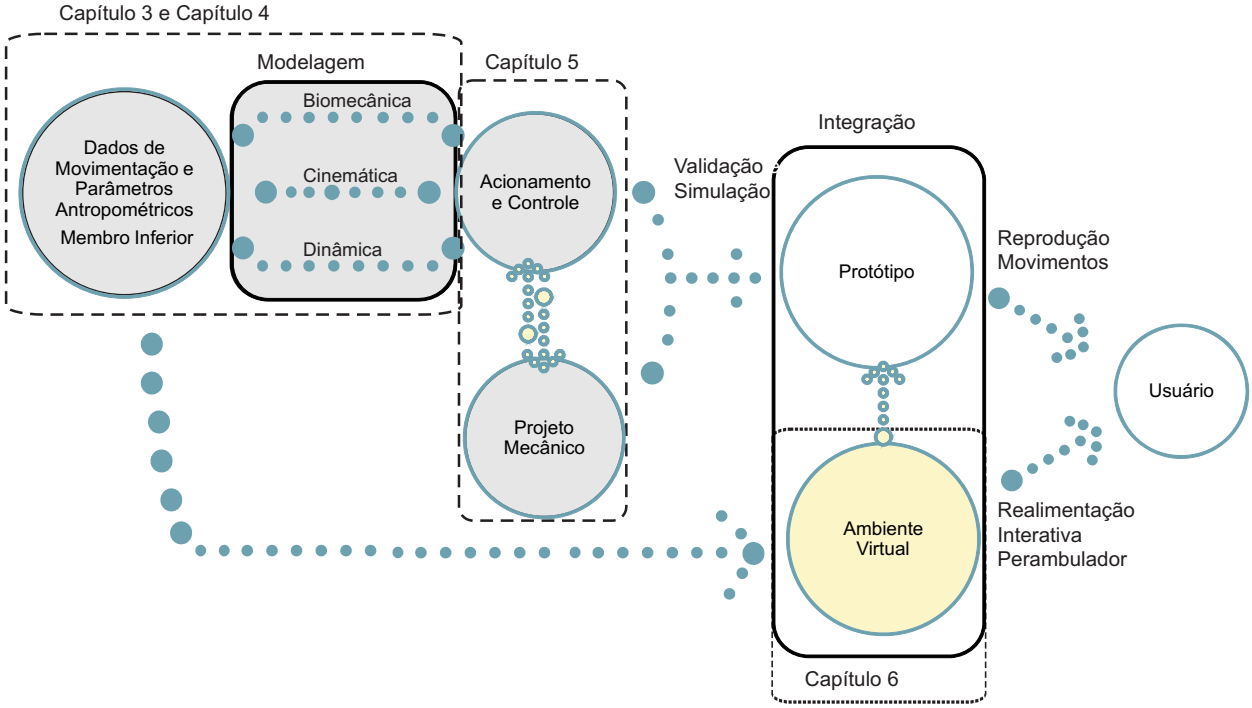


Figura 5.17 Integração dos capítulos dentro da proposta

6 DESENVOLVIMENTO DO AMBIENTE TIPO *PERAMBULADOR*

No presente Capítulo é apresentado o desenvolvimento do ambiente de navegação constituído de um sistema de Realidade Virtual que tem como fundamento uma interface do tipo perambulador. Desta forma, o sistema está composto por: um dispositivo para interação e captura de dados dos movimentos; por um programa que recebe a informação dos gestos e permite a navegação no ambiente virtual 3D a partir deles; e por um sistema de projeção para a realimentação visual, como mostrado na Figura 6.1.

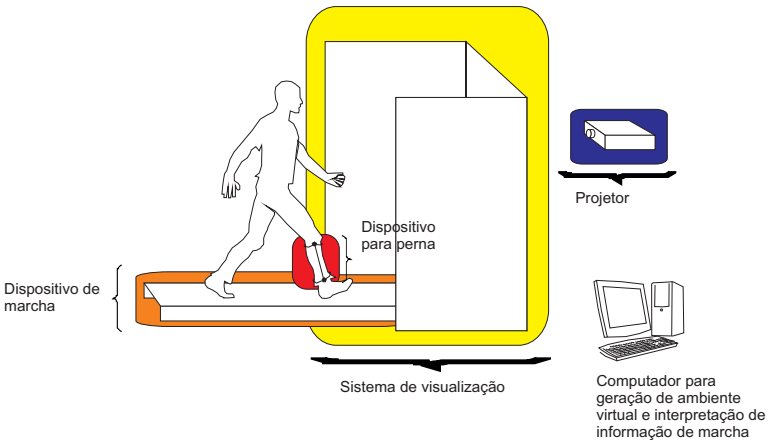


Figura 6.1 Sistema de navegação proposto

Para dar inicio ao desenvolvimento do dito sistema, foram estabelecidos alguns requisitos que permitam escolher de forma adequada os componentes mais apropriados, estes são apresentados nas seguintes subseções.

6.1 Requisitos do Sistema de Navegação

Para o desenvolvimento do sistema de interação, o deslocamento é restringido de forma unidirecional em sentido de avanço frontal enquanto o usuário deve possuir a capacidade de mudar o sentido da navegação. O sistema de navegação permitirá que o usuário se desloque pelo

ambiente 3D através dos movimentos da perna durante a marcha ou exercício de terapia; por esta razão o dispositivo para interação não pode alterar o padrão de movimento, sendo leve, ajustável e confortável. Para a navegação dentro do ambiente virtual o dispositivo de interface deve permitir ao usuário controlar as rotações da câmera sem alterar os movimentos do membro inferior, oferecendo maior autonomia permitindo a programação de ações como o início da captura de movimento, alteração da velocidade e mudança da posição da câmera.

Na realimentação visual o sistema de renderização deve proporcionar uma solução robusta que permita confiabilidade, eficiência, segurança, manutenibilidade, escalabilidade e processo de melhoria do software para gerar experiências adequadas de interação e imersão durante o percurso virtual 3D. O sistema de renderização deve ter a capacidade de rodar em múltiplos sistemas operacionais para assim abranger uma maior quantidade de usuários sem restringir o seu uso.

6.2 Desenvolvimento do Ambiente Virtual 3D

As ferramentas para desenvolvimento de ambientes virtuais interativos estão baseadas em linguagens de programação como C, C++, C# ou Java entre outros. As APIs mais populares no desenvolvimento de ambientes 3D são o *DirectX* (MICROSOFT, 2011) e o *OpenGL* (KHRONOS, 2011). O *OpenGL* apresenta uma das maiores vantagens já que roda em múltiplas sistemas operacionais, isto o desenvolvimento de aplicativos em diferentes plataformas como *Mac*, *Windows*, *Linux*, *Android*, *PlayStation*, e *Wii* entre outros. Por outro lado, o *DirectX* é amplamente utilizado no mercado de desenvolvimento de videogame, mas os produtos somente podem ser utilizados nas plataformas e sistemas operacionais exclusivos da *Microsoft*. Considerando os requisitos para o desenvolvimento do ambiente 3D e analisando as características de cada API, o *OpenGL* foi selecionado no lugar do *DirectX* devido a suas propriedades multiplataforma, já que permite ao aplicativo rodar em diferentes sistemas operacionais, o que garante um amplo espectro de usuários.

6.3 Interface 3D do Usuário

Como dispositivo para interação através de gestos, é considerado o Wiimote, o qual é um controle desenvolvido pela Nintendo®, que oferece um hardware embarcado, robusto e de baixo custo com sensores que permitem adquirir diferentes dados de movimentação, junto com um sistema de comunicação que envia informação de forma eficiente para o computador. O dispositivo é composto de doze botões, um alto-falante, comunicação sem fio tipo Bluetooth®, um acelerômetro de três eixos e giroscópios adicionais ou embarcados segundo o modelo.

O acelerômetro mede as mudanças respectivas aos eixos *x*, *y*, *z* expressados em termos da gravidade. O vetor de aceleração tem uma componente devida ao Wiimote e outra relacionada à gravidade da Terra, sendo então possível calcular as rotações nos eixos de *pitch* e *roll*. Para o cálculo do *yaw* é necessário contar uma referência externa (barra de leds detectada através da câmera infravermelha) devido ao eixo *z* estar alinhado no mesmo sentido do vetor da gravidade, como mostrado na Figura 6.2.

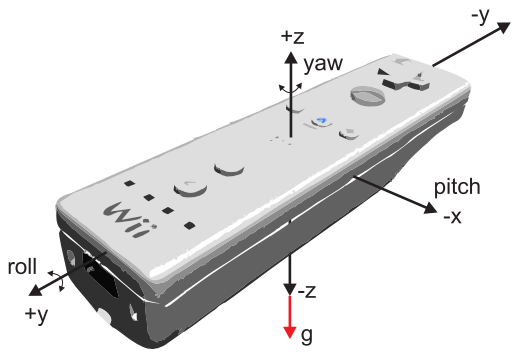


Figura 6.2 Eixos do Wiimote

Já que este dispositivo está disponível no mercado há vários anos, desenvolvedores independentes têm criado e implementado componentes de software de código aberto para aproveitar as vantagens da dita interface, o que propicia o desenvolvimento de novos aplicativos que utilizam o Wiimote como interface para o usuário.

6.3.1 Aplicativos Utilizando o Wiimote

Numerosas aplicações têm sido desenvolvidas com o propósito de aproveitar as características do Wiimote apesar das suas limitações. A seguir são apresentadas algumas aplicações utilizando este dispositivo.

Em (WINGRAVE, WILLIAMSON, *et al.*, 2010), é apresentado o *RealDance*, um jogo de dança que utiliza como base o reconhecimento de certos movimentos durante uma sequência de dança, Figura 6.3. Neste caso para o reconhecimento da posição do usuário, este deve manter uma postura específica durante um tempo determinado.

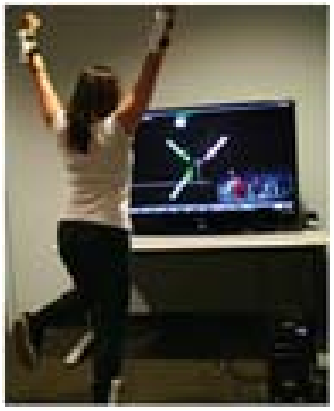


Figura 6.3 Real Dance (WINGRAVE, WILLIAMSON, *et al.*, 2010)

Outro aplicativo é o *OneManBand*, onde a interface multi-instrumentos musicais permite diferençar entre cinco instrumentos identificados segundo a orientação dos controles, como apresentado na Figura 6.4

Figura 6.4 One Man Band (WINGRAVE, WILLIAMSON, *et al.*, 2010)

Em (BRADSHAW e NG, 2008), o Wiimote foi utilizado para implementar um sistema de análise e realimentação de gestos de um condutor de orquestra que transmite informação de tempo, ritmo e expressões da peça musical. O sistema foi implementado através do uso de um Wiimote para seguir o posicionamento do usuário através de um marcador Infravermelho (IR) junto a outros dois controles funcionando como câmeras IR. Este diagrama é apresentado na Figura 6.5.

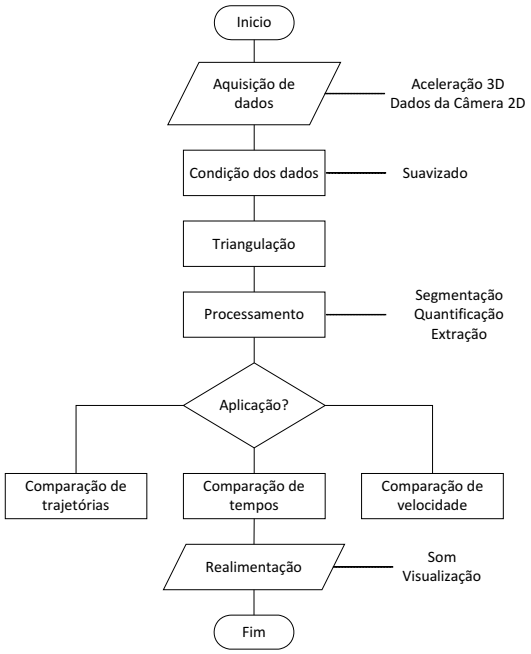


Figura 6.5 Diagrama de gestos para maestro de orquestra (BRADSHAW e NG, 2008)

Em (GAMS e MUDRY, 2008), o Wiimote foi utilizado para controlar o robô humanóide HOAP2 desenvolvido pela Fujitsu e apresentado na Figura 6.6. Para a implementação e interação com o Wiimote foram separadas as tarefas de controle, aquisição e processamento de dados. A

plataforma proposta está composta por um computador remoto ligado ao Wiimote através do Matlab®. A informação resultante do processamento é transmitida para ser processada pelo computador embarcado que controla o HOAP2. Para realizar o controle do robô humanoide, podem-se mapear os movimentos do Wiimote diretamente nos atuadores através do algoritmo de cinemática inversa implementado.

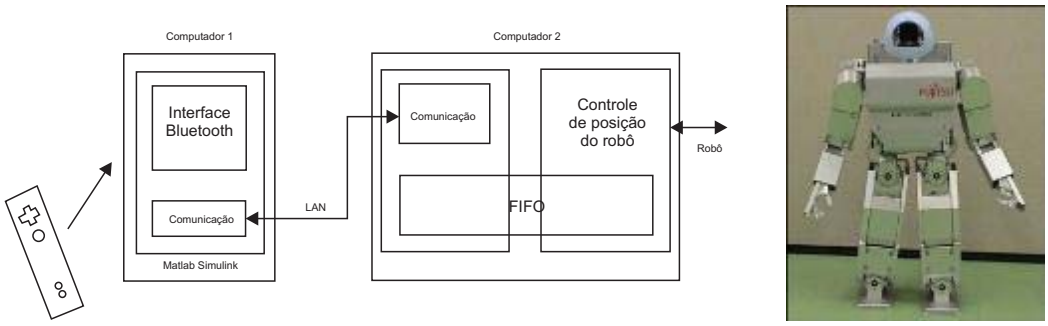


Figura 6.6 Arquitetura para controle do robô humanoide (GAMS e MUDRY, 2008)

Em (DECKER, LI, *et al.*, 2009), foi desenvolvido um ambiente interativo com a finalidade de permitir a reabilitação em domicílio do punho devido a rompimento do osso ou problemas neurológicos. O sistema compõe-se de um Wiimote funcionando como câmera e um grupo de LEDs IR posicionados ao longo da mão e o braço do usuário para monitorar seus movimentos. O sistema implementado mostrado na Figura 6.7.

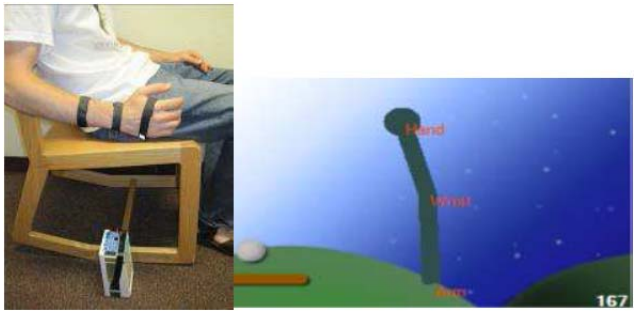


Figura 6.7 Wiimote como câmera para monitorar movimentos em reabilitação (DECKER, LI, *et al.*, 2009)

6.3.2 Análise dos Aplicativos utilizando o Wiimote e seu Impacto

Com os aplicativos apresentados previamente, pôde-se verificar como o Wiimote permite ser utilizado como ferramenta de interface de usuário para a interação com ambientes 3D integrando a informação capturada pelos movimentos com a execução de ações através dos botões. O uso do Wiimote nos projetos analisados justifica a razão pela qual este é um dispositivo apropriado como elemento interativo e imersivo no desenvolvimento do ambiente virtual com navegação baseada nos movimentos da marcha.

6.3.3 Bibliotecas para Interação através do Wiimote

Para implementar a interação com o Wiimote, existem várias bibliotecas desenvolvidas para estabelecer a comunicação entre o controle e outras plataformas não relacionadas com o console Wii. Estas bibliotecas estão disponíveis em diferentes linguagens de programação, como C/C++ ou C#, permitindo abranger aplicações em diferentes tipos sistemas operacionais.

6.3.3.1 WiiYourself! API[16]

Esta API foi desenvolvida com base nas bibliotecas C# implementadas por Brian Peek (PEEK, 2011). Esta biblioteca permite obter informação sobre a aceleração, botões pressionados, detecção de infravermelho, nível da bateria, LEDs ativos e conexão com outros acessórios do Wiimote. Esta API acrescentou as capacidades da biblioteca permitindo, o uso simultâneo de vários Wiimotes e captura de informação de acessório Wii Motion Plus. Uma das limitações

[16] http://wiiyourself.gl.tter.org/

documentadas pelo autor é a falta de precisão dos valores obtidos pelo giroscópio, já que precisam maior filtragem e processamento.

6.3.3.2 Wiiuse API[17]

Esta API foi desenvolvida sob a licença GNU GPLv3 e LGPLv3, esta biblioteca suporta vários controles Wii, mas não inclui compatibilidade com o Wii Motion Plus. Uma diferença notável em relação à API Wiiyourself é que os dados de orientação e posição são calculados e processados de forma mais precisa como estudado em (TSAPANIDOU, 2009).

6.4 Sistema de Navegação Baseado no Wiimote

O funcionamento do ambiente desenvolvido é apresentado através do fluxograma mostrado na Figura 6.8, aonde o ponto de conexão *F* vem da conexão final de cada tipo de navegação. Devido à complexidade do diagrama, os diagramas específicos para a navegação através dos controles são apresentados no Apêndice A.

Para a implementação da navegação, devem-se especificar quais parâmetros são predefinidos dentro do aplicativo e quais vão variar durante a navegação. Estes parâmetros são apresentados na Tabela 6.1, permitindo assim definir as considerações para implementar as interações com o ambiente 3D.

[17] http://www.wiiuse.net/

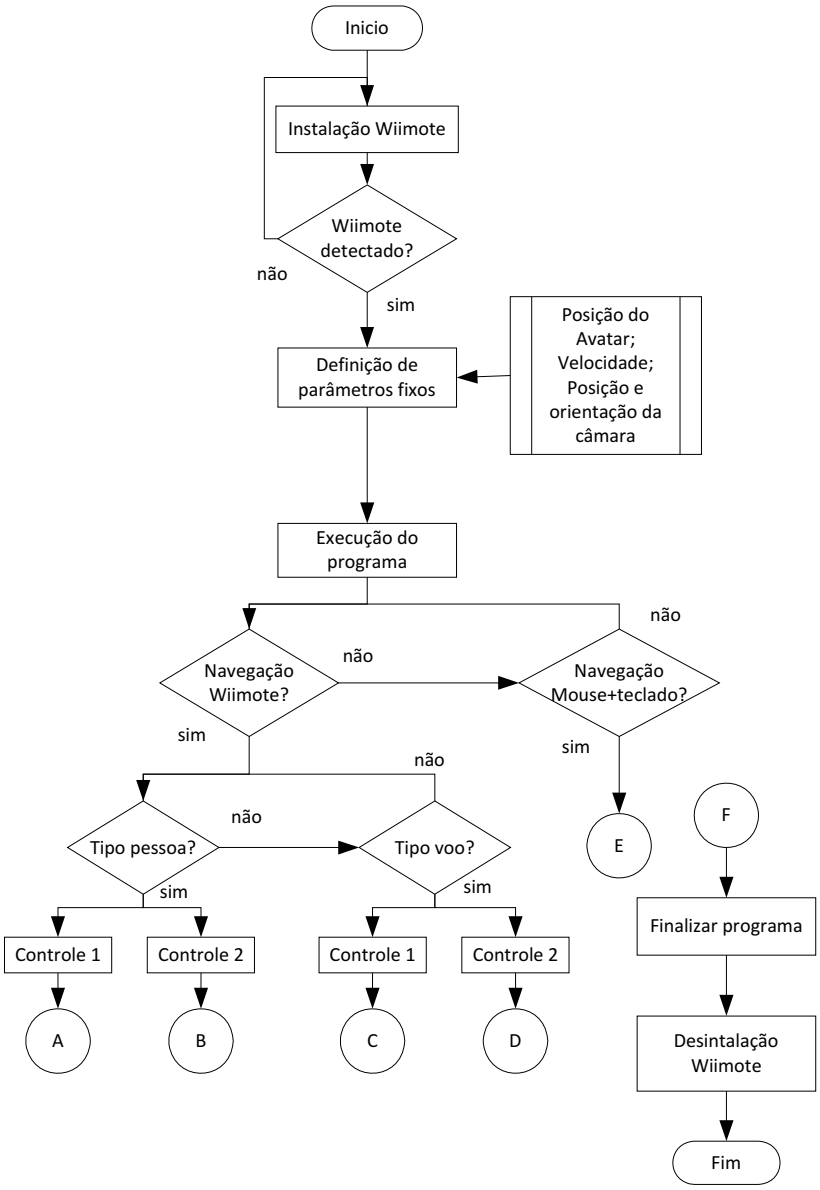


Figura 6.8 Fluxograma do programa com o Wiimote desenvolvido

Tabela 6.1 Entradas e saídas para configurar a navegação

Entradas		Saídas
Dados variáveis	Gestos do usuário para observar e se deslocar	Visual com monitor ou projetor
	Aumento e diminuição da velocidade	Escrita com dados de *yaw*, *pitch* e *roll*
Dados fixos	Posição inicial do avatar	
	Posição inicial da câmara	
	Velocidade	

Para implementar as rotações nos três eixos utilizam-se dois Wiimotes para suprir a falta da rotação de *yaw*. O uso de dois controles permite que as rotações de um segundo dispositivo possam ser utilizadas no lugar do *yaw*, esta configuração é mostrada em detalhe na Figura 6.9.

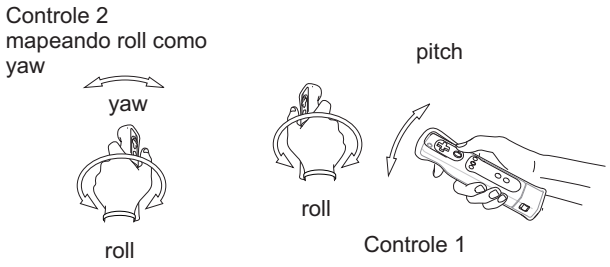


Figura 6.9 Navegação convertendo o *roll* do controle 2 em *yaw* implementada

A configuração anterior serve como base para implementar a navegação do ambiente virtual a partir dos movimentos do membro inferior, este modelo de navegação é mostrado na Figura 6.10.

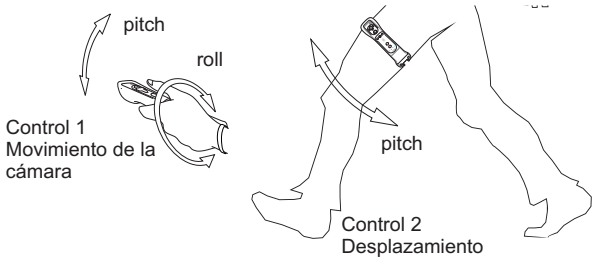


Figura 6.10 Modelo de navegação *yaw-pitch-roll* implementado

Resumindo, a configuração geral dos controles para os casos descritos previamente são apresentados na Tabela 6.2.

Tabela 6.2 Configuração das ações dos controles

Botão	Controle 1	Controle 2
1	Inicio acelerômetro	Inicio acelerômetro
2	Parar acelerômetro	Parar acelerômetro
HOME	Posição de Home	
RIGHT	Câmera em primeira pessoa	Velocidade automática
LEFT	Câmera em terceira pessoa	Velocidade pelo usuário
+	Redução da velocidade	Redução da velocidade
-	Incremento da velocidade	Incremento da velocidade

6.5 Sistema de Navegação Baseado no Kinect®

Lembrando que um dos propósitos do dispositivo é oferecer uma solução minimamente invasiva, com a remoção dos Wiimotes é possível eliminar os efeitos gerados pelo peso do controle que pode acrescentar em ao redor de 100 g a estrutura segundo o tipo de acoplamento. Como alternativa para navegação e interação com o ambiente virtual desenvolvido, o sensor Kinect® da Microsoft® foi selecionado devido a sua capacidade para reconhecer movimentos do corpo humano para mapear em comandos interativos, aproveitando seu baixo custo e disponibilidade de bibliotecas.

6.5.1 Sensor Kinect®

O Sensor Kinect® é constituído por um dispositivo USB de baixo custo tipo *plug and play* o qual captura mapas de profundidade[18], imagens coloridas e áudio em tempo real através de suas câmeras e microfone, como mostrado na Figura 6.11.

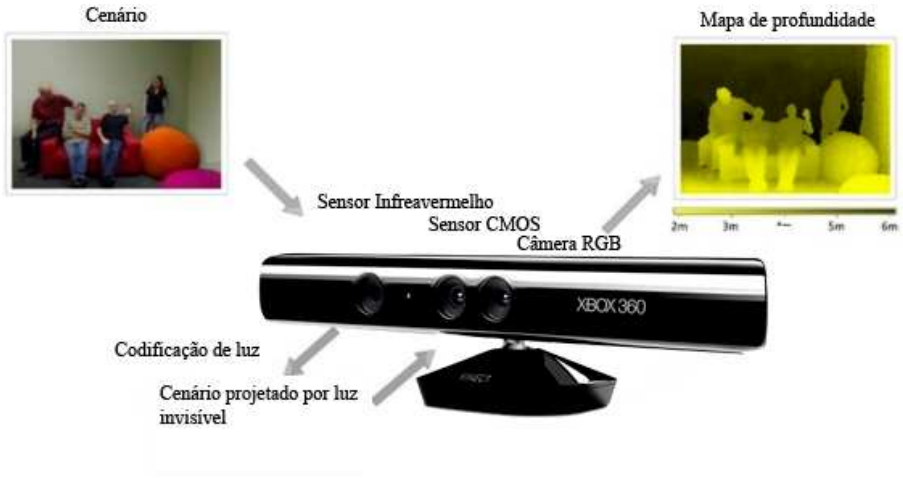


Figura 6.11 Sensor Kinect® da Microsoft®

[18] Imagem que contem informação relativa às distâncias das superfícies de um objeto segundo um ponto de vista

O sensor infravermelho do Kinect® pode ser utilizado em vários cenários de iluminação, minimizando os efeitos da luz no cenário, já que o objetivo é permitir que o ambiente real seja percebido e que os objetos nele possam ser identificados num mapa de profundidade. Para garantir o processamento eficiente de dados em plataformas de baixo desempenho, o dispositivo integra uma estrutura algorítmica para a identificação dos usuários, detecção de gestos e múltiplos controles entre eles (SHOTTON, FITZGIBBON, *et al.*, 2011).

Atualmente, o desenvolvimento de aplicativos para tirar proveito do Kinect está aumentando, já existindo algumas soluções que permitem a reconstrução de ambientes 3D, rastreamento de vários gestos para uso como interface humana, entre outros (SHOTTON, FITZGIBBON, *et al.*, 2011). As aplicações abrangem diversas áreas, permitindo que o dispositivo seja utilizado para teleoperar robôs móveis, navegação virtual e animação de personagens (SUMA, LANGE, *et al.*, 2011).

6.5.2 API para o Kinect®

Para o desenvolvimento de aplicativos utilizando este sensor, existem duas bibliotecas disponíveis, o OpenKinect[19] para sistemas baseados em UNIX, e o OpenNI para sistemas multiplataforma[20].

A vantagem de utilizar o OpenNI é que este *framework* utiliza os drivers disponibilizados pela empresa PrimeSense que fabrica os componentes do sensor Kinect. O OpenNI tem como objetivo permitir a programação do Kinect® como interface de interação natural onde a visão permite definir as interações dentro de um ambiente específico. A biblioteca permite integrar o OpenNI com diferentes aplicativos utilizando as funções oferecidas dentro da API ou através de *middleware* desenvolvido para trabalhar com os dados fornecidos pelo sensor.

[19] http://openkinect.org
[20] http://www.openni.org

No caso da API, é possível conhecer o mapa de profundidade através do método *depth.GetDepthMap()*, e a distância de um ponto de interesse até a câmera acessando o ponto dentro de um vetor dado por *pDepthMap[ponto de interesse]*. Para avaliar a funcionalidade, as funções descritas anteriormente foram utilizadas para medir a variação na distância na hora de movimentar a mão do usuário aproximando-se e afastando-se do sensor. Este teste é apresentado na Figura 6.12 e na Figura 6.13, onde é medida a distância entre a mão e a câmera.

Figura 6.12 Mapa de profundidade da mão medindo 90 cm

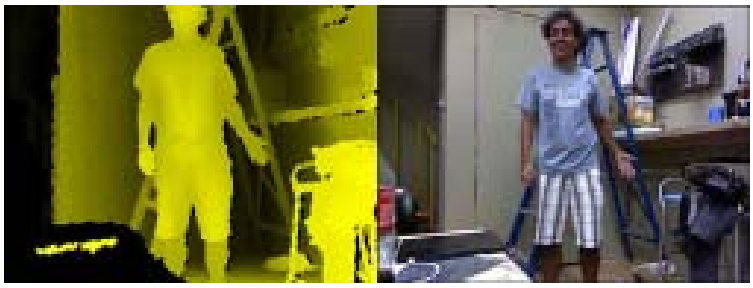


Figura 6.13 Mapa de profundidade da mão medindo 180 cm

A biblioteca OpenNI, mapeia o corpo humano através de pontos identificados para coincidir com as diferentes articulações como mostrado na Figura 6.14. Este mapeamento facilita o uso de funções para realizar o rastreamento dos movimentos capturados pelo sensor.

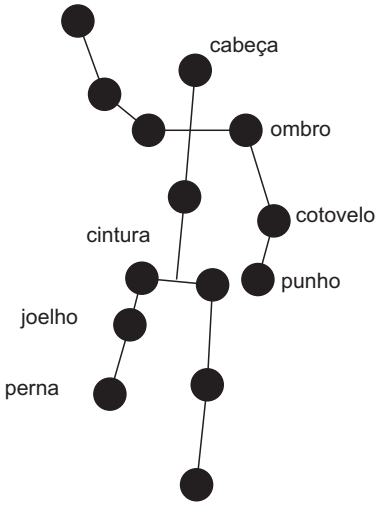


Figura 6.14 Representação do corpo reconhecido pela biblioteca OpenNI

6.5.3 Middleware

O *middleware* é um componente de software que permite conectar aplicativos entre si, permitindo um fluxo de dados e roteamento da informação. Os componentes do tipo *middleware* oferecidos pelo OpenNI, permitem realizar a análise de corpo através da informação capturada e processada sobre as articulações, centro de massa e outros, permite também a análise de movimentos da mão com a finalidade utilizá-la como ponteiro, permitindo ainda o reconhecimento de gestos predefinidos, assim como separação do usuário do ambiente e outras pessoas no cenário.

O *Flexible Action and Articulated Skeleton Toolkit* (FAAST) (SUMA, LANGE, *et al.*, 2011) é um middleware que permite controlar aplicativos através de gestos. Com este aplicativo é possível mapear movimentos do usuário em comandos segundo as necessidades do aplicativo final.

Para realizar a captura de dados utilizando o FAAST, é necessário realizar uma calibração prévia requerida pela biblioteca do OpenNI. Calibrar a postura permite que os gestos e a

informação das articulações mapeadas no esqueleto virtual sejam bem reconhecidos para cada usuário diferente na cena. O conjunto de informação do mapa de profundidade e o esqueleto virtual permite obter informação sobre as posições das articulações nos três eixos de deslocamento. Com esses dados é possível conhecer faixas de movimentos que correspondem aos comandos para serem executados.

6.5.4 Integração com *OpenGL*

Com a finalidade de implementar um sistema de navegação tipo *perambulador* minimamente invasivo, a OpenNI API e o FAAST são configurados para reconhecer movimentos do membro inferior e superior para gerar deslocamento virtual a partir dos movimentos de marcha e controle da orientação com gestos dos braços, como apresentado na Figura 6.15.

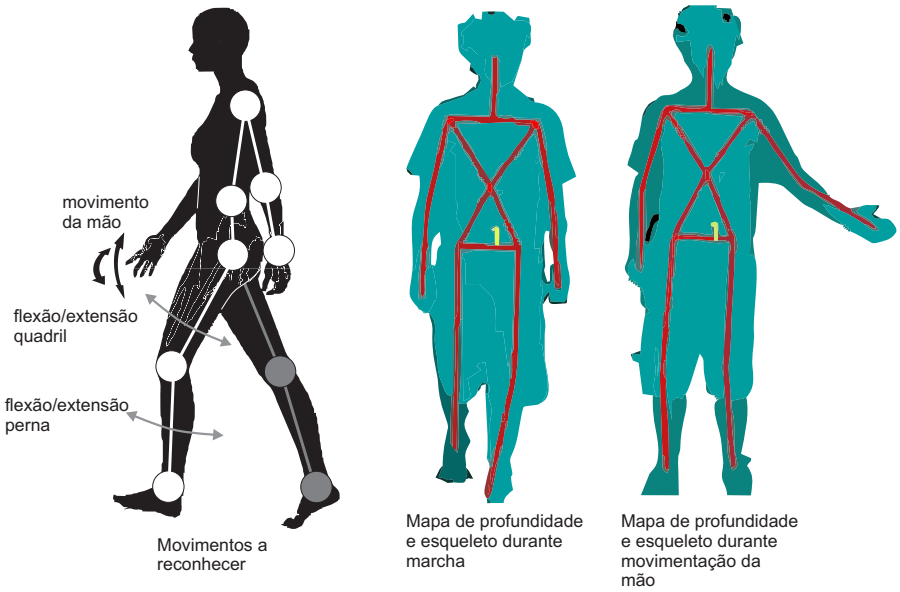


Figura 6.15 Gestos para interação com OpenGL implementados

Os comandos gerados através dos movimentos do corpo são mapeados no OpenGL para que as mudanças sejam aplicadas como transformações de translação sobre o avatar para gerar a marcha, e as rotações sobre a câmera para controlar o sentido da navegação.

A anterior configuração só permite a interpretação de movimentos para navegar no ambiente através de interações naturais sem gerar sequências de movimentos que atrapalhem ou mudem o andar natural. Por esta razão, a implementação de comandos para alterar parâmetros da navegação como mudar a perspectiva da câmera, iniciar a captura de informação ou alterar a velocidade do deslocamento virtual requerem posturas que combinam diferentes posições e rotações de vários membros do corpo, resultando na execução de gestos não naturais. Desta forma a interface para navegação é complementada com outro dispositivo de interface humana, como o Wiimote.

6.5.5 Integração do Sensor Kinect® com o Wiimote

Para solucionar o problema de controlar variáveis de navegação como a mudança das câmeras, velocidade ou captura de dados, foi realizada uma integração entre o Wiimote e o Kinect®. O propósito desta integração é oferecer um sistema de interação através de movimentos da marcha minimamente invasivo, enquanto o Wiimote permite realizar tarefas complementares durante o percurso virtual controlando aspectos da navegação.

Esta integração é implementada dentro do código do sistema de navegação programado utilizando o diagrama apresentado na Figura 6.16. Desta forma, este diagrama mostra a navegação realizada através dos Wiimotes, teclado, mouse, Kinect e Kinect + Wiimote. As conexões *A*, *B*, *C*, *D*, *E*, *F*, *G* e *H* são apresentadas no Apêndice A.

Através desta configuração alternativa, é minimizado o peso no membro inferior, pois não é necessário anexar o Wiimote na perna do usuário ou do mecanismo. O fator interativo é

mantido mediante o uso do Wiimote como meio de controle dos parâmetros da navegação. Isto acontece devido ao maior controle e precisão que pode ser atingida com os movimentos do punho e o controle da navegação utilizando os botões do controle.

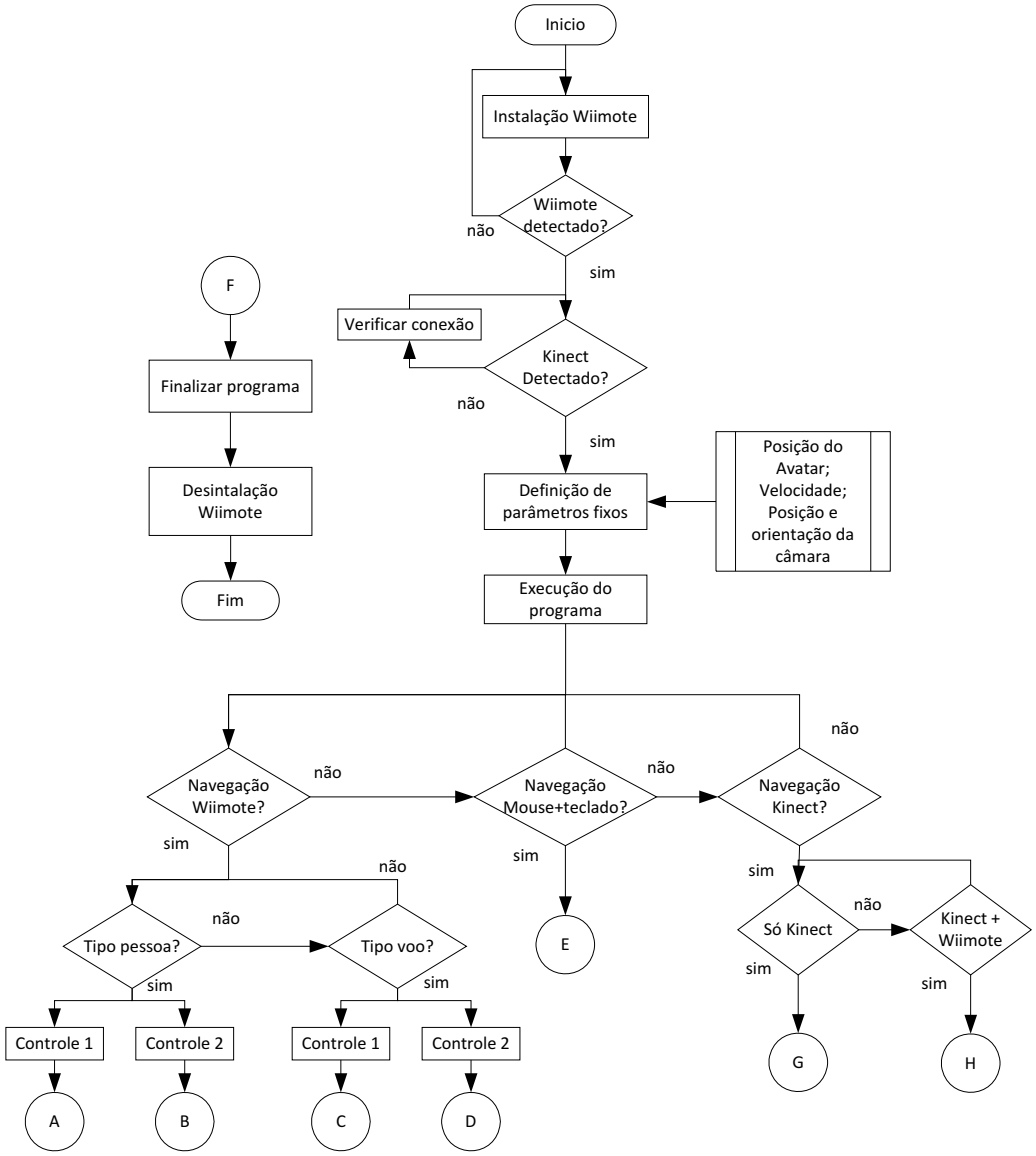


Figura 6.16 Fluxograma de integração do Kinect® com o sistema de navegação desenvolvido

6.6 Considerações Finais do Capítulo

Neste capítulo foi apresentado o desenvolvimento e implementação do sistema de navegação tipo *perambulador*, através do qual o usuário pode se deslocar no ambiente virtual utilizando os movimentos do membro inferior. Para a implementação deste sistema, foram escolhidas ferramentas que permitem o desenvolvimento de um ambiente multiplataforma. Assim, o ambiente virtual foi programado utilizando a biblioteca gráfica OpenGL que permite a simulação e criação de conteúdo 3D de alto realismo.

Como interfaces de usuário foram consideradas o Wiimote e o sensor Kinect, que através das bibliotecas e API disponíveis foram programados para interagir com o ambiente virtual utilizando os movimentos do usuário. De acordo com o caso, as interfaces podem ser utilizadas de forma independente ou conjunta, permitindo abranger diferentes aplicações.

No próximo capítulo serão apresentados os resultados obtidos a partir dos experimentos e integração dos sistemas para movimentar o protótipo do dispositivo, enquanto o usuário interage com o ambiente virtual desenvolvido, como mostra o diagrama da Figura 6.17.

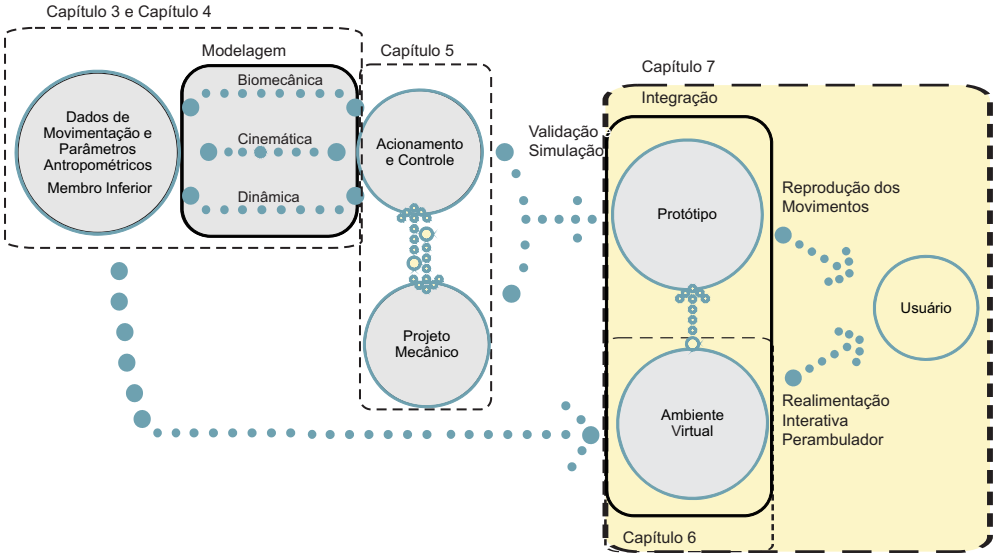


Figura 6.17 Integração dos capítulos dentro da proposta

7 IMPLEMENTAÇÃO EXPERIMENTAL E RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos seguindo a metodologia proposta para desenvolver o dispositivo para membro inferior com deficiência parcial. A partir da análise cinemática e dinâmica foi possível dimensionar o sistema mecânico e de acionamento para realizar a implementação experimental do protótipo do dispositivo. Com os resultados da modelagem e controle, os protótipos foram avaliados através da execução de movimentos de flexão e extensão do quadril e a perna. O protótipo mecatrônico foi montado e integrado com o ambiente tipo *perambulador* para avaliar a interação do Wiimote e Kinect durante movimentos do membro inferior. Como complemento para validar os resultados obtidos, no Apêndice B são apresentados os artigos publicados relacionados com os procedimentos e resultados obtidos no presente capítulo.

7.1 Modelagem e Controle

Nesta subseção são apresentados os resultados da análise biomecânica de um membro inferior com deficiência parcial que permitiram o dimensionamento do dispositivo, que envolveu a modelagem cinemática, geração de trajetórias e dinâmica para projetar o sistema de controle assim como para escolher os atuadores e peças mecânicas.

7.1.1 Cinemática Direta

Para solucionar a cinemática através de formalismo DH, foi implementado um programa com uma interface gráfica de usuário que permite gerar várias posições do membro inferior a partir de ângulos desejados como pode ser visto na Figura 7.1.

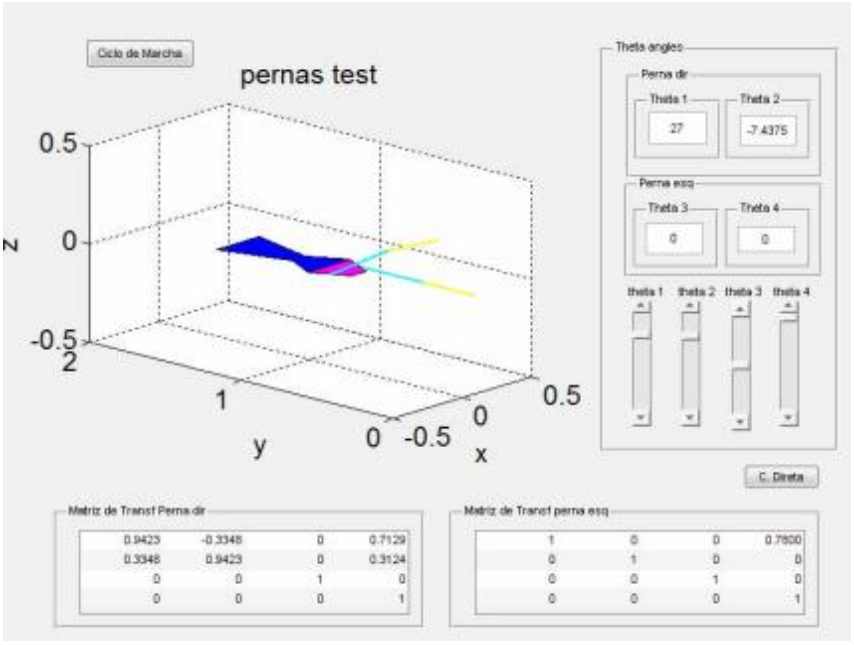


Figura 7.1 Programa implementado para solucionar a cinemática direta

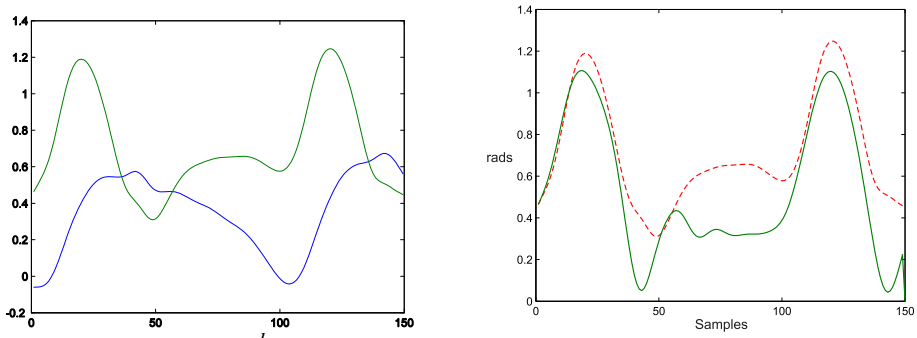
O programa desenvolvido oferece dois tipos de saídas visuais, uma baseada no ambiente 3D no qual é visualizado o corpo e as duas pernas e as posições calculadas, a outra permite ver as matrizes de transformação para cada parte do membro inferior. A entrada dos dados é realizada através de barras deslizantes e campos de texto.

7.1.2 Cinemática Inversa

A implementação da cinemática inversa teve como resultado rotações iguais para a coxa e a perna devido à simplicidade do problema cinemático que envolve apenas dois graus de liberdade requeridos para a marcha e exercícios de terapia. O método do Jacobiano inverso, a eliminação de Gauss e o de Greville não apresentam nenhuma diferença nas variáveis articulares calculadas. A única diferença está no número de iterações a qual é menor utilizando o método iterativo de Greville, já que o mesmo considera o número de colunas como de linhas permitindo

atingir uma solução mais robusta. Em comparação, o método de Gauss só contempla o número de colunas e conforme o número de graus e complexidade da matriz aumenta o número de operações aumenta, ao contrário do método de Greville onde diminuem. Por outro lado, a solução algébrica só funciona se o sistema tem uma matriz quadrada, e sua aproximação não é tão precisa quanto aquela oferecida pela pseudoinversa. Os resultados obtidos através dos três métodos previamente descritos é apresentado na Figura 7.2.

Analisando os ângulos obtidos, foi obtido um erro de 0.1435 rads para θ, e 0.225 rad para ζ, a Figura 7.2 permite ver o erro em ζ respeito do ângulo calculado a partir do movimento.



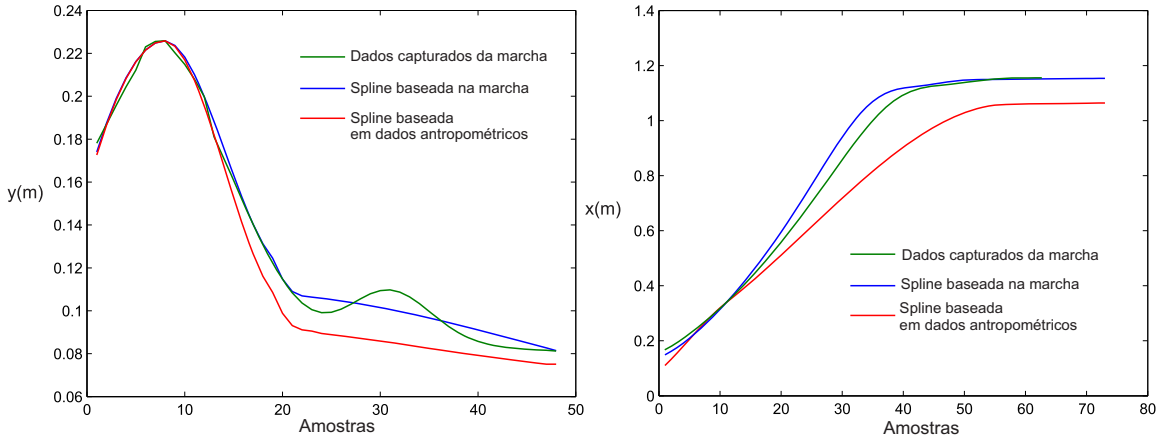
a) ângulos J^{1}, Gauss e Greville b) Erro em ζ

Figura 7.2 Ângulos obtidos e erro

7.1.3 Geração de Trajetórias com *Splines*

Com o objetivo de aproximar as trajetórias de marcha, são geradas trajetórias com *splines* para comparar o movimento gerado o capturado do tornozelo durante um trecho do caminhar. A Figura 7.3 permite apreciar as diferenças entre os dados capturados diretamente de uma pessoa caminhando, os dados obtidos a partir de cálculos antropométricos, e os dados medidos da pessoa previa à captura de movimento. O erro obtido de 0.072 m na vertical e 0.3285 m na horizontal entre os dados antropométricos e o movimento capturado; entre a *spline* calculada com os dados da pessoa e os dados antropométricos, foi de 0.0789 m na vertical e 0.36 m

horizontalmente; finalmente entre os dados capturados e a *spline* baseada na pessoa o erro foi de 0.0077 m na vertical e 0.0351 m na horizontal.



(a) Movimento vertical (b) Movimento horizontal

Figura 7.3 Trajetórias *spline Hermite* do tornozelo

7.1.4 Análise Dinâmica

Para analisar o comportamento dinâmico do mecanismo, foi implementado um ambiente gráfico desenvolvido em Matlab® apresentado na Figura 7.4. Este ambiente possui duas janelas para desenhar o mecanismo e sua posição, onde itens identificados como *1* e *2* representam a janela para comparar dois tipos de mecanismos diferentes. Os itens numerados como *3*, *4* e *5* permitem a inclusão dos dados de entrada para o calculo e finalmente, no item *6* são apresentados os resultados numéricos das componentes dinâmicas para cada caso.

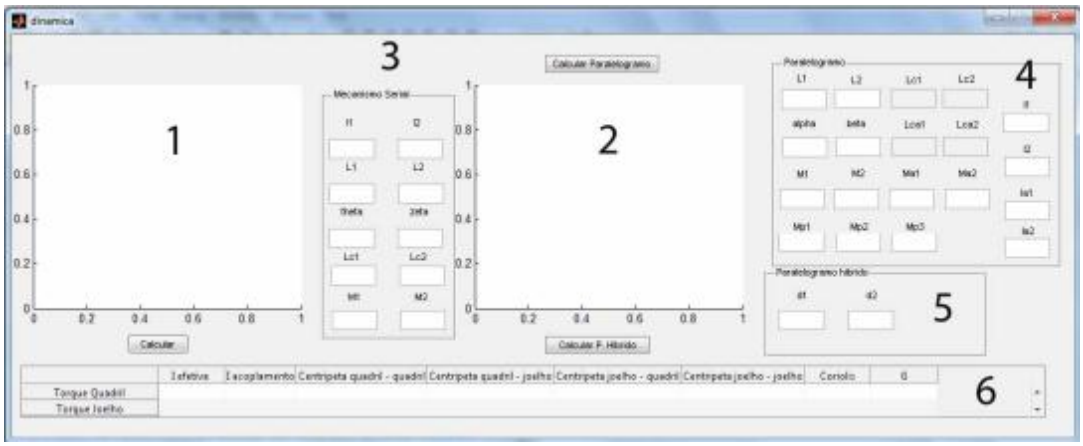


Figura 7.4 Captura de tela do programa desenvolvido

7.1.5 Análise Utilizando Exercícios para Reabilitação

Com o objetivo de avaliar o comportamento do mecanismo num cenário de reabilitação diferente ao fortalecimento e recuperação através de movimentos de marcha, dois tipos de exercícios para fortalecimento de músculos necessários para caminhar foram considerados. Tomando com base os movimentos que permitam fortalecer músculos para marchar (CENTER, 2002), foram calculados os torques para o quadril e joelho gerados em cada mecanismo. No *Exercício 1* o movimento principal é feito pela flexão e extensão do quadril, enquanto no *Exercício 2* a rotação é feita pelo joelho. Na Figura 7.5 e Figura 7.6 pode-se observar como o mecanismo serial é mais apropriado devido aos menores torques obtidos.

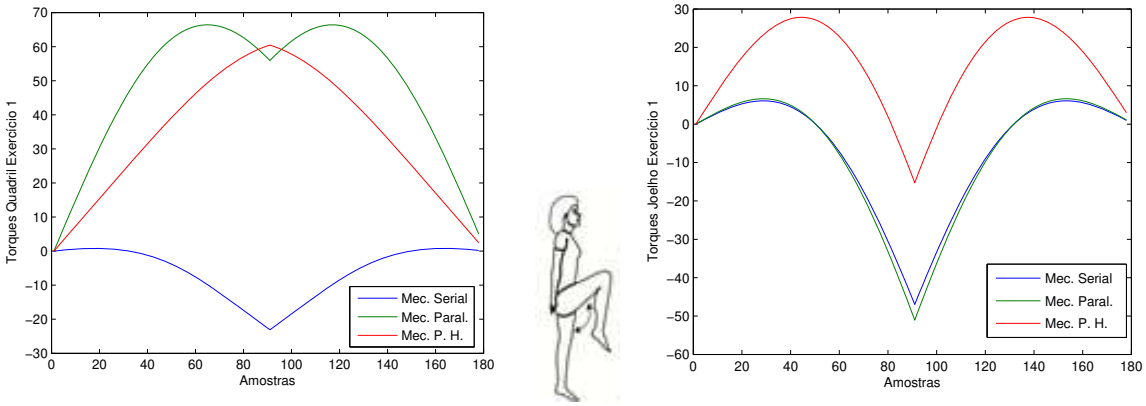


Figura 7.5 Torque durante o *Exercício 1*

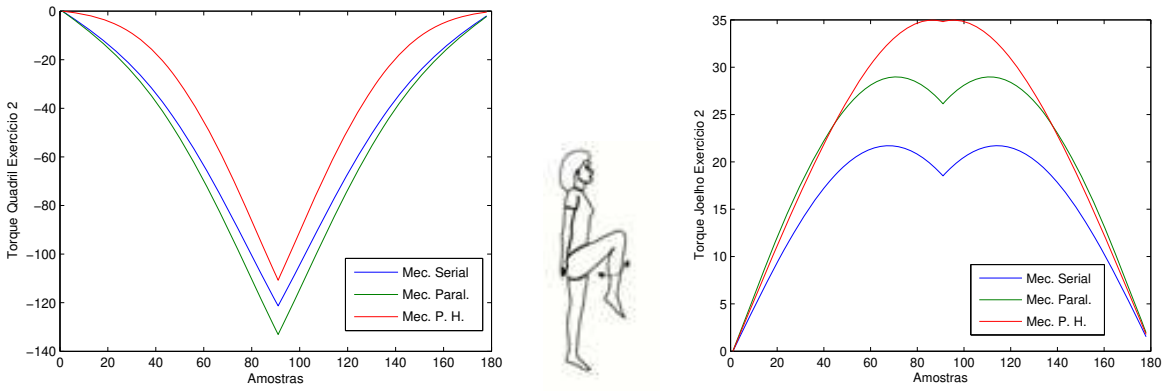
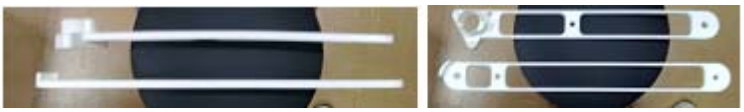


Figura 7.6 Torque durante o *Exercício 2*

O mecanismo em paralelogramo híbrido apresenta torques maiores devido às forças efetuadas pelas molas decorrentes da amplitude do movimento. Com isto, é possível concluir que no caso de realizar exercícios que precisem amplitudes de flexão e extensão maiores às presentes na marcha as molas devem ser retiradas do mecanismo.

7.1.6 Ajustes no Projeto Mecânico

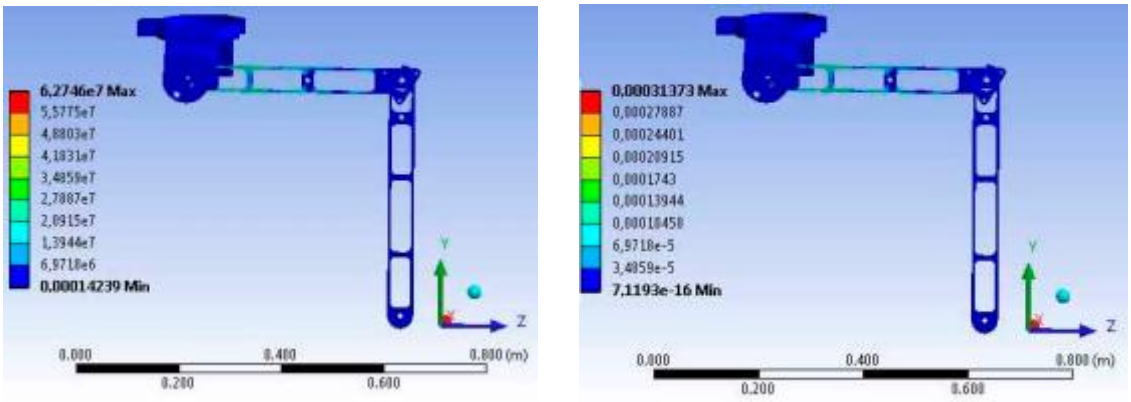
A fabricação do protótipo permite complementar a análise estrutural com a finalidade de aprimorar e reajustar o projeto mecânico. Os protótipos em poliamida foram avaliados analisando a conformidade do desenho das peças em relação ao desenho CAD e s resistência mecânica das peças testadas para ver pontos críticos na estrutura. O protótipo obtido em poliamida resultou nas peças apresentadas na Figura 7.7.



Vista superior Vista frontal

Figura 7.7 Protótipo em poliamida para avaliação mecânica

A partir das simulações realizadas com o MEF foi possível identificar alguns pontos críticos do projeto mecânico. Para evitar deformações indesejadas que gerem desconforto e atrapalhem o desempenho do usuário, foi realizado um reajuste nas peças. Este ajuste permite diminuir a deformação sem acrescentar o peso da estrutura e dar uma maior rigidez para a mesma, também possibilita a construção do dispositivo com materiais como o alumínio 7076, a fibra de carbono de grau padrão e inclusive a poliamida. Esta característica permite um dispositivo leve que resultaria na diminuição dos torques e porem a seleção de atuadores menores. Os ajustes realizados, assim como sua simulação de esforços, tensões e deformações na posição mais crítica são apresentados na Figura 7.8 e a Figura 7.9 respectivamente.



Esforço Tensão

Figura 7.8 Esforços de *VonMises* no modelo reprojetado

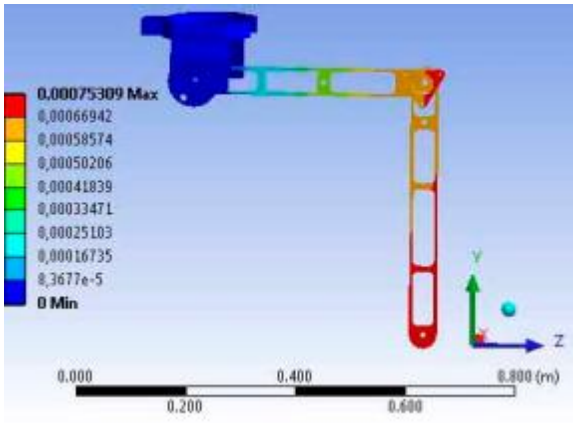


Figura 7.9 Deformações no modelo reprojetado

O reajuste realizado nas peças permitiu diminuir os esforços e deformações. A validação foi realizada utilizando o protótipo em poliamida, pois o mesmo representa o caso mais crítico na deformação. Na Tabela 7.1 são apresentados os valores obtidos após os reajustes.

Tabela 7.1 Comparação dos resultados da análise estrutural com a poliamida

Módulo de elasticidade 1,29E+09 Pa	Módulo cortante 1,60E+09	Stress(Pa)	strain	Deformação (m)
Propriedades AP sim ajuste		1.05E+08	0.0015	0.0034
Propriedades AP com reajuste		6,27E+07	0.0003	0.0007

7.1.7 Sistema de Controle

A implementação do controlador *PID* utiliza como planta o modelo linearizado da Figura 4.13. O modelo em blocos obtido utilizando o Simulink™ é apresentado na Figura 7.10, onde cada *PID* é posicionado entre a entrada e o modelo da articulação, sendo realimentado pelas posições do quadril e do joelho. Para simular movimentação de tipo reabilitação, uma sinal senoidal foi escolhido para representar movimentos cíclicos. Os torques de entrada foram configurados levando em conta as características do mecanismo conforme a análise dinâmica. Assim, para o quadril foi aplicado um torque de 15 Nm já que este suporta a maioria da carga inercial, enquanto 4 Nm foram aplicados no motor do joelho.

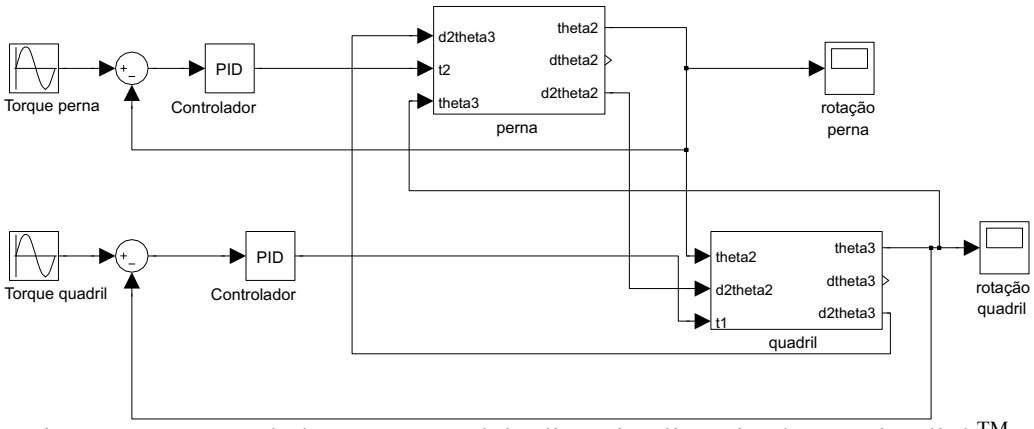
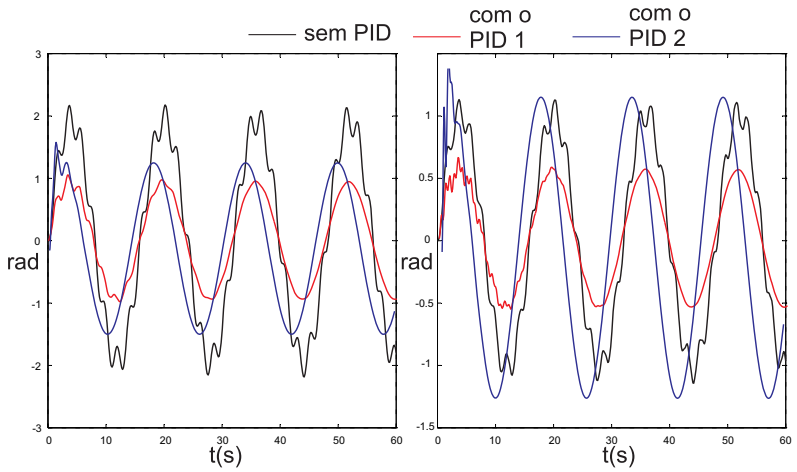


Figura 7.10 Controlador PD no modelo dinâmico linearizado em Simulink™

Para testar este tipo de controlador, dois controladores *PID* foram configurados de forma que o *PID1* se estabiliza após o primeiro ciclo atingindo um sobressalto menor a 18%, o *PID2* se estabiliza em meio ciclo, mas seu sobressalto é maior a 33%. Para visualizar os efeitos do controlador, foram desenhadas as saídas do sistema sem levar em conta o *PID*. Para os torques de entrada escolhidos, foi obtida uma variação entre 124º e -124º para o quadril, e 64º e -64º para a perna durante um período de 60 segundos, como apresentado na Figura 7.11.

A Figura 7.11 mostra as rotações obtidas aplicando um controle tipo *PD*, nela pode-se ver como a amplitude varia junto com a resposta do sistema. Neste caso, a amplitude varia segundo a configuração do ganho proporcional e a resposta do sistema de acordo com o ganho derivativo.



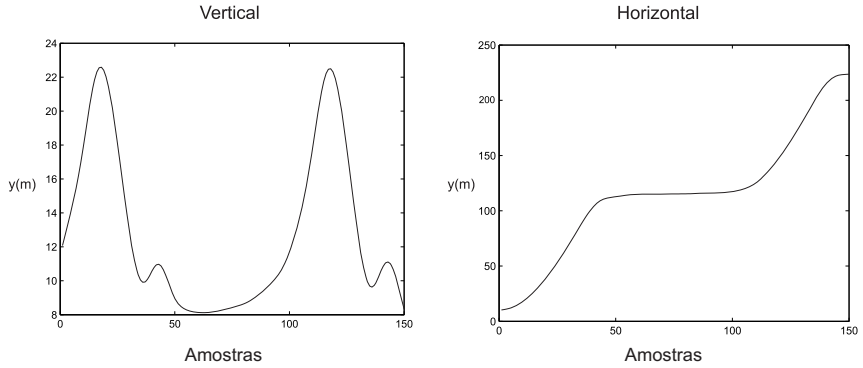
Quadril Perna

Figura 7.11 Saídas rotacionais do modelo dinâmico com *PID* para quadril e joelho

7.1.8 Movimento Gerado através do Modelo Implementado em Simmechanics™

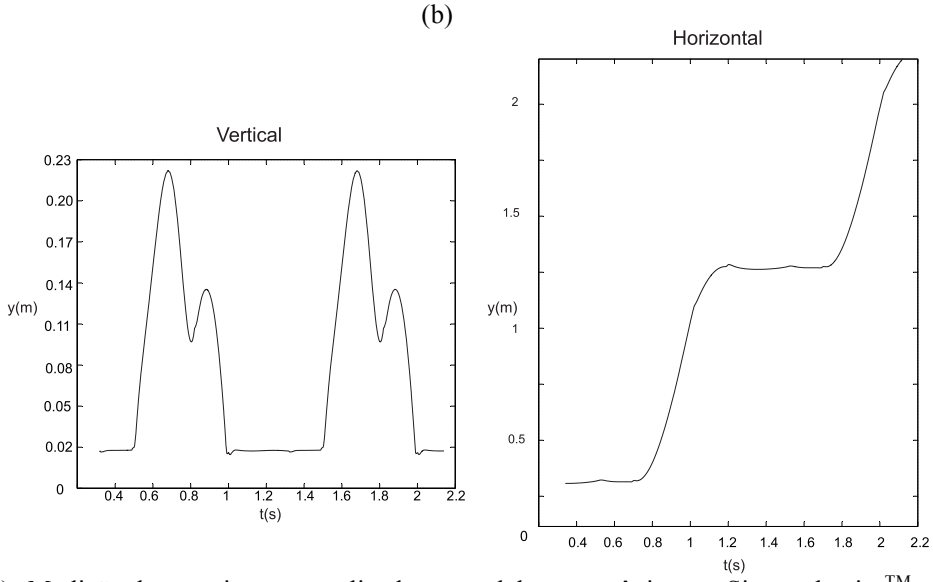
As curvas de movimentação resultantes do ambiente Simulink™ são avaliadas a partir dos movimentos obtidos no tornozelo e do comportamento das pernas executando um trecho da marcha, isto permite avaliar o quão bem o sistema de controle permite reproduzir os movimentos do membro inferior.

Comparando a trajetória gerada através do modelo matemático com a trajetória gerada pelo modelo do Simulink™ e aquela capturada no Laboratório para Biomecânica, pode-se ver a similaridade dos movimentos obtidos, como apresentado na Figura 7.12.

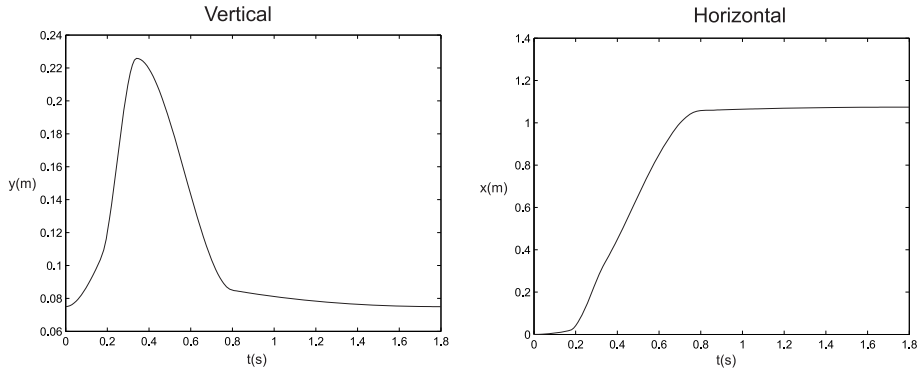


(a) Movimentação obtida pela Captura de movimento

(b)



(c) Medição dos movimentos realizada no modelo mecatrônico em Simmechanics™



(d) Movimentos calculados com Splines

Figura 7.12 Trajetórias horizontal e vertical

O resultado da simulação é mostrado na Figura 7.13, onde podem ser vistas cada uma das fases de apoio duplo e apoio simples durante o trecho da marcha.

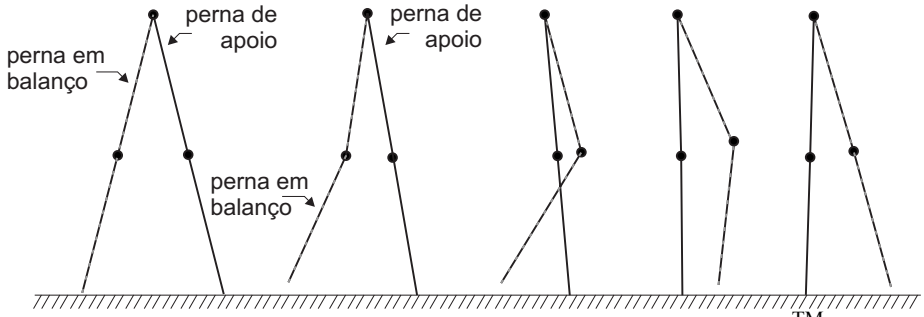


Figura 7.13 Marcha com o modelo em Simmechanics™

7.2 Protótipo Mecatrônico

Para reproduzir sequências de movimentação repetitivas do quadril como ocorre no caso dos exercícios de reabilitação foi implementado um sistema composto por um protótipo em poliamida, um acionamento através de um motor CC e de dados de referência obtidos segundo o movimento a seguir, estes componentes são apresentados na Figura 7.14. O controle de posição do atuador é realizado utilizando o driver de posicionamento EM-165[21] que permite controlar o motor CC através da realimentação de um sensor de posição. Esta interface foi projetada para responder a velocidades médias e baixas com períodos transicionais de 2 a 30 s, nos quais a corrente pode ser configurada para limitar o torque requerido pelo motor.

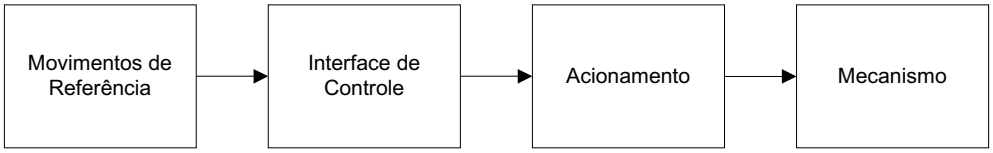


Figura 7.14 Componentes do sistema

[21] http://www.electromen.com/pdf/EN_em-165.pdf

Como movimento para avaliar o protótipo, foi escolhido o *Exercício 1*, já que através da flexão e extensão do quadril é possível fortalecer os músculos flexores da cintura e o glúteo máximo necessários durante o uso da perna em tarefas como caminhar ou subir escadas. Nesta avaliação foi utilizado um motor CC para realizar as rotações de flexão e extensão do quadril no protótipo. Este motor possui uma faixa de funcionamento de torque que permite a execução de movimentos do quadril sem que a poliamida sofra uma deformação excessiva. A montagem deste protótipo foi possível devido à modularidade com a qual foram projetadas as peças, permitindo assim integrar o *driver* de posicionamento, o protótipo mecânico e os movimentos de referência.

Na montagem experimental mostrada na Figura 7.15 foi utilizada como movimento de referência a rotação de flexão e extensão do quadril para a validação do dispositivo. A captura e comparação desses dados podem ser realizadas através de diferentes tipos de sensores. A velocidade e sentido da rotação são determinados segundo a informação obtida no eixo do motor durante sua comparação com os valores de referência da sequência de movimentação de entrada.

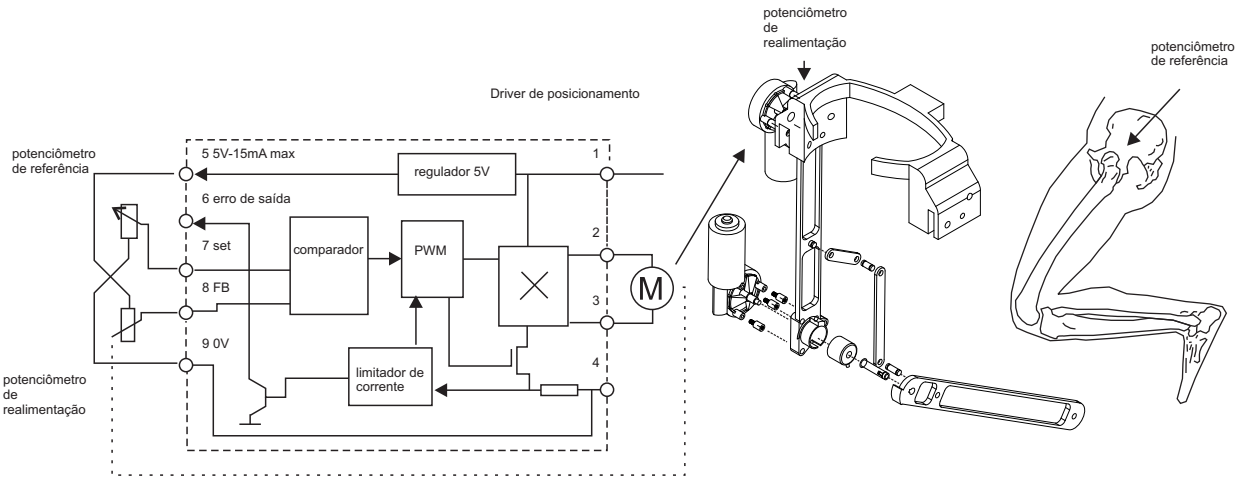


Figura 7.15 Sistema para avaliação de flexão/extensão com o protótipo

A movimentação obtida seguindo as variações de referência a partir do modelo descrito anteriormente deverá ser gerada através de uma interface Digital-Analógica, permitindo assim

obter rotações de flexão e extensão adequadas. Neste caso como sensores foram escolhidos dois potenciômetros lineares, um que simula a entrada de dados de referência que são comparados com a informação de giro do motor medida através de mais outro potenciômetro (foram utilizados potenciômetros iguais com um valor de 20 kΩ). A velocidade e torque obtidos são considerados satisfatórios em relação ao tipo de movimento desejado, já que estes valores e faixas podem ser alterados mudando a relação entre os potenciômetros. O sistema implementado é apresentado na Figura 7.16.

Figura 7.16 Sistema implementado para avaliação do protótipo

7.3 Protótipo Mecatrônico em Escala

Para a avaliação experimental foi utilizado um modelo em escala baseada nas medidas antropométricas. Este protótipo em escala conta com os mesmos componentes do sistema projetado em escala real. Para definir a trajetória ou movimento a executar o sistema é programado através de uma placa de controle responsável pelo acionamento dos motores para finalmente movimentar o mecanismo projetado. Estes componentes e sua conexão são apresentados na Figura 7.17.

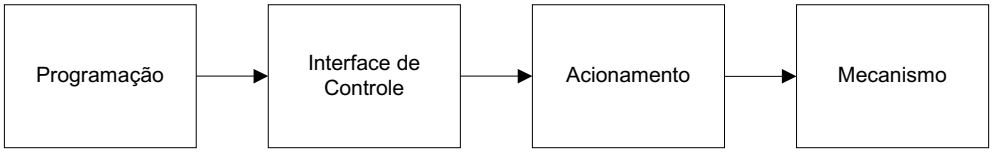


Figura 7.17 Componentes do sistema

Para a implementação da bancada de reprodução de movimentos, são utilizados dois motores tipo Hitec HS-303[22], os quais foram projetados para aplicações de modelismo, como o controle de direção em carros, barcos e aviões de controle remoto. Por esta razão, não provêm realimentação de posição ao usuário, apesar de possuírem uma malha fechada interna para o controle de posição, já que esta tarefa é realizada visualmente pela pessoa que controla o sistema. Estes motores caracterizam-se por incluir um potenciômetro que funciona como sensor de rotação linear junto à respectiva eletrônica de controle, cuja principal função é seguir a posição determinada pelos sinais de entrada.

A informação obtida pelo software da placa de controle permite monitorar o estado atual dos servos. Alguns dos dados fornecidos são as posições dos motores identificados e o consumo de corrente monitorando os limites de operação do dispositivo sem correr o risco de sofrer danos por excesso de carga.

7.3.1 Controle

Para realizar o controle de vários servos a placa USB Usbor[23], permite controlar as trajetórias de até 32 servomotores simultaneamente através de valores de ângulos absolutos. O propósito deste dispositivo é permitir o envio de informação entre os servomotores definidos e o usuário internamente através de mensagens utilizando o esquema apresentado na Figura 7.18.

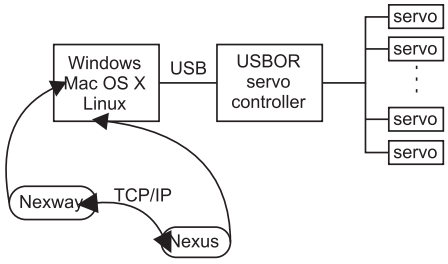
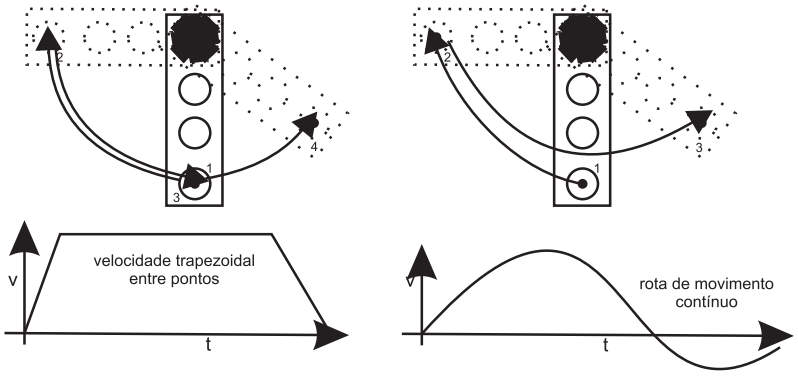


Figura 7.18 Diagrama da placa para controle

[22] http://www.servodatabase.com/servo/hitec/hs-303
[23] http://www.robix.com/

7.3.2 Programação

A programação do dispositivo é feita através de *scripts* compostos por comandos que permitem gerar sequências de movimentos utilizando funções para definir a velocidade e posição angular de cada atuador. A velocidade do servo entre pontos pode ser de dois tipos segundo a sequência de movimento. Se o movimento for descrito por uma trajetória discreta, a velocidade do servo entre o ponto inicial e o ponto final tem forma trapezoidal. Entretanto, se o movimento for descrito de forma linear e estiver dentro dos limites de operação do servo, o servo irá executar a movimento com velocidade suavizada. Ambos os casos são mostrados na Figura 7.19.



Vel. Trapezoidal Vel. suavizada

Figura 7.19 Resposta de velocidade do sistema

Aproveitando a flexibilidade dos componentes, o sistema robótico é configurado como uma cadeia cinemática serial. A Figura 7.20 ilustra duas possíveis configurações para membro inferior, obtendo três motores para a movimentação de cada membro, representando as articulações do quadril, joelho e tornozelo.

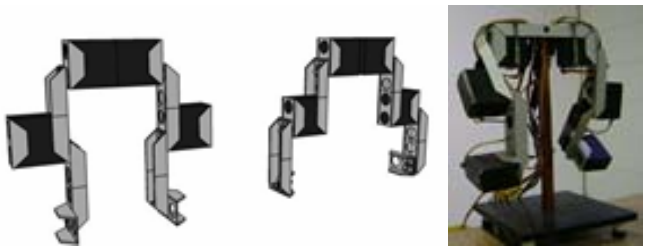


Figura 7.20 Protótipo para testes de movimentação

7.3.3 Execução de Marcha

Como visto anteriormente, o dispositivo pode ser programado ponto a ponto ou seguindo uma trajetória entre pontos. A seguir são apresentados os scripts para os dois casos visando obter um padrão de marcha. Os movimentos obtidos permitem analisar, reconstruir e observar as curvas de rotação da coxa e da perna (Figura 7.21) durante o ciclo programado.

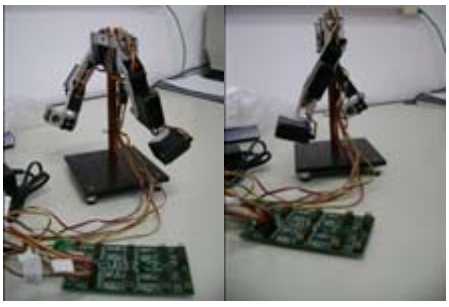


Figura 7.21 Movimentos executados

Estes movimentos resultam em rotações para cada elo que se assemelham aquelas do membro inferior durante uma sequência de marcha normal. Quando comparadas com as curvas obtidas a partir da marcha de uma pessoa podem ser vistas as diferenças geradas nos ângulos devido ao impacto de cada membro com o solo.

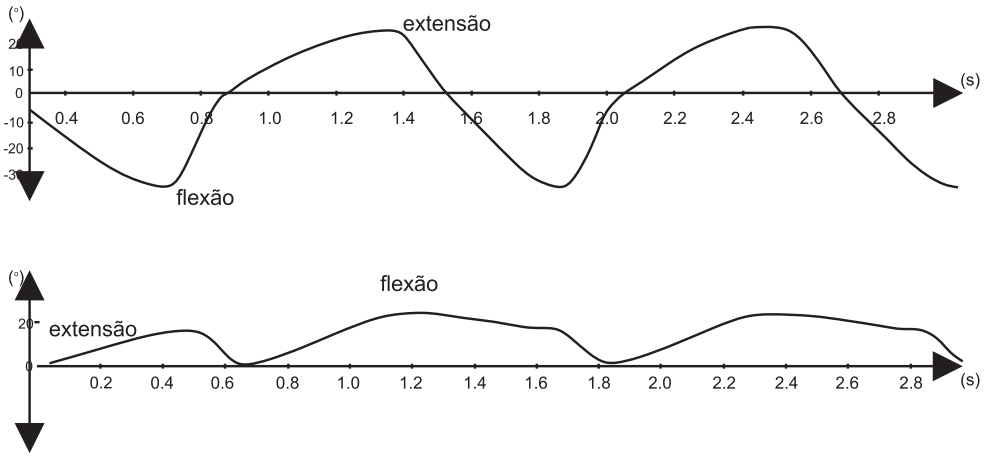


Figura 7.22 Rotações obtidas simulando marcha normal

7.3.4 Execução de Movimentos para Reabilitação

Tendo em vista este tipo de dispositivo como ferramenta para reabilitação, são considerados os movimentos mostrados na Figura 7.23, os quais são utilizados amplamente dentro das rotinas para fortalecimento e recuperação do movimento relacionado com o membro inferior (CENTER, 2002).

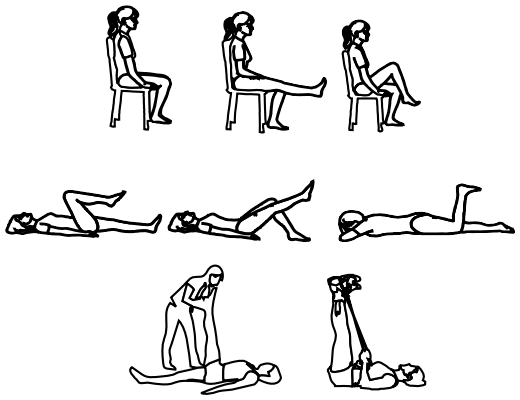


Figura 7.23 Exercícios para reabilitação (CENTER, 2002)

Conforme observado na Figura 7.23, os exercícios podem ser realizados de forma individual, seja sem ou com ajuda de cintas elásticas, ou ainda com assistência de outra pessoa. Dependendo da terapia e estado físico do paciente, o número de repetições e envolvimento do terapeuta é menor ou maior. Através de um sistema robótico serial, o monitoramento, assistência

e controle dos os movimentos executados passam a ser mais precisos devido ao fato do sistema robótico orientar corretamente a flexão ou extensão do membro, ajudando a manter a qualidade sobre o exercício.

O robô pode ser programado através de funções e comandos que podem ser encapsulados dentro de *Macros*. A Figura 7.24 mostra as *Macros* implementadas para executar os exercícios e como o mecanismo atinge os movimentos previamente descritos. Essas *Macros* são programadas macros contendo informação sobre os ângulos de flexão ou extensão, número de repetições e velocidade de execução de acordo com os requisitos de cada exercício. No caso de ser necessário desligar o sistema por razões de segurança o terapeuta pode parar a *Macro* desse o programa da placa Usbor.

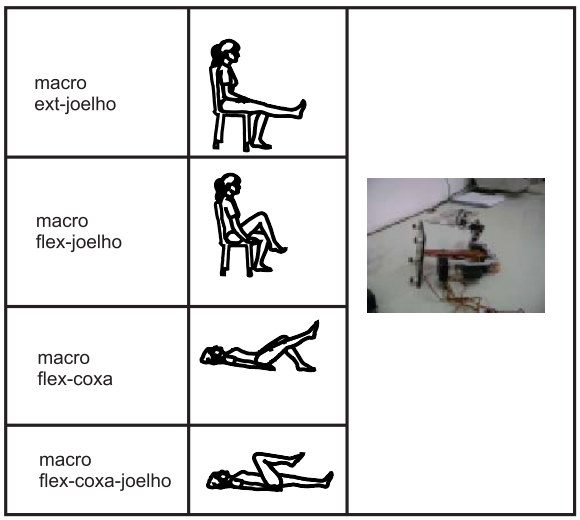


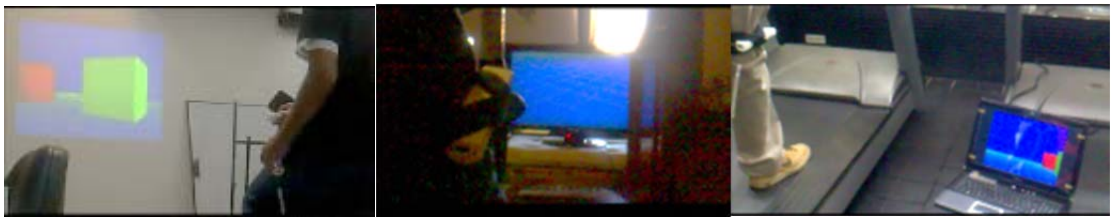
Figura 7.24 Macro para execução de exercícios

7.4 Ambiente Virtual

A seguir, são apresentados os resultados obtidos através da metodologia seguida durante o capítulo relacionado com o desenvolvimento do ambiente virtual com interação tipo perambulador.

7.4.1 Ambiente de Navegação Tipo Perambulador

Com a finalidade de testar o funcionamento do aplicativo para navegação, a interação foi testada realizando a flexão do quadril utilizando uma máquina elíptica, movimentos do quadril e finalmente uma máquina para caminhar estática como apresentado na Figura 7.25.



Navegação estática Navegação elíptica Navegação marcha

Figura 7.25 Captura de marcha para deslocamento

Como exemplo de uso da informação, a aceleração e rotação em *pitch* geradas durante a flexão do quadril no movimento de marcha utilizando uma máquina elíptica são capturadas como mostrado na Figura 7.26. A informação coletada pode ser posteriormente utilizada para realizar diagnósticos, monitorar o comportamento do quadril ou monitorar o rendimento do usuário durante algumas sequências de movimentos.

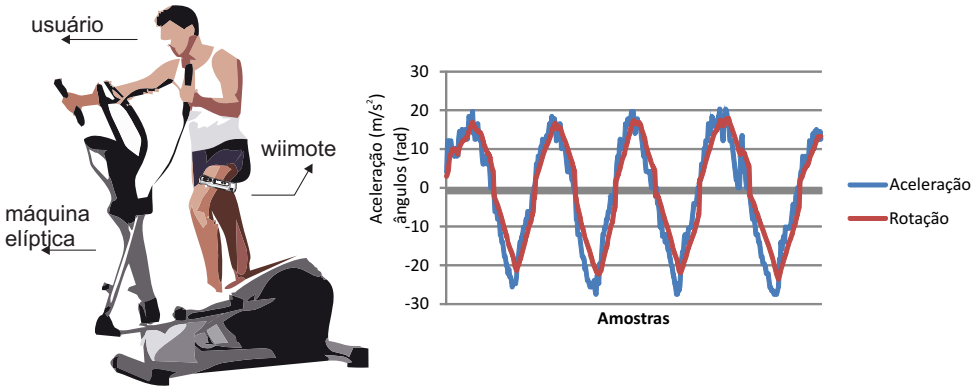


Figura 7.26 Uso de máquina elíptica com o Wiimote

7.4.2 Renderização

Para testar a renderização de geometrias, foram utilizados modelos criados com software para modelagem 3D. Estas provas permitiram avaliar a robustez do sistema para reconhecer diferentes modelos e acrescentar o realismo do cenário 3D.

O primeiro modelo consistiu de um terreno montanhoso que originalmente tinha 151321 vértices superando o máximo permitido na importação do formato de gráficos 3D desenvolvido pela Autodesk® *3DS*. Por esta razão o modelo foi reduzido num 88%, resultando em 18828 vértices que foram importados com sucesso. Estes modelos são apresentados na Figura 7.27, onde a imagem da esquerda permite visualizar o terreno original modelado em Maya® e a da direita o modelo reduzido importação em *OpenGL*.

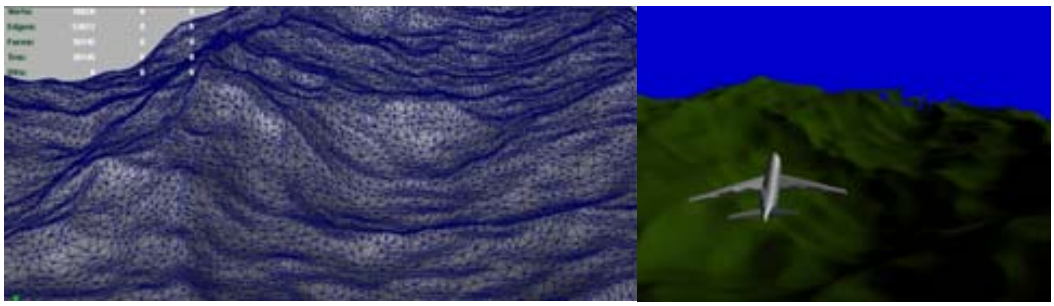


Figura 7.27 Terreno modelado em Maya® e importado no *OpenGL*

Um modelo adicional foi criado para testar a navegação. Neste caso o ambiente representa um entorno tipo cidade como mostrado na Figura 7.28 onde a imagem da esquerda é o modelo em Maya® e a da direita o importado em *OpenGL*. Neste caso o modelo conta com 1108 vértices e é importado sem problemas por estar dentro dos parâmetros de importação do *3DS*.

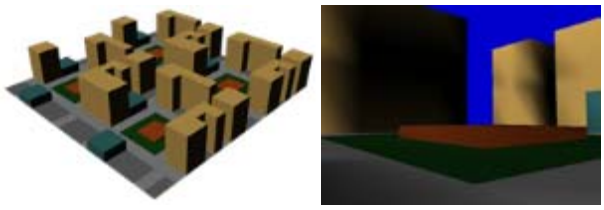


Figura 7.28 Terreno tipo cidade construído em Maya® e importado em *OpenGL*

7.4.3 Desempenho da Renderização

O desempenho do aplicativo pode ser analisado calculando a taxa de atualização dos quadros (em quadros por segundo, ou FPS) com os quais está sendo renderizanda a cena. A amostragem dos FPS foi configurada para 150 ms esperando é que a taxa dos quadros esteja acima dos 20FPS, isto devido a que taxas inferiores podem causar uma visualização desconfortável para o usuário afetando negativamente a imersão e navegação do ambiente 3D.

Os FPS capturados navegando o ambiente tipo cidade e o ambiente tipo montanha é apresentado na Figura 7.29. É possível visualizar que no inicio da captura, quando o usuário não realiza navegação nenhuma os FPS mantêm um valor baixo e uma vez o deslocamento é iniciado o valor ascende. Durante a navegação os FPS oscilarem entre 20 e 25 quadros, permitindo manter uma visualização fluida, ainda que o número de vértices tenha sido incrementado consideravelmente.

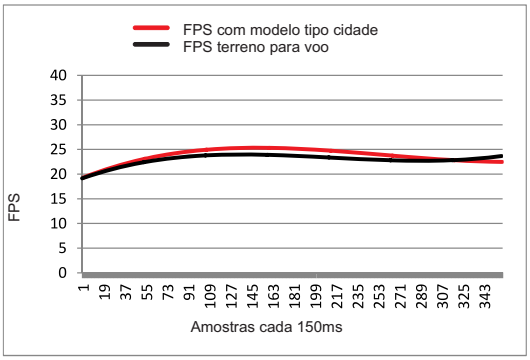


Figura 7.29 Quadros por segundo durante navegação com movimento de marcha

Das figuras anteriores, pode-se concluir que o ambiente implementado apresenta um bom rendimento permitindo uma navegação continua no ambiente virtual 3D com modelos possuindo um alto e baixo número de vértices.

7.4.4 Sistema de Visualização

O sistema de visualização pode ser implementado de várias formas segundo o espaço disponível. Entre alguns dispositivos de fácil aquisição no mercado, estão os projetores, televisores ou telas de computadores. A Figura 7.30 apresenta alguns elementos que podem ser utilizados para oferecer a realimentação visual durante a navegação do aplicativo desenvolvido.

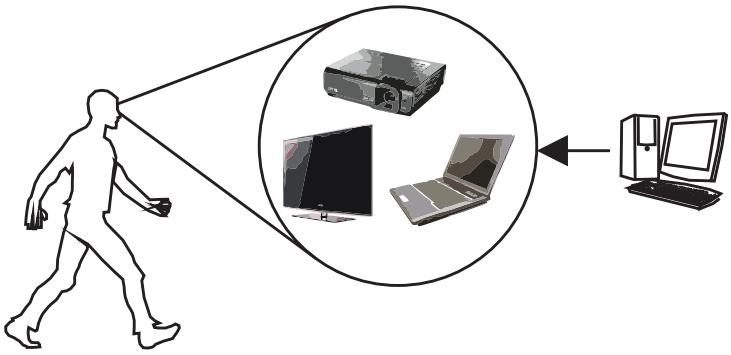


Figura 7.30 Elementos de visualização

Com a finalidade de testar a visualização, foram utilizados os três dispositivos previamente descritos. A Figura 7.31 apresenta a navegação utilizando um projetor e um televisor. Durante estes testes foram monitoradas as taxas dos FPS, que permitiram concluir que o sistema de visualização baseado em tela de computador, televisor e projetor, não altera o desempenho da navegação permitindo uma boa experiência.

Figura 7.31 Visualização com projetor e televisor

7.4.5 Avaliação do Sistema de Navegação

O ambiente desenvolvido foi testado adicionalmente utilizando uma máquina para marcha estática como apresentado na Figura 7.32. Durante este teste foi possível navegar o ambiente gerado através dos movimentos da marcha, enquanto as direções da câmera foram alteradas utilizando os movimentos da mão. Vínculos aos vídeos relacionados com a navegação são apresentados no Apêndice C.

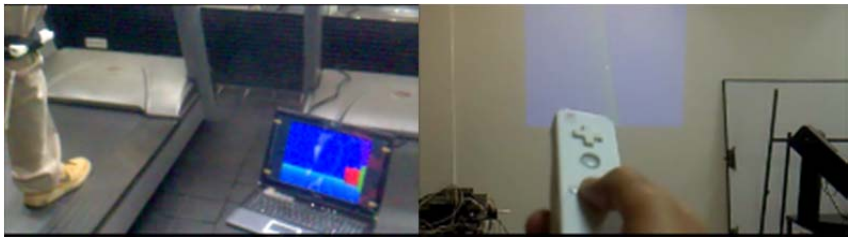


Figura 7.32 Uso do aplicativo com dispositivos de marcha estáticos

Devido ao fato de que o teste anterior utilizava os gestos da mão para controlar a câmera e navegar pelo ambiente, pode existir o caso onde o usuário não possua a capacidade de ter as mãos livres para a navegação. Por esta razão foi realizado um teste de navegação utilizando os gestos da cabeça através da implementação do Wiimote em um capacete como apresentado na Figura 7.33. A pesar de que o Wiimote não supera os 100 g em peso, seu uso em conjunto com um capacete pode gerar desconforto nos músculos do pescoço durante uso prolongado. Em relação à navegação, as rotações da cabeça permitem obter uma forma de navegação igualmente intuitiva a aquela obtida pelos gestos das mãos.

Figura 7.33 Navegação com gestos da cabeça

7.4.6 Experiências em Reabilitação com o Wiimote

Para avaliar a navegação utilizando o software desenvolvido em pacientes fortalecendo o membro inferior, foram realizadas e monitoradas tarefas de movimentação sob a supervisão de uma terapeuta ocupacional em parceria com o Centro para Terapia Ocupacional do Batalhão de Sanidade do Exército Colombiano. O cenário para estes testes requereu que o usuário se deslocasse avançando no sentido do computador em um espaço de 3m. Durante este período foram capturados dados de navegação da perna e da mão segundo o caso. Estes testes preliminares foram realizados com três pessoas cuja terapia procura o fortalecimento dos músculos para melhorar o padrão de marcha devido às restrições de mobilidade causadas pelos acidentes.

A primeira experiência foi realizada com um paciente sofrendo do síndrome de cauda equina. Neste caso o usuário conseguiu se deslocar através do movimento da marcha. Uma segunda experiência adicionou o controle da câmera utilizando os gestos da mão, mas neste caso devido ao uso de muletas a navegação não foi atingida de forma fluida e atrapalhou o deslocamento do usuário, sendo necessário assim um elemento alternativo para a navegação. Durante as experiências (Figura 7.34), foi possível navegar com os movimentos da perna, enquanto o controle da câmera ofereceu dificuldades devido às restrições musculares no membro superior do paciente.

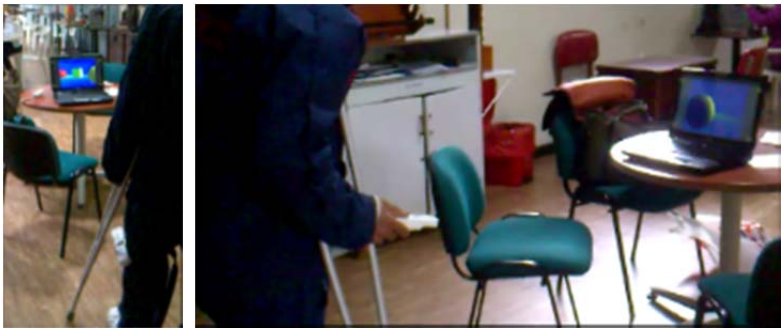
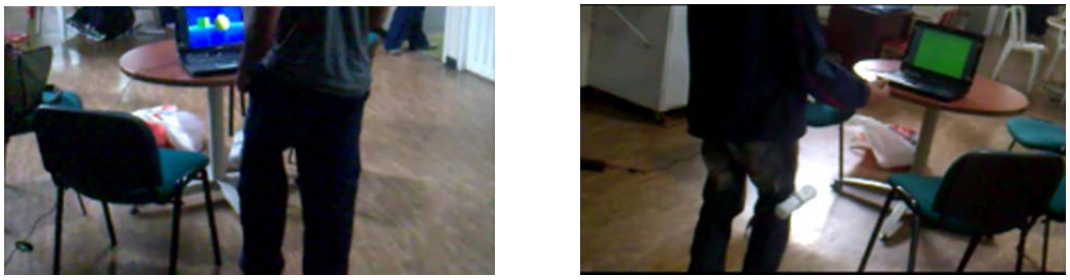


Figura 7.34 Teste de navegação de pessoa com síndrome de cauda equina

Mais dois testes foram realizados, um paciente sofrendo de acidente cérebro vascular e outro com trauma na medula espinhal. A Figura 7.35 mostra os usuários interagindo com o aplicativo, nos dois casos, as navegações através dos gestos da marcha tiveram sucesso e o controle da câmera novamente foi afetado pelas restrições musculares nos membros superiores.



Acidente cérebro vascular Trauma na medula espinhal

Figura 7.35 Teste de navegação de pacientes com dois traumas diferentes

7.4.7 Navegação com Kinect®

Para avaliar o uso do Kinect® como ferramenta interativa para a navegação de um ambiente virtual baseado nos movimentos do membro inferior, dois cenários foram tidos em conta.

Um primeiro cenário de navegação utiliza como único dispositivo de interface o Kinect®, neste caso, os movimentos do membro inferior e de um dos braços permitem realizar a navegação no ambiente virtual. Para a geração da marcha virtual se tem como referência a rotação realizada pelo membro inferior durante o primeiro ciclo da marcha, através desta movimentação foi possível se deslocar no ambiente virtual. Como ponteiro para realizar a rotação da câmera e visualizar o cenário gerado por computador, os movimentos da mão foram mapeados em termos de deslocamentos horizontais e verticais a partir do centro do usuário.

A partir deste tipo de navegação foi possível atingir com sucesso a navegação de um ambiente virtual utilizando movimentos do membro inferior e da mão para controlar a direção da câmera. Uma desvantagem percebida durante a navegação baseada somente em gestos capturados pelo Kinect foi à falta de controle sobre alguns parâmetros básicos da simulação como, por exemplo, mudar de câmera ou a velocidade de deslocamento. Vínculos aos vídeos relacionados com a navegação são apresentados no Apêndice C.

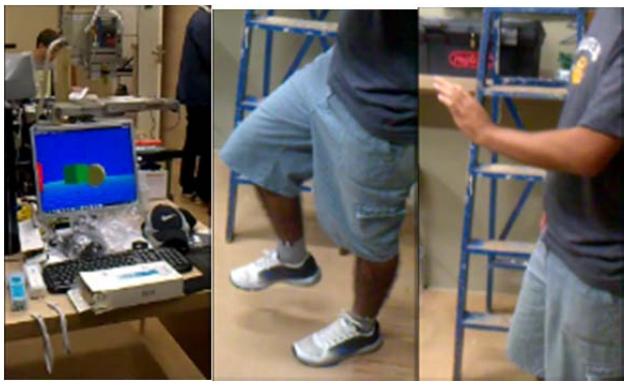


Figura 7.36 Navegação utilizando somente o sensor Kinect®

Para solucionar esta restrição apresentada ao navegar utilizando apenas os gestos processados pelas imagens, um segundo cenário integrando o Kinect® e Wiimote foi implementado para dar maior autonomia na hora de mudar parâmetros da navegação. Neste caso, o controle da câmera foi trocado dos gestos da mão, para as rotações de *roll* e *pitch* executadas com o Wiimote definindo assim a orientação do campo de visão. Esta integração teve como resultado uma navegação mais fluida devido à precisão dada pelas rotações do punho ao

contrário com o uso das mãos como ponteiro através do Kinect®, em cujo caso é necessário o movimento desde o ombro até a mão para manipular a visualização. Esta configuração também permitiu modificar parâmetros de navegação durante o percurso utilizando os botões do controle sem atrapalhar a experiência.

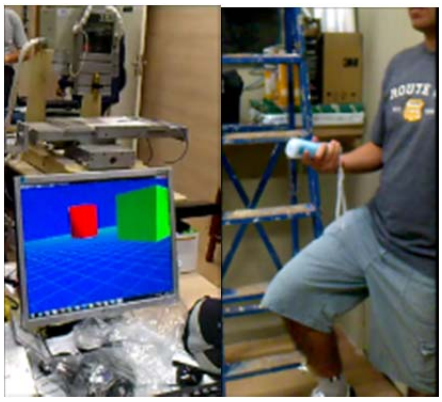


Figura 7.37 Navegação integrando o sensor Kinect e o Wiimote.

7.5 Integração das 3DUIs com o Protótipo em Escala

As 3DUI escolhidas além de permitirem a captura de movimentação e o uso desta informação para interagir com um ambiente virtual capacitam a operação de forma remota no dispositivo para membro inferior. Este modo de funcionamento permite configurar o dispositivo para ser utilizado seguindo movimentos predefinidos. A vantagem desta configuração está na possibilidade de que o terapeuta defina faixas de movimentos a serem executados pelo paciente com ajuda do dispositivo.

Os movimentos escolhidos para realizar a teleoperação do protótipo mecatrônico estão baseados em aqueles utilizados para avaliar a análise dinâmica do mesmo. Assim, as sequências de movimentos permitem o fortalecimento de músculos necessários para a execução da marcha normal. A movimentação mais representativa destes exercícios é a flexão e extensão da coxa e a perna.

Para a programação do dispositivo em escala, a velocidade do motor CC pode ser configurada para ter uma variação adequada segundo as capacidades e terapia específica do usuário. Neste caso, o protótipo em escala foi alterado como apresentado na Figura 7.38 para acrescentar as inércias e obter um modelo em escala com relações mais perto do real.

Figura 7.38 Protótipo em escala

7.5.1 Integração com o Wiimote

Para capturar a informação de movimentação da coxa e da perna, é necessário utilizar dois Wiimotes a fim de capturar as rotações através dos ângulos *pitch* dos acelerômetros. Através do desenvolvimento de um programa, os dados do acelerómetros são enviados pela API Wiiuse ao controlador do robô. Esses dados podem ser utilizados de forma independente para a movimentação de cada junta, tendo como limites de movimentação o travamento mecânico do protótipo, ou utilizados em conjunto através da cinemática direta para calcular que posição corresponde a cada articulação segundo o movimento do usuário. Para visualizar como o mecanismo atingiu as posições desejadas, a Figura 7.39 apresenta três posições para o quadril e perna executada pelo usuário e realizada no protótipo.

Figura 7.39 Programação do protótipo em escala com o Wiimote

Fazendo uso dos Wiimotes, foi possível programar o protótipo em escala para seguir os movimentos gerados pelo usuário permitindo, gerar uma base de movimentação a ser seguida pelo mecanismo.

7.5.2 Integração com o Kinect®

A integração do sensor Kinect com o protótipo em escala permite realizar a programação do protótipo sem a necessidade de utilizar métodos de captura de movimentação invasivos, como os marcadores óticos ou Wiimotes entre outros.

De forma similar à navegação no ambiente virtual desenvolvido, o uso do Kinect® permite a captura de movimentos sem a necessidade de adicionar dispositivos ao corpo do usuário, isto permite que cada ação seja realizada da forma mais natural possível. Neste caso, a API do Kinect® foi configurada para interpretar os movimentos do membro inferior para assim mapear cada um em informação para o controlador do protótipo. O resultado obtido desta programação é apresentado na Figura 7.40, nela as três posições do membro inferior são executadas pelo robô através da captura dos dados do Kinect®.

Figura 7.40 Programação do protótipo em escala com o Kinect®

Através do Kinect®, a programação do protótipo em escala foi feita com sucesso, pois o protótipo conseguiu reproduzir as sequências de forma aceitável. Ao contrário da configuração com o Wiimote, a configuração no Kinect® varia de usuário para usuário e da calibração realizada. Uma configuração ou calibração errada resultará no mapeamento de movimentos desconfortáveis ou impossíveis anatômica ou ergonomicamente.

7.5.3 Integração com o Wiimote e Kinect®

Uma vez integrado o protótipo em escala com as 3DUIs, a informação dos movimentos do usuário foram utilizadas também para controlar os parâmetros de navegação no ambiente virtual. Para garantir uma interação tipo perambulador, as rotações da perna foram capturadas a partir do esqueleto virtual mapeado pelo Kinect® e com elas foi possível realizar o deslocamento no ambiente gerado por computador utilizando como base os movimentos do membro inferior. Neste caso o uso do Kinec® permitiu tirar o peso do Wiimote da perna eliminando possíveis desconfortos devidos a seu peso ou fraqueza muscular por parte do usuário. Para controlar a orientação da câmera e navegar pelo ambiente virtual, o software desenvolvido interpreta as rotações do punho do usuário como rotações aplicadas para observar e escolher a direção de deslocamento. Segundo o tipo de navegação o sistema precisa de um ou dos Wiimotes, isto

porque no ambiente tipo voo o avatar precisa realizar movimentos nos três eixos de rotação, enquanto no ambiente fixo ao chão só o *pitch* e *roll* são necessários.

Para testar esta integração, foram capturadas as telas apresentadas nas Figura 7.41 para a interação restrita ao chão e na Figura 7.42 para a navegação tipo voo. Nessas figuras são apresentados os componentes da integração de forma que: na esquina superior direita encontra-se o ambiente virtual, na esquina superior esquerda a informação dos acelerômetros que permitem monitorar os movimentos, na esquina inferior direita o protótipo em escala executando os movimentos capturados pelo esqueleto virtual localizado na esquina inferior direita. Os vínculos aos vídeos mostrando a integração nos dois ambientes de navegação estão disponíveis no Apêndice C.

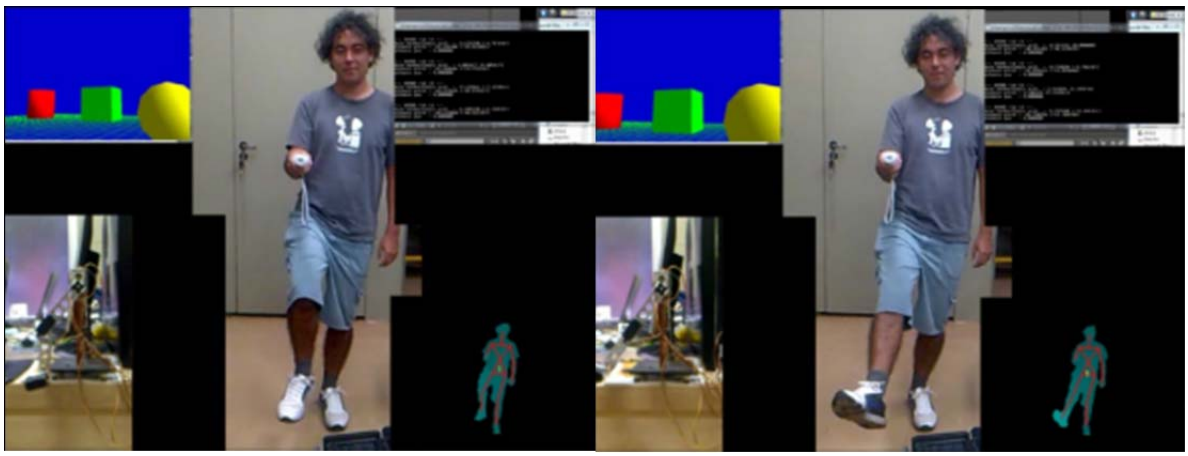


Figura 7.41 Integração para interação restrita ao chão

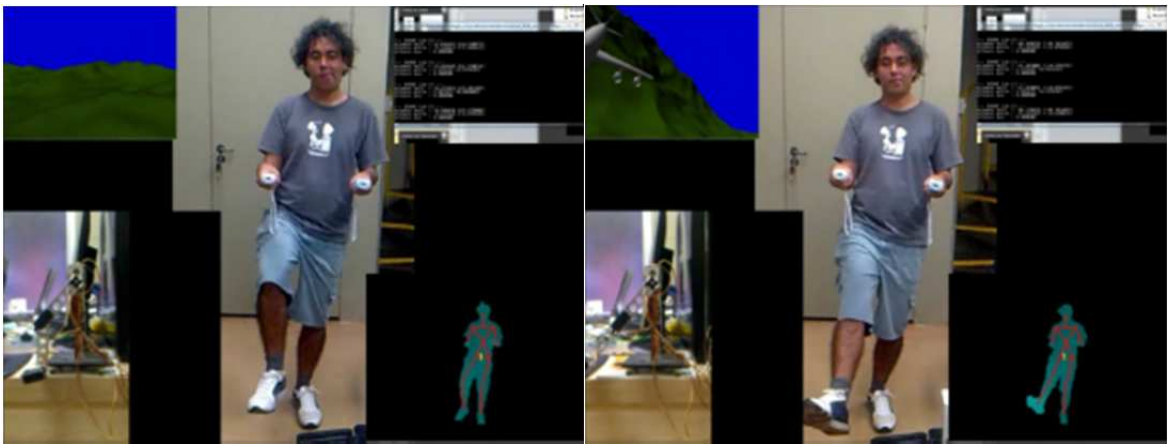


Figura 7.42 Integração para interação com navegação livre

7.5.4 Desempenho do Protótipo em Escala

Durante as sequências de movimentação programada através da 3DUI, o consumo de corrente nos motores CC não superou a faixa máxima permitida devido ao torque gerado durante as rotações de cada elemento. Os maiores valores de corrente estiveram presentes no instante que precede à estabilização da posição. Os valores obtidos são apresentados na Tabela 7.2, onde pode é possível ver que durante a execução da rotação de 90° para coxa deixando a perna sem rotação, a corrente sobe até 400 mA para depois se estabilizar em 250 mA. Segundo os valores obtidos, o funcionamento do motor está dentro das especificações técnicas do mesmo sem risco de sofrer dano por torques excessivos.

Tabela 7.2 Correntes obtidas no protótipo durante a programação com 3DUI

Posição		Corrente no motor (mA)	
0° coxa	0° perna	14	14
90° coxa	0° perna		
Antes de estabilizar		400	100
Estabilizado		250	90
90° coxa	90° perna		
Antes de estabilizar		125	119
Estabilizado		160	15
0° coxa	90° perna		
Estabilizado		90	15

7.6 Considerações Finais do Capítulo

Neste capítulo foram apresentados os resultados experimentais relacionados com a modelagem e controle, análise estrutural do mecanismo reajustado, avaliação dos protótipos, o desenvolvimento do ambiente virtual para interação tipo perambulador, e sua integração com o protótipo mecatrônico. O estudo da modelagem, o dimensionamento mecânico e de seu sistema de acionamento, e ainda o desenvolvimento do ambiente virtual e a sua integração, permitiu o desenvolvimento do sistema proposto, como mostrado na Figura 7.43. Isto resultou na integração

de vários conceitos permitindo o desenvolvimento de uma plataforma para assistência movimentos de membro inferior com deficiência parcial, incentivando a movimentação do usuário através do estímulo interativo com o ambiente virtual.

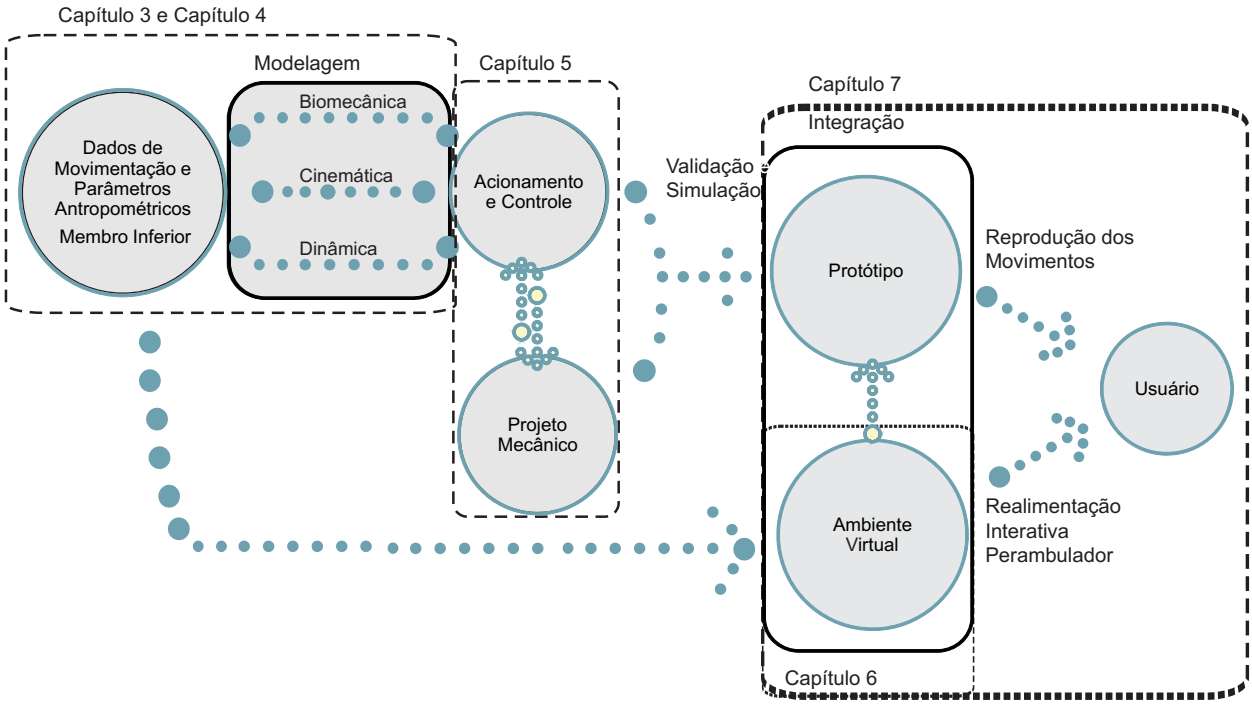


Figura 7.43 Sistema proposto e integração das áreas abrangidas em cada capítulo

No próximo capítulo deste trabalho serão apresentados as principais conclusões obtidas a partir da análise da modelagem cinemática e dinâmica, projeto mecatrônico, construção e desenvolvimento de um ambiente de navegação virtual implementado e integrado no mesmo.

8 CONCLUSÕES FINAIS E PERSPECTIVAS

Neste trabalho foi desenvolvido um protótipo de dispositivo mecatrônico para assistência de movimentação do membro inferior segundo movimentos de marcha ou exercícios terapêuticos. Este dispositivo em conjunto com o ambiente de navegação virtual tipo perambulador permite que o usuário fique distraído da terapia e concentrado no percurso virtual enquanto realiza os movimentos da terapia dentro de um ambiente controlado. Durante o uso do dispositivo, podem ser adquiridas informações sobre posicionamento, velocidade e aceleração do membro inferior, permitindo ter uma realimentação num ambiente controlado para tomar decisões que melhorem o desempenho do usuário.

Como o presente trabalho foi desenvolvido a partir da integração de diferentes conceitos como apresentado na Figura 8.1. No presente capítulo é apresentada uma síntese das principais conclusões obtidas a partir da metodologia proposta.

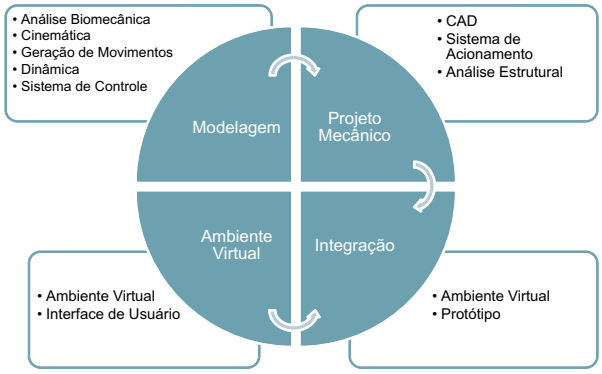


Figura 8.1 Metodologia proposta

8.1 Conclusões Obtidas

Para o desenvolvimento do dispositivo, foi realizada a análise cinemática e dinâmica com a finalidade de projetar um controlador e dimensionar o dispositivo mecanicamente para assim

implementar um protótipo a ser avaliado. O ambiente de navegação tipo perambulador foi desenvolvido para ser utilizado de forma independente ou em conjunto com o dispositivo mecatrônico. O ambiente virtual foi configurado para receber informações do Wiimote e do sensor Kinect®, seja de forma individual ou integrando os dois. Assim, as seguintes subseções ressaltam as conclusões obtidas das análises e desenvolvimentos descritos previamente como parte da metodologia proposta para atingir o objetivo desta tese de doutorado.

8.1.1 Modelagem

A modelagem permitiu tomar os dados de movimentação e parâmetros antropométricos para solucionar o problema cinemático e dinâmico como base para o desenvolvimento do dispositivo para membro inferior com deficiência parcial.

Como base para o desenvolvimento do dispositivo proposto neste trabalho, o estudo e solução do problema cinemático e da geração de trajetórias permite ter um fundamento robusto para processar dados de marcha que sejam padronizados, ou personalizados segundo as necessidades de uma pessoa específica. A escalabilidade e robustez dos algoritmos escolhidos para solucionar o problema cinemático levam em conta a possibilidade de acrescentar os graus de liberdade do sistema, por isto o método iterativo de Greville ressalta-se como a melhor opção. Para o cálculo de trajetórias, as *Splines Hermite* proporcionam a solução de maior precisão e menor erro devido às propriedades e pontos de controle das curvas e polinômios gerados. Uma característica das *splines* é que dependo o número de pontos de controle pode aumentar ou diminuir segundo o padrão de movimentação a planejar.

Da análise dinâmica foi possível concluir que o mecanismo serial é mais apropriado para assistir movimentação do membro inferior devido a que abrange maiores faixas de movimentação sem precisar de elementos adicionais, como as molas do paralelogramo híbrido que devem ser recalculadas cada vez que as medidas do mesmo mudam.

Apesar de que o mecanismo serial representa uma melhor solução geral como dispositivo para assistir movimentação, o paralelogramo híbrido deu menores torques no caso da marcha. Esta vantagem parcial do paralelogramo híbrido é por causa de que com rotações pequenas as molas balanceiam as componentes gravitacionais assim reduzindo os seus efeitos sobre o mecanismo. Enquanto esta configuração deu melhores resultados na marcha, durante a execução de movimentos com amplas rotações, as molas acabam gerando forças maiores e, consequentemente, maiores torques, fazendo desta uma configuração não apropriada para assistir esses exercícios.

8.1.2 Projeto Mecatrônico

Conforme a análise de torques realizada a partir das equações dinâmicas, o mecanismo serial foi escolhido como base para o desenvolvimento do sistema de controle considerando as características dos movimentos para membro inferior com deficiência parcial.

A partir das características do movimento para membro inferior com deficiência parcial, o modelo dinâmico foi linearizado para simplificar o tipo de controle a implementar. Desta forma, uma técnica de controle linear baseada no PID foi aplicada para controlar cada junta do dispositivo. Já que o sistema mecatrônico está composto por componentes mecânicos e eletrônicos, para dimensionar o sistema de acionamento foram utilizadas as equações dos torques em conjunto com o projeto mecânico. Este procedimento permitiu escolher um atuador disponível no mercado e testar seu funcionamento com o controlador PD num ambiente de simulação modelado no SimMechanics^{TM} do Matlab®, onde são integrados um módulo de cinemática, as propriedades físicas do dispositivo e os dados de movimentação para avaliar a resposta dos atuadores e do controlador segundo as entradas escolhidas.

Após simular o sistema mecatrônico e comparar as curvas de movimentação de suas articulações com aquelas capturadas no Laboratório para Biomecânica foi possível concluir que

o modelo implementado responde e atinge de forma satisfatória os movimentos para serem reproduzidos pelo membro inferior com deficiência parcial.

8.1.3 Construção do Protótipo

Através do projeto mecânico foi possível propor um mecanismo para a assistência de movimentos considerando uma estrutura de baixo peso cujo controle seja adequado segundo as movimentações a seres executadas. Este processo permitiu definir e aperfeiçoar o mecanismo levando em conta os atuadores e sensores requeridos, permitindo sua fácil montagem para manutenção e uso. A avaliação estrutural do dispositivo foi realizada utilizando o MEF permitindo garantir que a estrutura projetada pode ser fabricada com diversos materiais. Para projetar o sistema mecânico e de acionamento foi considerada a configuração de maior exigência oferecida pelo uso do aço 1020 onde as peças do quadril e a perna não superaram 1Kg de peso.

Para validar o projeto mecânico, um protótipo em escala real foi fabricado através de SLS em poliamida que em conjunto com o sistema de acionamento permitiu realizar as rotações de flexão e extensão conforme as características de movimentação para membro inferior com deficiência parcial.

Com a finalidade de reduzir custos, outro protótipo em escala permitiu a montagem, configuração, programação e execução de movimentos para membro inferior. Através da reprodução de sequências de movimentos de reabilitação e marcha, foi possível avaliar o uso deste tipo de dispositivo como elemento apropriado para assistir e reproduzir movimentação do membro inferior com deficiência parcial. A avaliação do dispositivo utilizando um protótipo em escala real foi possível devido à metodologia proposta já que atingiu o propósito de permitir o desenvolvimento de um dispositivo simples e de arquitetura aberta implementável no protótipo em escala.

8.1.4 Ambiente para Navegação tipo Perambulador

O desenvolvimento e implementação do ambiente virtual para navegação através de gestos teve como resultado a integração de uma interface de usuário 3D com o motor gráfico escolhido. A vantagem de utilizar o *OpenGL* e sua capacidade de rodar em qualquer um sistema operacional permitindo assim atingir usuários em diferentes plataformas. O uso do Wiimote permitiu acrescentar a sensação de imersão conseguindo que usuário fique mais atento na execução dos movimentos. Devido à intuitividade da navegação, o aplicativo pode ser utilizado sem treinamento prévio, seguindo somente as instruções básicas de operação.

A experiência dos usuários permitiu perceber o potencial da ferramenta, pois para navegar os ambientes tiveram que tentar atingir certos graus de rotação ou flexão e extensão dos membros. A ferramenta teve realimentação positiva, pois os usuários deixaram de pensar que estavam realizando exercícios de terapia e ficaram focados em navegar o ambiente virtual. Sob a perspectiva das terapeutas, a ferramenta representou um grande potencial para caracterizar os movimentos do usuário e poder realizar ações corretivas no caso em que algum movimento esteja por acima ou abaixo dos padrões normais de movimentação.

Uma melhora no sistema foi obtida através da integração do sensor Kinect® da Microsoft®, onde as câmeras RGB em conjunto com uma câmera infravermelha permitiriam capturar imagens e gerar mapas de profundidade para o processamento e captura de movimentação humana sem precisar de controles ou hardware externo invasivo tipo Wiimote no usuário.

Durante os experimentos realizados com o Wiimote e o Kinect®, foi possível perceber o potencial das ferramentas tipo 3DUI para a programação de sequências de movimentos a serem executadas. Enquanto as duas interfaces de usuário permitiram reproduzir movimentos do membro inferior de forma satisfatória, existem algumas considerações a levar em conta devido às características de cada dispositivo.

No caso do Wiimote, os botões permitem gerenciar as ações a encaminhar para o protótipo, permitindo ter autonomia na hora de utilizar o mecanismo. De acordo o movimento requerido, é necessário utilizar a informação das rotações em conjunto com os cálculos cinemáticos para garantir a correta execução dos movimentos. Em contraste, o Kinect® precisa maior dedicação, pois a configuração e calibração segundo cada usuário determina quão preciso será o movimento reproduzido pelo mecanismo. De igual forma que no ambiente de navegação, por si só, o Kinect restringe a autonomia do usuário para modificar parâmetros da interação. Neste caso, os comandos foram enviados via teclado e mouse para assim configurar as faixas de movimentação para cada ação e evitar movimentos que estejam fora da anatomia e ergonomia humana.

8.1.5 Integração

A integração do protótipo para membro inferior com o ambiente virtual e interação tipo perambulador foi possível graças à metodologia proposta que permitiu o desenvolvimento e implementação de uma arquitetura aberta. Uma grande vantagens dos sistemas desenvolvidos é a possiblidade de utilizar cada um de forma independente ou integrada, isto facilita o uso do mesmo em ambientes monitorados pelo terapeuta, assim como a realização de tarefas sem monitoramento por parte do paciente utilizando as 3DUIs hoje disponíveis em muitas casas graças aos videogames e seus baixos custos, garantindo a portabilidade do sistema.

A integração realizada permitiu utilizar as vantagens do Wiimote e do Kinect® para oferecer uma experiência de navegação tipo perambulador através dos movimentos do membro inferior enquanto com as mãos ou a cabeça o usuário pode controlar o sentido e direcionamento do deslocamento no ambiente virtual. O anterior é complementado com o uso do protótipo para oferecer uma ferramenta de assistência de movimentação baseada na flexão e extensão do membro inferior durante a navegação.

Uma grande vantagem do desenvolvimento de uma arquitetura aberta é que esta pode ser facilmente aplicada na reabilitação de membros superiores e no controle de dispositivos robóticos móveis como apresentado no Apêndice E.

8.2 Perspectivas

A partir da abordagem seguida durante o presente documento e levando em conta os resultados obtidos, os trabalhos futuros e próximas etapas de desenvolvimento relacionadas com este trabalho de pesquisa serão focados no estudo de técnicas de controle que permitam abranger diferentes faixas de movimentação do dispositivo para à assistência de movimentação. Considerar em conta o aumento da autonomia do mecanismo utilizando baterias, eliminando assim a necessidade de cabos. E finalmente, a criação de uma biblioteca de ambientes virtuais parametrizados segundo diferentes faixas de movimentação para melhorar a interação do usuário.

Referências

AGRAWAL, A.; AGRAWAL, S. K. Design of gravity balancing leg orthosis using non-zero free length springs. **Mechanism and machine theory**, v. 40, p. 693-709, 2005.

AGRAWAL, S. K.; FATTAH, A. Design of an Orthotic Device for Full or Partial Gravity-Balancing of a Human Upper Arm During Motion. **International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2003. (IROS 2003). Proceedings. 2003 IEEE/RSJ**, v. 3, p. 2841-2846, 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**, p. 157-165, 2004.

ALEXANDER, M.; XING, S. Lower Limb Orthotics. **eMedicine**, 2009.

BANALA, S. K. et al. A Gravity Balancing Leg Orthosis for Robotic Rehabilitation. **IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004**, v. 3, p. 2474-2479, 2004.

BANALA, S. K.; AGRAWAL, S. K. GAIT REHABILITATION WITH AN ACTIVE LEG ORTHOSIS. **Proceedings of IDETC/CIE 2005 ASME 2005 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference**, 2005.

BARRERA, S.; TAKAHASHI, H.; NAKAJIMA, M. **Computer Graphics International Proceedings of the Computer Graphics International**, p. 388-394, 2004.

BARRERA, S.; TAKAHASHI, H.; NAKAJIMA, M. Joyfoots Cyber System a virtual landscape walking interface device for virtual reality applications. **International Conference on Cyberworlds, 2004**, p. 286-292, 2004.

BARRIENTOS, A. **Fundamentos de Robótica**. [S.l.]: McGraw Hill, 2007.

BOUGUILA, L. et al. Walking-pad a step-in-place locomotion interface for virtual environments. **International Conference on Multimodal Interfaces Proceedings of the 6th international conference on Multimodal interfaces**, p. 77-81, 2004.

BOUGUILA, L.; ISHII, M.; SATO, M. Realizing a new step-in-place locomotion interface for virtual environment with large display system. **Proceedings of the Workshop on Virtual environments 2002**, v. 23, p. 197-207, 2002.

BRADSHAW, D.; NG, K. **Tracking Conductors Hand Movements Using Multiple Wiimotes**. [S.l.]: IEEE Computer Society. 2008. p. 93-99.

BROOKS, F. P. Walkthrough - A Dynamic Graphics System for Simulating Virtual Buildings. **1986 Workshop on Interactive 3D Graphics**, p. 9-21, 1986.

BURDEA, G. Key Note Address: Virtual Rehabilitation-Benefits and Challenges. **1st International Workshop on Virtual Reality Rehabilitation (Mental Health, Neurological, Physical, Vocational) VRMHR 2002**, 2002.

BURDEA, G.; COIFFET, P. **Virtual Reality Technoloy**. [S.l.]: Wiley, 2003.

CENTER, O. S. U. M. **Leg Strengthening Exercises**. Ohio State University Medical Center. Ohio. 2002.

COLOMBO, G. et al. Treadmill Training of Paraplegic Patients using a Robotic Orthosis. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, 2000.

DECKER, J. et al. Wiihabilitation: Rehabilitation of Wrist Flexion and Extension Using a Wii Remote controller-Based Game System. **www.docstoc.com**, 2009.

DENAVIT, J.; HARTENBERG, R. **Kinematic Synthesis of Linkages**. [S.l.]: McGraw Hill, 1964.

DHURJATY, S. Challenges of Telerehabilitation in the Home Environment. **Proceedings of State of the Science Conference on Telerehabilitation and Applications of Virtual Reality**, p. 89-93, 2001.

DICTIONARIES, E. O. T. A. H. **The American Heritage Medical Dictionary**. [S.l.]: Houghton Mifflin Harcourt, 2007.

DIFEDE, J.; HOFFMAN, H. Virtual Reality Exposure Therapy for World Trade Center Post-traumatic Stress Disorder. **Cyberpsychology \& Behavior**, v. 5, p. 529-535, 2002.

EDELSTEIN, J.; BRUCKNER, J. **Orthotics:** a comprehensive clinical approach. [S.l.]: Slack Incorporated, 2002.

ERICSON, E.; SMITH, S. Using Immersive Virtual Environments for Realistic Life-Size Fire Safety Training for Children. **Human Computer Interaction**, 2008.

FANELLI, S. Power Dressing. **New Scientist**, v. 2316, 2001.

FERNANDES, K. J.; RAJA, V.; EYRE, J. Cybersphere the fully immersive spherical projection system. **Communications of the ACM**, v. 46, p. 141-146, 2003.

FIELD, T.; VAMPLEW, P. Generalised Algorithms for Redirected Walking in Virtual Environments. **AISAT2004: International Conference on Artificial Intelligence in Science and Technology**, 2004.

FUNG, J. et al. ATreadmill and Motion Coupled Virtual Reality System for Gait Training Post-Stroke. **Cyberpsychology \& Behavior**, v. 9, p. 157-162, 2006.

GAMS, A.; MUDRY, P.-A. **Gaming controllers for research robots:** controlling a humanoid robot using a WIIMOTE. [S.l.]: [s.n.]. 2008. p. 191-194.

GLARDON, P.; BOULIC, R.; THALMANN, D. PCA-Based Walking Engine Using Motion Capture Data. **Computer Graphics International Proceedings of the Computer Graphics International**, p. 292-298, 2004.

GOLDFARB, M.; DURFEE, W. Design of a Controlled brake Orthosis for FES aided Gait. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 4, 1996.

GORLA, B.; RENAUD, M. **Modèles des Robots Manipulateurs:** Application à leur Commande. [S.l.]: Automatisation \& Production, 1984.

GRABOWSKI, A.; HERR, H. ELASTIC LEG EXOSKELETON REDUCES THE METABOLIC COST OF HOPPING. **Journal of Applied Physiology**, 2009.

GRANT, D.; ROBLES-DE-LA-TORRE, G.; CRUZ-HERNÁNDEZ, M. Haptics Interfaces and Devices. **Sensor Review**, v. 24, p. 19, 2004.

GREENE, P.; GRANAT, M. A knee and ankle flexing hybrid orthosis for paraplegic ambulation. **Medical engineering \& physics**, v. 25, p. 539-545, 2003.

GROSSMAN, S. **Elementary Linear Algebra**. [S.l.]: Brooks/Cole Pub Co, 2004.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. [S.l.]: Manole, 2008.

HERDA, L. et al. Skeleton-Based Motion Capture for Robust Reconstruction of Human Motion. **Computer Animation, 2000**, 2000.

HERR, H. Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 2009.

HESSE, S. et al. Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients. **Stroke**, v. 26, p. 976-981, 1995.

HIROSE, M.; YOKOYAMA, K. VR Application for Transmission of Synthetic Sensation. **Proceedings of ICAT'92**, p. 145,154, 1992.

HODGES, L. et al. VR as a tool in the treatment of psychological and physical disorders. **Computer Graphics and Applications, IEEE**, v. 21, p. 25-33, 2001.

HOFFMAN, H.; PATTERSON, D.; CARROUGHER, G. Use of virtual reality for adjunctive treatment of adult burn pain during physical therapy: a controlled study. **The Clinical Journal of Pain**, v. 16, p. 244-250, 2000.

HOLDEN, M.; TODOROV, E. Use of Virtual Environments in MotorLearning and Rehabilitation. [S.l.]: Lawrence Erlbaum Associates, Inc., 2002. Cap. 49, p. 999-1026.

HSU, Y.; WANG, C.; LIEN, C. 'Design And Comfort Evaluation Of A Novel Locomotion Device For Training Overhead Traveling Crane Operators In A Virtual. **Journal of the Chinese Institute of Industrial Engineerings**, China, v. 20, p. 62-70, 2003.

HSU, Y.-L.; WANG, C.-F.; LIEN, C.-M. DESIGN AND COMFORT EVALUATION OF A NOVEL LOCOMOTION DEVICE FOR TRAINING OVERHEAD TRAVELING CRANE OPERATORS IN A VIRTUAL ENVIRONMENT. **Journal of the Chinese Institute of Industrial Engineers**, v. 20, p. 62-70, 2003.

HUANG, J.-Y. An omnidirectional stroll-based virtual reality interface and its application on overhead crane training. **IEEE Transactions on Multimedia**, v. 5, p. 39-51, 2003.

HUANG, Q. et al. Planning walking patterns for a biped robot. **Robotics and Automation, IEEE Transactions on**, v. 17, p. 280-289, 2001.

I., E.-U.; M., G. C.; T., L. Static balancing of spatial parallel Platform mechanisms-revisited. **Journal of Mechanical Design**, v. 122, p. 43-51, 2000.

INMAN, V.; RALSTON, H.; TODD, F. **Human Walking**. [S.l.]: Williams \& Wilkins, 1981.

IWATA, H. The Torus Treadmill Realizing Locomotion in VEs. **IEEE Computer Graphics and Applications**, v. 19, p. 30-35, 1999.

IWATA, H. Walking About Virtual Environments on an Infinite Floor. **Virtual Reality Conference 1999 (VR '99)**, 1999.

IWATA, H. et al. CirculaFloor. **IEEE Computer Graphics and Applications**, v. 25, p. 64-67, 2005.

IWATA, H.; FUJII, T. VIRTUAL PERAMBULATOR: A Novel Interface Device for Locomotion in Virtual Environment. **Virtual Reality Annual International Symposium (VRAIS 96)**, 1996.

IWATA, H.; YANO, H.; NAKAIZUMI, F. Gait Master A Versatile Locomotion Interface for Uneven Virtual Terrain. **IEEE Virtual Reality Conference 2001 (VR 2001)**, p. 131, 2001.

IWATA, H.; YANO, H.; TOMIYOSHI, M. String walker. **International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques ACM SIGGRAPH 2007 emerging technologies**, 2007.

JACOBSON, J. et al. Balance NAVE: a virtual reality facility for research and rehabilitation of balance disorders. **Proceedings of the ACM symposium on Virtual reality software and technology**, p. 103-109, 2001.

JEZERNIK, S. et al. Robotic orthosis Lokomat: its use in the rehabilitation of locomotion and in the development of the biology-based neural controller. **7th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society IFESS 2002**, 2002.

JUNG, T.; HAULSEN, I. Immersive EscapeRoute. **Proceedings of Workshop on Spatial Cognition in Real and VIrtual Environments**, 1999.

KASAOKA, K.; SANKAI, Y. Predictive Control Estimating Operator's Intention for Stepping-up Motion by Exoskeleton Type Power Assist System Hal. **International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2001. Proceedings. 2001 IEEE/RSJ**, p. 1578-1583, 2001.

KHRONOS, G. OpenGL. **OpenGL**, 2011. Disponivel em: <http://www.opengl.org/>. Acesso em: Agosto 2011.

LEE, J. et al. A Virtual Reality System for the Assessment and Rehabilitation of the Activities of Daily Living. **CyberPsychology \& Behavior**, v. 6, p. 383-388, 2003.

LEWIS, J. et al. **Knee Orthosis and Joint Construction Therefor**. 244495, 1982.

LIU, X.; LOW, K.; YU, K. Y. Development of a Lower Extremity Exoskeleton for Human Performance Enhancement. **Proceedings 01 2004 IEEEIRSJ International Conlerence on Intelligent Robots and Systems**, p. 3889-3894, 2004.

LUNENBERGUER, L.; COLOMBO, G.; RIENER, R. Biofeedback for robotic gait rehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 2007.

MAN, C.; RILEY, M.; ATKESON, C. G. Automatic Generation of kinematic Models for the Conversion of Human Motion Capture Data into Humanoid Robot Motion. **Proceedings of the First IEEE-RAS conference on Humanoid Robotics (Humanoids 2000)**, 2000.

MANTOVANI, F.; CASTELNUOVO, G. Sense of Presence in Virtual Training: Enhancing Skills Acquisition and Transfer of Knowledge through Learning Experience in Virtual Environments. **IOS Press (The Netherlands)**, 2003.

MERIANS, A. et al. Virtual reality augmented rehabilitation for patients following stroke. **Physical Therapy**, v. 82, p. 898-915, 2002.

MICROSOFT. Centro de Desenvolvimento DirectX, 2011. Disponivel em: <http://msdn.microsoft.com/en-us/directx/default.aspx>. Acesso em: Agosto 2011.

MILGRAM, P.; KISHINO, F. Taxonomy of Mixed Reality Visual Displays IEICE Transactions on Information and Systems. **IEICE Transactions on Information and Systems**, p. 1321-1329, 1994.

MINGARINI, R.; MINAMOTO, H.; BISCEGLI, F. Intratracheal stent: prosthesis or orthesis? **Journal Brasileiro de Pneumologia**, v. 32, 2006.

MOESLUND, T. B.; GRANUM, E. A Survey of Computer Vision-Based Human Motion Capture. **Computer Vision and Image Understanding**, v. 81, p. 231-268, 1999.

MOESLUND, T. B.; HILTON, A.; KRÜGER, V. A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis. **Computer Vision and Image Understanding**, v. 104, 2006.

MOLET, T.; BOULIC, R.; THALMANN, D. A Real Time Anatomical Converter for Human Motion Capture. **Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation**, 1996.

MORRIS, R. et al. Virtual reality investigation of strategy formation, rule breaking and prospective memory in patients with focal prefrontal neurosurgical lesions. **Proceedings of the 4th International Conference on Disability**, p. 101-108, 2008.

NOMA, H.; MIYASATO, T.; KISHINO, F. Multi-Point Virtual Space Teleconferencing System. **IECIE Transactions on Communications**, 1995.

NOMA, H.; SUGIHARA, T.; MIYASATO, T. Development of Ground Surface Simulator for Tel-E-Merge System. **IEEE Virtual Reality Conference 2000 (VR 2000)**, p. 217, 2000.

OGATA, K. **Modern Control Engineering**. [S.l.]: Prentice Hall, 2009.

OGATA, M. et al. Development of Active Walker by using Hart Walker. **SICE-ICASE International Joint Conference 2006**, p. 5406-5410, 2006.

ÓRTESE, I. D. P. E. Instituto de prótese e órtese, 2011. Disponivel em: <http://www.ipobrasil.com.br>. Acesso em: Agosto 2011.

PARÉ, A. **Les oeuvres d'Ambroise Paré**. [S.l.]: Paris: Chez Gabriel Buon, 1585.

PEEK, B. WiimoteLib -.NET Managed Library for the Nintendo Wii Remote. **brianpieek.com**, 2011. Disponivel em: <http://www.brianpeek.com/blog/archive/2007/03/14/wiimote-and-net.aspx>. Acesso em: 2011.

PONS, J. L.; CERES, R.; CALDERON, L. **Introduction to wearable robotics**. Spain: Wiley, 2008.

POPESCU, V.; BURDEA, G. Orthopedic Telerehabilitation with Virtual Force Feedback. **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, v. 4, p. 45-51, 2000.

POPOVIC, D.; TOMOVIC, R.; SCHWITRLICH, L. Hybrid Assistive System-The Motor Neuroprosthesis. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 36, 1989.

PRATT, J.; KRUPP, B.; MORSE, C. The RoboKnee: An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance During Walking. **Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics \& Automation**, p. 2430-2435, 2004.

PRESS, W. H. et al. **Numerical Recipes 3rd Edition:** The Art of Scientific Computing. 3. ed. [S.l.]: Cambridge University Press, 2007.

PUGNETTI, L. et al. Probing memory and executive functions with virtual reality Past and present studies. **CyberPsychology \& Behavior**, v. 1, p. 51-62, 1998.

REGER, G. et al. Effectiveness of virtual realty for attentional control to reduce children's pain during venipuncture. **Proceedings of the 2nd International Workshop on Virtual Reality.**, 2003.

RIVA, G. VIRTUAL REALITY IN REHABILITATION OF SPINAL CORD INJURIES. **Rehabilitation Psychology**, v. 45, p. 1-8, 2000.

RIZZO, A.; BUCKWALTER, J.; DER, C. V. Virtual environment applications in clinical neuropsychology. **The handbook of virtual environments**, p. 1027–64, 2002.

RUTHENBERG, B.; WASYLEWSKI, N.; BEARD, J. An Experimental Device for Investigating the Force and Power Requirements of a Powered Gait Orthosis. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 4, p. 203-213, 1997.

SA, C. D.; ROSARIO, J. Implementation of Numerical Algorithms for the Resolution of the Kinematic Inverse Problem in Robot Manipulators. **Nonlinear Dynamics, Chaos, Control, and their Applications to Engineering Sciences**, v. 1, p. 317-320, 1997.

SALVADOR, B.; TAKAHASHI, H.; NAKAJIMA, M. A new interface for the virtual world foot motion sensing input device. **International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques archive ACM SIGGRAPH 2002**, p. 141-141, 2002.

SANCHEZ, J. et al. Virtual-Aurea: perception through spatialized sound. **Proceedings of the 3rd International Conference on Disability**, 2000.

SANDER, S. et al. Effects of Distraction Using Virtual Reality Glasses During Lumbar Punctures in Adolescents With Cancer. **Oncology Nursing Forum**, v. 9, p. 8-15, 2002.

SAWICKI, G.; GORDON, K.; FERRIS, D. Powered Lower Limb Orthoses: Applications in Motor Adaptation and Rehabilitation. **Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics2005**, p. 206-211, 2005.

SHARAR, S. et al. Applications of virtual reality for pain management in burn-injured patients. **Expert Rev Neurother**, v. 8, p. 1667–1674, 2008.

SHIOZAWA, N.; ARIMA, S.; MAKIKAWA, M. Virtual walkway system and prediction of gait mode transition for the control of the gait simulator. **26th Annual International**

Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04, 2004.

SHOTTON, J. et al. **Real-Time Human Pose Recognition in Parts from a Single Depth Image**. CVPR 2010: IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. [S.l.]: [s.n.]. 2011.

SLATER, M.; USOH, M.; STEED, A. Taking Steps: The Influence of a Walking Technique on Presence in Virtual Reality. **ACM Transactions on Computer-Human Interaction**, v. 2, p. 201-219, 1995.

SUMA, E. et al. **FAAST:** The Flexible Action and Articulated Skeleton Toolkit. [S.l.]: [s.n.]. 2011. p. 247-248.

SUP, F. et al. Self-Contained Powered Knee and Ankle Prosthesis: Initial Evaluation on a Transfemoral Amputee. **2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics**, 2009.

SVEISTRUP, H. Motor rehabilitation using virtual reality. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 2004.

TSAPANIDOU, A.. **Virtual room scene with the Wii Remote/Motion Plus**. [S.l.]: [s.n.], 2009.

VERNER, L.; OKAMURA, A. **Effects of Translational and Gripping Force Feedback are Decoupled in a 4-Degree-of-Freedom Telemanipulator**. WHC'07. [S.l.]: [s.n.]. 2007. p. 286-291.

VIIRRE, E.; BUSKIRK, J. Utilization of Virtual Reality Technology in the Rehabilitation of Balance disorder Patients. **Vestibular Update, Micromedical Technologies**, p. 2-4, 2000.

VUKOBRATOVIC, M. When were Active Exoskeletons actually Born? **International Journal of Humanoid Robotics**, v. 4, p. 459-486, 2007.

WEISS, P.; BIALIK, P.; KIZONY, R. Virtual Reality Provides Leisure Time Opportunities for Young Adults with Physical and Intellectual Disabilities. **Cyberpsychology \& Behavior**, v. 6, p. 335-342, 2003.

WEISS, P.; KATZ, N. The potential of Virtual Reality for Rehabilitation. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 41, p. vii-ix, 2004.

WELLS, M.; PETERSON, B.; ATEN, J. The Virtual Motion Controller: A Sufficient-Motion Walking Simulator. **In proceedings of VRAIS '97**, p. 1-8, 1997.

WERNIG, A.; NANASSY, A.; MULLER, S. Laufband (Treadmill) Therapy in Incomplete Paraplegia and Tetraplegia. **Journal of Neurotrauma**, p. 719-726, 1999.

WESTERBERG, W. **Virtual Enviroment for Teleoperation of Forwarder Crane**. [S.l.]: UMEA University, 2007.

WHITNEY, S. et al. The Potential Use of Virtual Reality in Vestibular Rehabilitation: Preliminary Findings with the BNAVE. **Journal of Neurologic Physical Therapy**, 2002.

WINGRAVE, C. A. et al. The Wiimote and Beyond: Spatially Convenient Devices for 3D User Interfaces. **IEEE Computer Graphics and Applications**, v. 30, p. 71-85, 2010.

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

YOON, J. A Novel Locomotion Interface with Two 6-DOF Parallel Manipulators That Allows Human Walking on Various Virtual Terrains. **The International Journal of Robotics Research**, p. 660-671, 2006.

YOON, J.; RYU, J. A Novel Locomotion Interface with Independent Planar and Footpad Devices for Virtual Walking. **Computer Human Interaction**, p. 560-569, 2004.

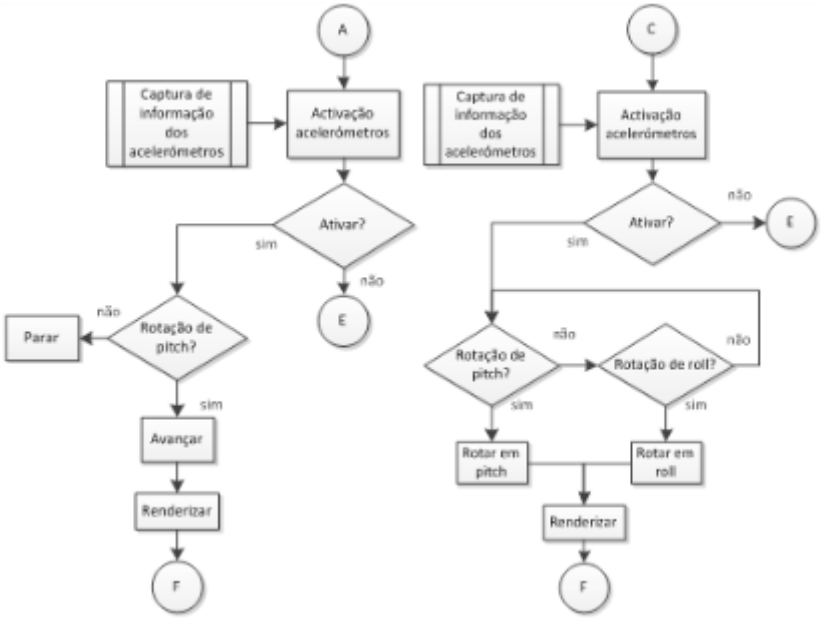
YOON, J.; RYU, J.; BURDEA, G. Design and Analysis of a Novel Virtual Walking Machine. **11th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (HAPTICS'03)**, p. 374, 2003.

YOSHIDA, Y.; IWATA, H. Comparative Evaluation of Locomotion Modes in Virtual Environments. **International Conference on Artificial Reality and Telexistence**, p. 136-142, 1998.

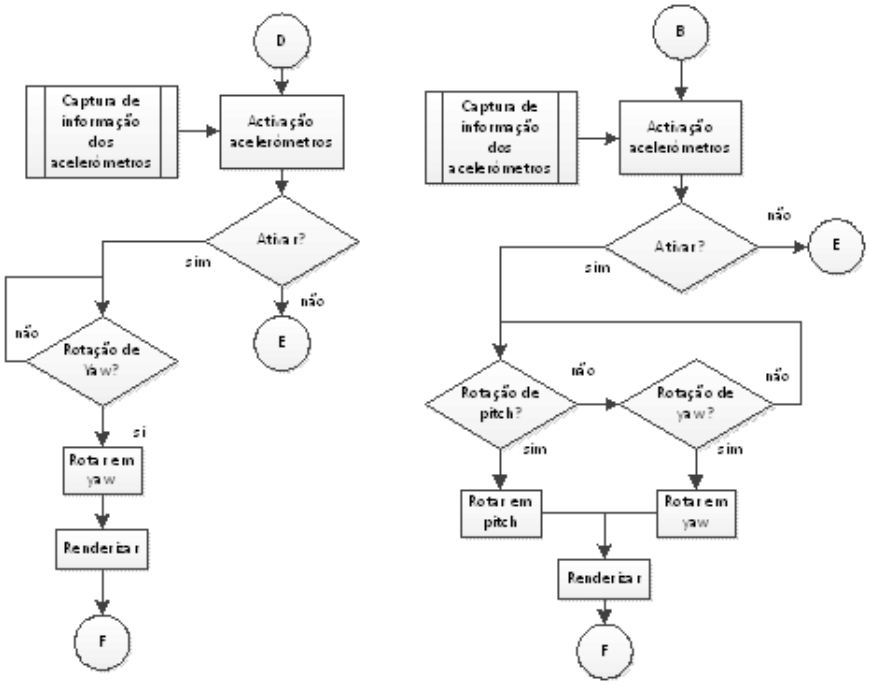
YU, W.; BREWSTER, S. Multimodal virtual reality versus printed medium in visualization for blind people. **Proceedings of the 5th International ACM SIGCAPII Conference on Assistive Technologies**, p. 57–64, 2002.

APÊNDICE A - Fluxogramas

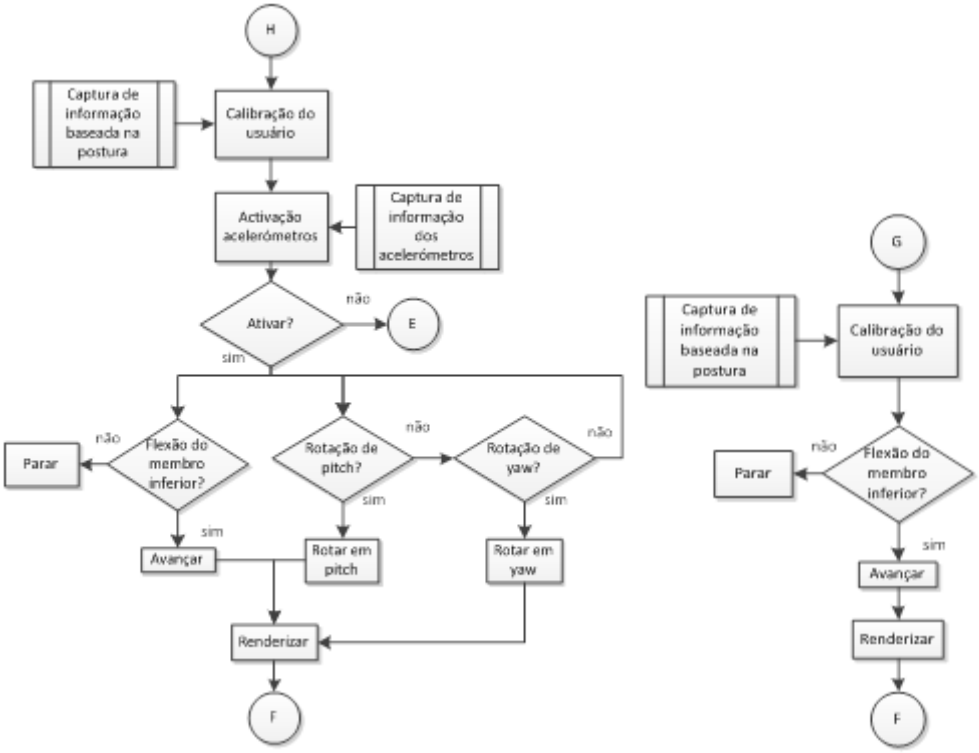
Fluxograma para navegação tipo primeira pessoa.



Fluxograma para navegação aérea.



Fluxograma para navegação com Kinect®



APÊNDICE B - Publicações

Publicações em Revista

[1] A. Uribe, J. Rosario, e L. Frezzatto. Modeling, control and analysis of a serial and parallelogram lower member mechanism. International Review of Mechanical Engineering (I.RE.M.E.), 2011. Aceito para publicação.

[2] B. Pérez e A. Uribe. Herramienta multimedial para el estudio de la anatomía del oído a través de modelos virtuales. Ciencia e Ingeniería Neogranadina, 19:29–44, 2010.

[3] A. Uribe, J. Rosario, e O. Aviles. Anthropomorphic gripper virtual environment for automation grasping task. International Review of Mechanical Engineering (I.RE.M.E.), 3:574–552, 2009.

[4] O. Aviles, J. Rosario, A. Uribe, P. Niño, e R. Gutierrez. Antrhopomorphic grippers - modelling, analysis and implementation. International Journal of Factory Automation, Robotics and Soft Computing, pages 96–101, 2009.

[5] A. Uribe, J. Rosario, O. Aviles, e P. Niño. Virtual environment for visualization and movement control of an anthropomorphic gripper. International Journal of Factory Automation, Robotics and Soft Computing, pages 84–89, 2009.

Publicações em Capítulo de Livro

[1] Alvaro J. Uribe, Joao Mauricio Rosario, e Jose Tenreiro Machado. Analysis and Design of Biological Materials and Structures, chapter Human Gait: Kinematics Analysis and Mechatronic Simulation. Springer. Aceito para publicação.

[2] J. M. Rosario, D. Dumr, M. Moretti, F. Lar, e A. J. Uribe. Advanced Strategies for Robot Manipulator, chapter Supervision and Control Strategies of a 6-DOF Parallel Manipulator Using a Mechatronic Approach, pages 173–196. InTech, 2010.

Publicações em Conferência

[1] A. Uribe, S. Alves, J. Rosario e H. Ferasoli. Mobile Robotic Teleoperation using Gesture-Based Human Interfaces. In LARC-LARS-CCAC & IASCW 2011, XI Latin American Robotics Competition & Colombian Conference on Automatic Control & II Industry Applications Society Colombian Workshop, 2011. Aceito para publicação.

[2] A. Uribe e J. Rosario. Augmented reality motion-based robotics off-line programming. In V Congreso Internacional de Ingeniería Mecánica y III de Ingeniería Mecatrónica, 2011. Aceito para publicação.

[3] B. Pérez-Gutiérrez, e A. Uribe. Ear Anatomy and Eye Pathology Virtual Reality Framework for Educational Purposes. In 1er Congreso Internacional de Simulación en Ciencias de la Salud 2011, 2011.

[4] A. Uribe, B. Pérez-Gutiérrez, J. Rosario e L. Solaque. Virtual Reality Motion-Based Framework for Monitoring and Distracting Patients during Lower Member Rehabilitation. In 1er Congreso Internacional de Simulación en Ciencias de la Salud 2011, 2011.

[5] D. Araque, R. Diaz, B. Pérez-Gutiérrez, e A. Uribe. Augmented reality motion-based robotics off-line programming. In IEEE Virtual Reality 2011, 2011.

[6] A. Uribe e J. Rosario. Human lower member trajectory modeling and analysis. In Mathematical Methods in Engineering International Symposium, Instituto Politécnico de Coimbra, 2010.

[7] A. Uribe, J. Rosario, e J. Machado. Human gait: Kinematics analysis and mechatronic simulation. In 4th International Conference on Advanced Computational Engineering and Experimenting Ace'x 2010, 2010.

[8] D. Araque, R. Diaz, B. Pérez-Gutiérrez, e A. Uribe. Augmented reality framework: Analysis and implementation of a gestural programmed robotic cell. In Robocontrol 2010, 4 Workshop in Applied Robotics and Automation, 2010.

[9] M. Correa De Carvalho, J. Rosario, e A. Uribe. Structured methodology for building automation implementation. In Robocontrol 2010, 4 Workshop in Applied Robotics and Automation, 2010.

[10] A. Mainardi, A. Uribe, e J. Rosario. Trajectory planning using a topological map for differential mobile robots. In Robocontrol 2010, 4 Workshop in Applied Robotics and Automation, 2010.

[11] A. Uribe e J. Rosario. Human gait behavior: Analysis and simulation. In Robocontrol 2010, 4 Workshop in Applied Robotics and Automation, 2010.

[12] A. Uribe, J. Rosario, e O. Aviles. Mechatronic hand-based grasp and vr implementation. In Proceedings of the 12th Mechatronics Forum Biennial International Conference, IWF Institute of Machine Tools and Manufacturing, 2009.

[13] A. Uribe e J. Rosario. Virtual reality walking through human lower member kinematics. In Congreso Multimedia 2009, 2009.

APÊNDICE C - Vídeos

Vínculos aos vídeos:

- Robô serial executando padrão de marcha: http://www.youtube.com/watch?v=uensSdfBJAI
- Deslocamento virtual a partir dos movimentos do membro inferior utilizando o Wiimote: http://www.youtube.com/watch?v=IGFuJo2ZFOM
- Navegação virtual seguindo os movimentos da cabeça utilizando o Wiimote: http://www.youtube.com/watch?v=iwHHyH8V61Q
- Deslocamento virtual a partir dos movimentos capturados pelo sensor Kinect®: http://www.youtube.com/watch?v=NtjBlijlQpg
- Deslocamento e navegação integrando o Wiimote e o Kinect®: http://www.youtube.com/watch?v=DiB2uc2lt-M
- Teleoperação de robô serial tipo perna com o Wiimote: http://www.youtube.com/watch?v=o-_tU1UCkcs
- Teleoperação de robô serial tipo perna com o sensor Kinect®: http://www.youtube.com/watch?v=B_BeKsqRoaY
- Teleoperação do Robotino da Festo com o Wiimote: http://www.youtube.com/watch?v=YRfkK-4qcXQ
- Teleoperação do Robotino da Festo com o sensor Kinect®: http://www.youtube.com/watch?v=gTJHvZ3_VCY
- Integraçao do Wiimote com o Kinect® e o protótipo em escala: http://www.youtube.com/watch?v=-cvBZhpFYoA
  http://www.youtube.com/watch?v=v8MX9NFnr90

APÊNDICE D – Equações de Torque

Equação de torque para o quadril na configuração de paralelogramo.

$$\tau_{quadril} = \dot{\zeta} * (\dot{\zeta} * l_1 * l_{c2} * m2 * sin(\zeta) - 2 * \dot{\theta} * l_1 * l_{c2} * m_2 * sin(\zeta)) -$$
$$\ddot{\zeta} * (i_{la1} + (m_{a1} * (2 * s_2 * cos(\theta - \zeta) * (cos(\theta) * (l_{ca1} + s_1) + s_2 * cos(\theta - \zeta)) +$$
$$2 * s_2 * sin(\theta - \zeta) * (sin(\theta) * (l_{ca1} + s_1) + s_2 * sin(\theta - \zeta))))/2) + \ddot{\theta} * (m_1 * l_{c1}^2 +$$
$$i_{l1}) - \ddot{\zeta} * I_{la2} + \ddot{\theta} * I_{la2} + \ddot{\theta} * (m_2 * l_1^2 + 2 * m_2 * cos(\zeta) * l_1 * l_{c2} + m_2 * l_{c2}^2 +$$
$$I_{l2}) - \ddot{\zeta} * (m_2 * l_{c2}^2 + l_1 * m_2 * cos(\zeta) * l_{c2} + I_{l2}) + \ddot{\theta} * ((7 * l_{c1}^2)/5 + I_{l1}) +$$
$$\ddot{\theta} * (I_{la1} + (m_{a1} * (2 * (cos(\theta) * (l_{ca1} + s_1) + s_2 * cos(\theta - \zeta))^2 + 2 * (sin(\theta) * (l_{ca1} + s_1)$$
$$+ s_2 * sin(\theta - \zeta))^2))/2) + \ddot{\theta} * m_{a2} * s_1^2 - (7 * g * l1 * sin(\theta))/5 - \ddot{\zeta} * l_{ca2}^2 * m_{a2} +$$
$$\ddot{\theta} * l_{ca2}^2 * m_{a2} - g * l_1 * m_2 * sin(\theta) - g * l_{c1} * m_1 * sin(\theta) - g * l_{ca1} * m_{a1} * sin(\theta) -$$
$$g * m_{a1} * s1 * sin(\theta) - g * m_{a2} * s_1 * sin(\theta) - g * l_{c2} * m_2 * sin(\theta - \zeta) + g * l_{ca2} * m_{a1} * sin(\zeta - \theta)$$
$$-g * l_{ca2} * m_{a2} * sin(\theta - \zeta) + \dot{\zeta}^2 * l_{ca2} * m_{a2} * s_1 * sin(\zeta) +$$
$$\dot{\zeta}^2 * l_{ca1} * m_{a1} * s_2 * sin(\zeta) + \dot{\zeta}^2 * m_{a1} * s_1 * s_2 * sin(\zeta) - \ddot{\zeta} * l_{ca2} * m_{a2} * s_1 * cos(\zeta)$$
$$+2 * \ddot{\theta} * l_{ca2} * m_{a2} * s_1 * cos(\zeta) - 2 * \dot{\zeta} * \dot{\theta} * l_{ca2} * m_{a2} * s_1 * sin(\zeta) -$$
$$2 * \dot{\zeta} * \dot{\theta} * l_{ca1} * m_{a1} * s_2 * sin(\zeta) - 2 * \dot{\zeta} * \dot{\theta} * m_{a1} * s_1 * s_2 * sin(\zeta)$$

Equação de torque para a perna na configuração de paralelogramo.

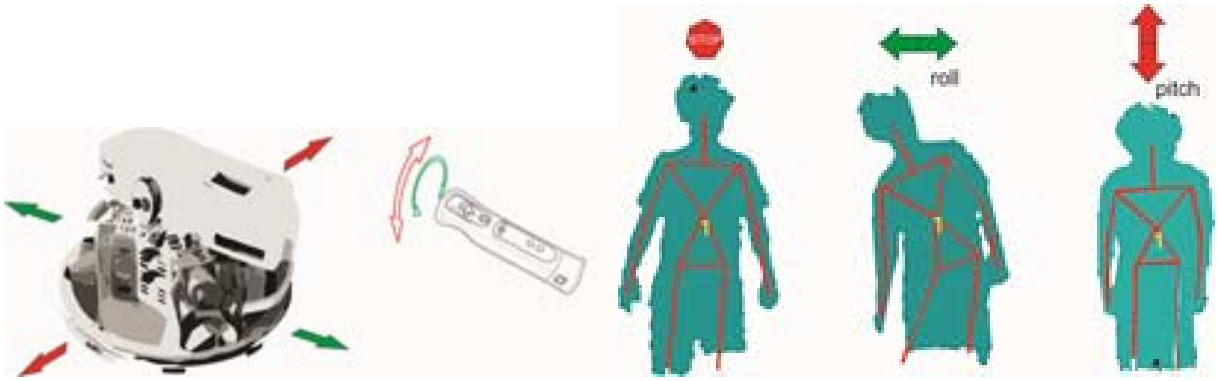
$$\tau_{perna} = \ddot{\theta} * I_{la1} - \ddot{\zeta} * I_{la1} - \ddot{\zeta} * I_{la2} - \ddot{\zeta} * (m_2 * l_{c2^2} +$$
$$I_{l2}) + \ddot{\theta} * I_{la2} + \ddot{\theta} * (m_2 * l_{c2}^2 + l_1 * m_2 * cos(\zeta) * l_{c2} + i_{l2}) - \ddot{\zeta} * m_{a1} * s_2^2$$
$$+\ddot{\theta} * m_{a1} * s_2^2 - \ddot{\zeta} * l_{ca2}^2 * m_{a2} + \ddot{\theta} * l_{ca2}^2 * m_{a2} - g * l_{c2} * m_2 * sin(\theta - \zeta)$$
$$-g * l_{ca2} * ma1 * sin(\theta - \zeta) + g * lca2 * m_{a2} * sin(\zeta - \theta) - \dot{\theta}^2 * l_1 * l_{c2} * m_2 * sin(\zeta) -$$
$$\dot{\theta}^2 * l_{ca2} * m_{a2} * s_1 * sin(\zeta) - \dot{\theta}^2 * l_{ca1} * m_{a1} * s2 * sin(\zeta) -$$
$$\dot{\theta}^2 * m_{a1} * s_1 * s_2 * sin(\zeta) + \ddot{\theta} * l_{ca2} * m_{a2} * s_1 * cos(\zeta) +$$
$$\ddot{\theta} * l_{ca1} * m_{a1} * s_2 * cos(\zeta) + \ddot{\theta} * m_{a1} * s_1 * s_2 * cos(\zeta)$$

APÊNDICE E – Subprodutos Gerados

A seguir são apresentados os subprodutos obtidos durante o desenvolvimento desta tese de doutorado.

Navegação Terrestre através de 3DUI

O uso do Wiimote como ferramenta para navegação pode ser utilizado como método de entrada para programar e gerar trajetórias off-line durante a simulação de um veículo terrestre. Neste caso, os controles podem ser configurados quando seja necessário de um sistema de navegação que simule o deslocamento de um veiculo terrestre, neste caso são consideradas somente as rotações de *yaw* e *pitch*. A informação adquirida através das 3DUIs durante a navegação pode ser encaminhada depois para um sistema robótico móvel. Mais um modelo de interação pode ser integrado utilizando as informações da captura de movimento através do Kinect. Nos dois casos, os movimentos do usuário podem ser mapeados para o envio de informação de navegação como apresentado na seguinte figura.



Mapeamento dos movimentos para teleoperação do robô móvel

Reabilitação de Membro Superior

O ambiente virtual em conjunto com o Wiimote também permite programar gestos para serem atingidos pelo usuário durante a navegação. Um exemplo desta aplicação é no percurso virtual utilizando a rotação do punho para direcionar o sentido da navegação segundo a informação dos acelerômetros. Neste caso, para analisar o uso da ferramenta neste cenário, o ambiente foi navegado por um paciente com fratura de cotovelo e outro com trauma crâneo encefálico. A configuração do Wiimote permitiu ao usuário determinar a velocidade de deslocamento, assim como corrigir a posição e rotação da câmera nos casos que ela ficava sem relação do chão virtual. Em ambos os casos, através da rotação supervisionada dos usuários, eles expressarem satisfação no uso do controle durante a navegação, pois enquanto realizavam movimentos típicos da terapia, estavam tão focados no ambiente virtual que esqueceram que realizavam exercícios. Este tipo de navegação onde a faixa de movimentação é limitada pela doença do usuário é apresentado na seguinte figura.

(a) Usuário com fratura de cotovelo (b) Usuário com trauma crâneo encefálico

Navegação com membro inferior