

VITOR VIEIRA SALIM

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE
CONTROLE SEM MARCAS PARA UMA ESTRUTURA
DE REABILITAÇÃO DA MARCHA HUMANA**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

2018

VITOR VIEIRA SALIM

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE CONTROLE SEM
MARCAS PARA UMA ESTRUTURA DE REABILITAÇÃO DA
MARCHA HUMANA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA.**

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Orientador: Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves

UBERLÂNDIA – MG

2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

S165d
2018 Salim, Vitor Vieira, 1993-
Desenvolvimento de um sistema de controle sem marcas para uma
estrutura de reabilitação da marcha humana [recurso eletrônico] / Vitor
Vieira Salim. - 2018.

Orientador: Rogério Sales Gonçalves.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Modo de acesso: Internet.
Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2018.1183>
Inclui bibliografia.
Inclui ilustrações.

1. Engenharia mecânica. 2. Marcha humana - Reabilitação. 3.
Sistema nervoso - Doenças. I. Gonçalves, Rogério Sales, 1981-, (Orient.)
II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Mecânica. III. Título.

CDU: 621

Maria Salete de Freitas Pinheiro - CRB6/1262



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA



ALUNO: Vitor Vieira Salim

NÚMERO DE MATRÍCULA: 11612EMC017

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: Mecânica dos Sólidos e Vibrações

LINHA DE PESQUISA: Projetos de Sistemas Mecânicos

PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA: NÍVEL MESTRADO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO:

“Desenvolvimento de um Sistema de Controle sem Marcas para uma Estrutura de Reabilitação da Marcha Humana”

ORIENTADOR: Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves

A Dissertação foi **APROVADA** em reunião pública, realizada no Anfiteatro E do Bloco 5O, Campus Santa Mônica, em 28 de junho de 2018, às 15:00 horas, com a seguinte Banca Examinadora:

NOME	ASSINATURA
Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves	UFU
Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo	UFU
Prof. Dr. Antonio Carlos Valdiero	UNIJUI

Uberlândia, 28 de junho de 2018

*À minha mãe, meu pai, irmã,
amigos, amigas e família*

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realizar este Curso

À minha família por sempre apoiar em minhas decisões.

Aos meus amigos e amigas que sempre estiveram ao meu lado em todas as situações possíveis, desde as tristes e difíceis até as alegres.

Ao Professor Dr. Rogério, meu orientador, pela oportunidade e acompanhamento durante esses anos.

SALIM, V. V. **Desenvolvimento de um Sistema de Controle sem Marcas para uma Estrutura de Reabilitação da Marcha Humana**. 2018. 180 f. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia.

RESUMO

As estruturas robóticas para reabilitação da marcha humana possuem altos custos e influenciam nos tratamentos de reabilitação, causando desconforto e dores aos pacientes. No intuito de reduzir os custos e os desconfortos causados por marcadores ou exoesqueletos durante os tratamentos, este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema sem marcadores para uma estrutura robótica para a reabilitação da marcha humana. Como sem marcadores, entende-se que os movimentos do corpo são utilizados, sem a necessidade de um exoesqueleto ou marcadores fixados no corpo. Tal sistema será utilizado para acionar uma esteira bipartida no momento de início da fase de balanço da marcha humana. O principal hardware utilizado para o sistema foi o Microsoft Kinect v2 que é capaz de rastrear e capturar as articulações do corpo humano. Para validar o funcionamento do algoritmo proposto desenvolveu-se um sistema de validação baseado em sensores *footswitches* que identificam as fases da marcha humana simultaneamente com o sistema desenvolvido, que utiliza como principal coordenada de rastreamento a articulação do tornozelo. A partir dos testes experimentais realizados em voluntários com marcha saudável e patológica, o sistema sem marcadores proposto nesta dissertação aciona a estrutura de reabilitação, em média, até 3 frames de diferença ou cerca de 0,12 segundos, permitindo a utilização deste sistema na estrutura para reabilitação da marcha humana.

Palavras Chave: Reabilitação, Estrutura Robótica, Marcha Humana, Microsoft Kinect, Sem Marcadores.

SALIM, V. V. **Development of a Markerless Control System for a Rehabilitation Structure of the Human Gait.** 2018. 180 f. M. Sc. Dissertation. Federal University of Uberlândia. Uberlândia.

ABSTRACT

The robotic structures for rehabilitation of the human gait have high costs and influence in the rehabilitation treatments, causing discomfort and pain to the patients. To reduce costs and discomforts caused by markers or exoskeletons during treatments, this work aims to develop a markerless system for a robotic structure for the rehabilitation of human gait. As markerless, it is understood that the body movements will be used without the need for an exoskeleton or markers attached to the body. Such system will be used to actuate a split treadmill at the start of the human gait swing phase. The main hardware used for the system is the Microsoft Kinect v2 that is capable of tracking and capturing the joints of the human body. To validate the operation of the proposed algorithm, a validation system was developed based on footswitches sensors that identify the phases of the human gait simultaneously with the developed system, which uses as main coordinate of tracking the ankle joint. From the experimental tests carried out on volunteers with healthy and pathological gait, the markerless system proposed in this dissertation can trigger the rehabilitation structure, on average, up to 3 frames difference or about 0.12 seconds, allowing the use of this system in the rehabilitation structure of human gait.

Keywords: Rehabilitation, Robotic Structures, Human Gait, Microsoft Kinect, Markerless System

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: A marcha humana vista pelo plano sagital no estudo de Muybridge com cinematografia (MUYBRIDGE, 1907).	25
Figura 2.2: Aparato experimental utilizado para obter as variáveis cinemáticas (LATASH; ZATSIORSKY, 2001).	25
Figura 2.3: Planos da anatomia humana, adaptado de (INMAN; RALSTON; TODD, 1981).	26
Figura 2.4: Ciclo da marcha humana (VUGHAN; DAVIS; O’CONNOR, 1992).	27
Figura 2.5: Períodos de apoio e balanço durante a marcha, adaptado de (VUGHAN; DAVIS; O’CONNOR, 1992).	27
Figura 2.6: Fases e Períodos durante um ciclo de marcha, adaptado de (VUGHAN; DAVIS; O’CONNOR, 1992).	28
Figura 2.7: Ação dos rolamentos no período de apoio (PERRY, 2005).	28
Figura 2.8: Ação do rolamento do calcanhar (PERRY, 2005).	29
Figura 2.9: Ação do rolamento do tornozelo (PERRY, 2005).	29
Figura 2.10: Ação do rolamento do antepé (PERRY, 2005).	30
Figura 2.11: Parâmetros de distância na marcha humana (VUGHAN; DAVIS; O’CONNOR, 1992).	30
Figura 2.12: Variação do centro de massa durante o ciclo da marcha (NEUMANN, 2002). ..	32
Figura 2.13: Trocas de energias potenciais e cinéticas durante o ciclo de marcha (NEUMANN, 2002).	32
Figura 2.14: Variação lateral do centro de massa do corpo humano por uma vista superior (NEUMANN, 2002)	33
Figura 2.15: Desenvolvimento angular da articulação da pelve (NEUMANN, 2002)0.....	34
Figura 2.16: Desenvolvimento angular da articulação do quadril durante o ciclo de marcha (NEUMANN, 2002)	34
Figura 2.17: Variação angular da articulação do joelho durante um ciclo de marcha (NEUMANN, 2002).	35
Figura 2.18: Variação angular do tornozelo durante o ciclo da marcha 0.....	35
Figura 2.19: Marcha de membro inferior curto (MAGEE, 2005).	38
Figura 2.20: Criança com Pé Equino (CRIANÇA E SAÚDE, 2011).	38
Figura 2.21: Exemplo de Instabilidade Articular (REABILITAÇÃO, 2015).	39
Figura 2.22: Marcha Antálgica, com a lesão há encurtamento no tempo de apoio do membro (MAGEE, 2005).	39
Figura 2.23: Marcha Hemiplégica (MAGEE, 2005).	40
Figura 2.24: Marcha Escavante ou do pé caído (MAGEE, 2005).	41
Figura 2.25: Marcha em tesoura (MAGEE, 2005).	41

Figura 2.26: Marcha Atáxica (MAGEE, 2005).	42
Figura 2.27: Marcha Parkinsoniana (MAGEE, 2005).	43
Figura 2.28: Marcha do Glúteo Médio (MAGEE, 2005).	43
Figura 2.29: Marcha do Glúteo Máximo (MAGEE, 2005).	44
Figura 2.30: Marcha com paralisia do quadríceps (MARRERO; RULL, 2007).	44
Figura 3.1: Reabilitação com esteira e suporte de peso (HESSE, 2007).	47
Figura 3.2: Estruturas para reabilitação do membro inferior. (a) equipamentos que utilizam esteiras; (b) robôs plataformas acoplados aos pés; (c) dispositivos com base móvel; (d) dispositivos com base estacionária (DIAZ; GIL; SANCHEZ, 2011).	48
Figura 3.3: Estrutura robótica para reabilitação com esteiras Lokomat® (DIAZ; GIL; SANCHEZ, 2011).	49
Figura 3.4: Sistema de reabilitação G-EO System™ (REHA TECHNOLOGY, 2013).	50
Figura 3.5: Estrutura robótica para reabilitação com base móvel Andago® (HOCOMA, 2018).	51
Figura 3.6: Sistema de reabilitação de base estacionária MotionMaker (DIAZ; GIL; SANCHEZ, 2011).	52
Figura 3.7: Protótipo do MIT-Skywalker (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016).	53
Figura 3.8: Esquema dos treinos do MIT-Skywalker. (a) Treino discreto; (b) Treino rítmico; (c) Treino balanço (SUSKO; KREBS, 2014).	54
Figura 3.9: (a) Paciente utilizando a estrutura de sustentação; (b) Detalhes do sistema de sustentação, adaptado de (SUSKO; KREBS, 2014).	55
Figura 3.10: O princípio da assistência do MIT-Skywalker (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016).	56
Figura 3.11: Esquema do sistema de aquisição de imagens do MIT-Skywalker, adaptado de (SUSKO, 2015).	57
Figura 3.12: a) Posições coordenadas e ângulos determinados e calculados pelo sistema de controle do MIT-Skywalker. b) Detalhe da posição dos marcadores.	58
Figura 3.13: Detalhes dos problemas relacionados ao sistema de aquisição do MIT-Skywalker. a) Mão por cima do marcador. b) Escorregamento do marcador. c) Perda da fixação do marcador durante o procedimento.	58
Figura 3.14: Detalhe do problema relacionado à determinação dos ângulos. a) Marcador fixado corretamente no membro, cálculo correto do ângulo das articulações. b) Marcador perde a fixação. c) Devido à perda de fixação, o ângulo determinado pelo sistema é errôneo.	59
Figura 3.15: Detalhe do tamanho e altura da estrutura do MIT-Skywalker (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016).	61
Figura 3.16: (a) Esquema simplificado da Base do robô para reabilitação HOPE-G; (b) Esquema do atuador com controle de impedância.	62
Figura 4.1: Sistema de captura óptico utilizando marcadores emissores de infravermelho (YANG, 2015).	66
Figura 4.2: Sistema de captura inercial de movimento (YANG, 2015).	67
Figura 4.3: Sistema de captura de movimento utilizando um campo magnético (YANG, 2015).	68

Figura 4.4: Exoesqueleto utilizado em um sistema de captura mecânica de movimentos (YANG, 2015).....	69
Figura 4.5: Sistema de aquisição de movimentos por meio de ultrassom (YANG, 2015).....	69
Figura 4.6: Esqueleto obtido a partir do Microsoft Kinect (MICROSOFT, 2018).	70
Figura 4.7: (a) Reconhecimento e renderização do corpo. (b) Comparação com o banco de dados. (c) Geração de um esqueleto tridimensional ((YANG, 2015); (MICROSOFT, 2018)).	71
Figura 4.8: Microsoft Kinect v2 (YANG, 2015).	71
Figura 4.9: Sistema de Referência para o Kinect (MICROSOFT, 2018).....	73
Figura 4.10: Articulações do corpo humano rastreadas pelo Kinect (MICROSOFT, 2018). ..	74
Figura 4.11: Esqueleto obtido utilizando-se o Microsoft Kinect v2.....	75
Figura 4.12: Distribuição do erro de precisão no Microsoft Kinect v2 (YANG et al, 2015)..	76
Figura 4.13: (a) Detalhe do plano horizontal. (b) Detalhe do plano vertical. Retirados de (YANG et al, 2015).	77
Figura 5.1: Estrutura HOPE-G.	80
Figura 5.2: Toolbox necessária para utilizar o Kinect juntamente com o Matlab.....	81
Figura 5.3: Funções de inicialização da captura de dados pelo Microsoft Kinect v2.	82
Figura 5.4: Funções de configuração de <i>trigger</i>	82
Figura 5.5: Função para habilitar as a captura e rastreamento das coordenadas do corpo humano.	82
Figura 5.6: (a) Sensores footswitches (NORAXON PRODUCTS, 2018). (b) Detalhe do local de fixação dos sensores <i>footswitches</i> na região plantar.	83
Figura 5.7: Dispositivo baseado em <i>footswitches</i>	84
Figura 5.8: Dispositivo de Validação.	84
Figura 5.9: Gráfico característico do ciclo da marcha obtido a partir do dispositivo de validação.	85
Figura 5.10: Representação dos níveis identificados pelo sistema de validação: (a) Nível 4. (b) Nível 3. (c) Nível 2. (d) Nível 1. (e) Nível 4.	85
Figura 5.11: Representação do Kinect, seus eixos coordenados e a posição do joelho e tornozelo.	86
Figura 5.12: Variação da coordenada Z do Joelho.	88
Figura 5.13: Coordenada Y da Articulação do Joelho.....	88
Figura 5.14: Coordenada Z da Articulação do Tornozelo.	89
Figura 5.15: Coordenada Y da Articulação do Tornozelo.....	90
Figura 5.16: Fases da Marcha (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016).	90
Figura 5.17: Pré-teste utilizando o algoritmo e a coordenada Z da articulação do Tornozelo.	91
Figura 5.18: Pré-teste representando o momento do acionamento do servo motor.	93
Figura 5.19: Variação entre o frame de validação e o de acionamento. (a) +3 frames. (b) +2 frames. (c) +1 frame. (d) +0 frame. (e) -1 frame.	94
Figura 5.20: Detalhe da posição da articulação do tornozelo em um ciclo de marcha mostrando o ponto de maior amplitude.	96
Figura 5.21: Desenvolvimento dos dados da articulação do tornozelo.	97

Figura 5.22: Fluxograma de ações do programa.	98
Figura 6.1: Detalhe em um dos participantes da pesquisa referente ao dispositivo de validação fixado à perna.	103
Figura 6.2: Gráfico referente ao teste do participante 3 da pesquisa de marcha saudável com velocidade de 1,0 km/h.	104
Figura 6.3: Gráfico referente ao teste do participante 3 da pesquisa de marcha saudável com velocidade de 1,6 km/h.	104
Figura 6.4: Gráfico referente ao teste do participante 3 da pesquisa de marcha saudável com velocidade de 2,4 km/h.	105
Figura 6.5: Gráfico referente ao teste do participante 3 da pesquisa de marcha saudável com velocidade de 3,0 km/h.	105
Figura 6.6: Detalhe da diferença entre o frame de acionamento e o frame de perda de contato.	106
Figura 6.7: Falha de acionamento.	111
Figura 6.8: Detalha de falha de reconhecimento do sistema de validação devido à pisada em falso.	112
Figura 6.9: Detalhe do acionamento do sistema. (a) Membro ainda em apoio. (b) Membro na fase de pré-balanço. (c) Perda de contato com o solo, momento imediatamente posterior à máxima distância. (d) Balanço do membro com o sistema acionado.	114
Figura 6.10: Local de realização dos testes dos participantes da pesquisa com marcha patológica.	116
Figura 6.11: Participante da pesquisa 5 do grupo de marcha patológica durante a realização de teste.	117
Figura 6.12: Teste Experimental do Participante 1 do Grupo de Marcha Patológica.	118
Figura 6.13: Teste Experimental do Participante 2 do Grupo de Marcha Patológica.	118
Figura 6.14: Teste Experimental do Participante 3 do Grupo de Marcha Patológica.	119
Figura 6.15: Teste Experimental do Participante 4 do Grupo de Marcha Patológica.	119
Figura 6.16: Teste Experimental do Participante 5 do Grupo de Marcha Patológica.	120
Figura 6.17: Problema na movimentação da marcha do paciente.	121
Figura 6.18: Detalhe da fase de apoio. (a) Desenvolvimento da coordenada da articulação do tornozelo para o participante da pesquisa com marcha patológica 3. (b) Frame de vídeo.	122
Figura 6.19: Detalhe da fase de distância máxima. (a) Ponto de máxima amplitude representado pelo quadrado em vermelho 3. (b) Frame de vídeo na máxima amplitude.	123
Figura 6.20: Detalhe da fase balanço. (a) Os triângulos em ciano representam pontos em que o membro se encontra na fase de balanço. (b) Frame de vídeo do membro em balanço.	123
Figura 6.21: Variação Angular da articulação do Joelho de um dos Participantes da Pesquisa.	125
Figura B.1: Circuito do Sistema de Validação.	140
Figura D.1: Gráfico referente ao participante da pesquisa 1 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.	144
Figura D.2: Gráfico referente ao participante da pesquisa 2 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.	144

Figura D.3: Gráfico referente ao participante da pesquisa 3 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.	145
Figura D.4: Gráfico referente ao participante da pesquisa 4 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.	145
Figura D.5: Gráfico referente ao participante da pesquisa 5 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.	146
Figura D.6: Gráfico referente ao participante da pesquisa 6 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.	146
Figura D.7: Gráfico referente ao participante da pesquisa 7 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.	147
Figura D.8: Gráfico referente ao participante da pesquisa 8 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.	147
Figura D.9: Gráfico referente ao participante da pesquisa 9 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.	148
Figura D.10: Gráfico referente ao participante da pesquisa 10 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.	148
Figura D.11: Gráfico referente ao participante da pesquisa 11 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.	149
Figura D.12: Gráfico referente ao participante da pesquisa 12 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.	149
Figura D.13: Gráfico referente ao participante da pesquisa 13 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.	150
Figura D.14: Gráfico referente ao participante da pesquisa 14 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.	150
Figura D.15: Gráfico referente ao participante da pesquisa 15 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.	151
Figura E.1: Gráfico referente ao participante da pesquisa 1 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.	152
Figura E.2: Gráfico referente ao participante da pesquisa 2 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.	152
Figura E.3: Gráfico referente ao participante da pesquisa 3 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.	153
Figura E.4: Gráfico referente ao participante da pesquisa 4 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.	153
Figura E.5: Gráfico referente ao participante da pesquisa 5 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.	154
Figura E.6: Gráfico referente ao participante da pesquisa 6 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.	154
Figura E.7: Gráfico referente ao participante da pesquisa 7 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.	155
Figura E.8: Gráfico referente ao participante da pesquisa 8 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.	155

Figura E.9: Gráfico referente ao participante da pesquisa 9 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.	156
Figura E.10: Gráfico referente ao participante da pesquisa 10 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.	156
Figura E.11: Gráfico referente ao participante da pesquisa 11 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.	157
Figura E.12: Gráfico referente ao participante da pesquisa 12 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.	157
Figura E.13: Gráfico referente ao participante da pesquisa 13 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.	158
Figura E.14: Gráfico referente ao participante da pesquisa 14 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.	158
Figura E.15: Gráfico referente ao participante da pesquisa 15 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.	159
Figura F.1: Gráfico referente ao participante da pesquisa 1 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.	160
Figura F.2: Gráfico referente ao participante da pesquisa 2 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.	160
Figura F.3: Gráfico referente ao participante da pesquisa 3 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.	161
Figura F.4: Gráfico referente ao participante da pesquisa 4 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.	161
Figura F.5: Gráfico referente ao participante da pesquisa 5 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.	162
Figura F.6: Gráfico referente ao participante da pesquisa 6 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.	162
Figura F.7: Gráfico referente ao participante da pesquisa 7 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.	163
Figura F.8: Gráfico referente ao participante da pesquisa 8 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.	163
Figura F.9: Gráfico referente ao participante da pesquisa 9 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.	164
Figura F.10: Gráfico referente ao participante da pesquisa 10 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.	164
Figura F.11: Gráfico referente ao participante da pesquisa 11 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.	165
Figura F.12: Gráfico referente ao participante da pesquisa 12 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.	165
Figura F.13: Gráfico referente ao participante da pesquisa 13 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.	166
Figura F.14: Gráfico referente ao participante da pesquisa 14 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.	166

Figura F.15: Gráfico referente ao participante da pesquisa 15 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.	167
Figura G.1: Gráfico referente ao participante da pesquisa 1 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.	168
Figura G.2: Gráfico referente ao participante da pesquisa 2 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.	168
Figura G.3: Gráfico referente ao participante da pesquisa 3 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.	169
Figura G.4: Gráfico referente ao participante da pesquisa 4 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.	169
Figura G.5: Gráfico referente ao participante da pesquisa 5 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.	170
Figura G.6: Gráfico referente ao participante da pesquisa 6 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.	170
Figura G.7: Gráfico referente ao participante da pesquisa 7 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.	171
Figura G.8: Gráfico referente ao participante da pesquisa 8 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.	171
Figura G.9: Gráfico referente ao participante da pesquisa 9 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.	172
Figura G.10: Gráfico referente ao participante da pesquisa 10 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.	172
Figura G.11: Gráfico referente ao participante da pesquisa 11 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.	173
Figura G.12: Gráfico referente ao participante da pesquisa 12 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.	173
Figura G.13: Gráfico referente ao participante da pesquisa 13 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.	174
Figura G.14: Gráfico referente ao participante da pesquisa 14 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.	174
Figura G.15: Gráfico referente ao participante da pesquisa 15 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.	175
Figura H.1: Gráfico do Participante da Pesquisa com marcha patológica 1.	176
Figura H.2: Gráfico do Participante da Pesquisa com marcha patológica 2.	177
Figura H.3: Gráfico do Participante da Pesquisa com marcha patológica 3.	178
Figura H.4: Gráfico do Participante da Pesquisa com marcha patológica 4.	179
Figura H.5: Gráfico do Participante da Pesquisa com marcha patológica 5.	180

SUMÁRIO

CAPÍTULO I	18
INTRODUÇÃO	18
CAPÍTULO II	23
2.1. Introdução	23
2.2. Histórico do Estudo da Marcha Humana	24
2.3. A Marcha Humana Saudável	26
2.3.1. <i>Medidas de Distância na Marcha</i>	30
2.3.2. <i>Parâmetros da Marcha</i>	31
2.3.3. <i>Comportamento do corpo durante a marcha</i>	31
2.3.3.1. <i>Centro de Massa</i>	31
2.3.3.2. <i>Membros Inferiores</i>	33
2.4. A Marcha Humana Patológica	36
2.4.1. <i>Mecanismos Patológicos Básicos</i>	36
2.4.2. <i>Classificação das Marchas Patológicas</i>	37
2.4.2.1. <i>Marcha patológica por anormalidades frequentes</i>	37
2.4.2.2. <i>Marcha Patológica por déficits neurológicos de origem central</i>	40
2.4.2.3. <i>Marcha Patológica por lesões neurológicas periféricas</i>	43
2.5. Comentários	44
CAPÍTULO III	45
DISPOSITIVOS PARA REABILITAÇÃO DA MARCHA	45
3.1. Introdução	46
3.2. Os primeiros métodos de reabilitação	46
3.3. As principais estruturas robóticas para o membro inferior	48
3.4. O MIT Skywalker	52
3.4.1. <i>O sistema de controle do MIT-Skywalker</i>	55
3.5. A Estrutura Robótica HOPE-G	59
3.5.1. <i>A Estrutura Robótica principal HOPE-G</i>	60
3.6. Comentários	63
CAPÍTULO IV	64
O SISTEMA DE CONTROLE SEM MARCADORES	64
4.1. Introdução	65
4.2. As tecnologias de captura de movimentos	65

4.3. O Microsoft Kinect	70
4.4. Comentários	78
CAPÍTULO V	79
METODOLOGIA	79
5.1. Introdução	79
5.2. O procedimento de captura de dados do Kinect	81
5.3. O Sistema de Validação.....	83
5.4. Abordagens quanto ao uso do Kinect para o controle do sistema de basculamento.....	86
5.4.1. Coordenadas da Articulação do Joelho	87
5.4.2. Coordenadas da Articulação do Tornozelo	89
5.5. Desenho de Estudo do Projeto	95
5.6. Comentários	99
CAPÍTULO VI	100
TESTES EXPERIMENTAIS	100
6.1. Introdução	100
6.2. Os Testes Experimentais	101
6.2.1. Dos Participantes dos Testes Experimentais	101
6.2.2. Procedimento para a coleta dos Dados	101
6.2.3. Testes Experimentais com o Grupo de Marcha Saudável.....	102
6.2.4. Testes Experimentais com o Grupo de Marcha Patológica.....	115
6.3. Determinação do desenvolvimento angular das articulações	124
6.4. Comentários	125
CAPÍTULO VII	126
CONCLUSÕES	126
CAPÍTULO VIII	130
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	130
APÊNDICES	137
APÊNDICE A – Programa em Matlab	137
APÊNDICE B – Circuito Elétrico e Código Fonte do Arduino do Sistema de Validação	140
APÊNDICE C: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	142
APÊNDICE D: Gráficos dos Testes Experimentais dos Participantes da Pesquisa com Marcha Saudável para a velocidade de 1,0 km/h	144

APÊNDICE E: Gráficos dos Testes Experimentais dos Participantes da Pesquisa com Marcha Saudável para a velocidade de 1,6 km/h	152
APÊNDICE F: Gráficos dos Testes Experimentais dos Participantes da Pesquisa com Marcha Saudável para a velocidade de 2,4 km/h	160
APÊNDICE G: Gráficos dos Testes Experimentais dos Participantes da Pesquisa com Marcha Saudável para a velocidade de 3,0 km/h	168
APÊNDICE H: Gráficos dos Testes Experimentais dos Participantes da Pesquisa com Marcha Patológica	176

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Durante toda a fase inicial da vida de uma criança uma das ações mais esperadas pelos pais é a capacidade do filho ou filha de se levantar, apoiar-se nos dois pés e conseguir andar. Tal capacidade de se locomover em postura ereta e bípede é uma das principais características evolutivas conquistada pela espécie humana, que a permitiu sobreviver às mudanças climáticas que ocorreram há milhões de anos atrás. Utilizando da nova postura, os membros superiores ficaram livres para a realização de outras tarefas como a confecção e utilização de ferramentas, como foi datado na linha evolutiva humana (KNUDSON, 2003).

A importância da capacidade de caminhar do ser humano é inquestionável, pois é a partir dela que um dos principais direitos da humanidade se mantém, o direito de ir e vir. Porém, este direito fica abalado quando para se ir e vir o caminho a ser percorrido acaba sendo tortuoso e cheio de obstáculos, dificultando a caminhada. Se para pessoas que possuem uma marcha, que corresponde à uma maneira rítmica de locomoção do corpo humano, de modo a mantê-lo estável ao se mover para frente, saudável há uma dificuldade durante o movimento por locais desnivelados e não preparados para a caminhada, então para as pessoas que possuem alguma patologia relacionada à movimentação uma simples caminhada acaba tornando-se um longo e dispendioso exercício físico.

A marcha patológica pode ter sido ocasionada tanto por sequelas neurológicas, doenças crônicas ou acidentes. Esta apresenta perda de segurança ou de energia durante o caminhar,

causada por vários fatores como a debilidade muscular, deformidades ósseas ou distúrbios neurológicos (KNUDSON, 2003), às vezes incapacitando o indivíduo de locomover-se.

Entre as maneiras de tornar a vida dessas pessoas melhor, atenuar as incapacidades e auxiliar na melhora da qualidade de vida, há os tratamentos fisioterapêuticos. A marcha humana por ser a mais comumente realizada pelos indivíduos acaba tornando-se a mais importante de ser restabelecida, tanto para os pacientes quanto para os profissionais da área e por isso sendo a mais avaliada e citada como objetivo pelos fisioterapeutas. Assim, a reabilitação pode ser descrita como sendo um processo global e dinâmico, orientado tanto para a recuperação física e psicológica da pessoa portadora de deficiência, tendo em vista a sua reintegração social (CARVALHO; GONÇALVES, 2010).

O processo de reabilitação envolve várias etapas. Em um primeiro momento, o diagnóstico e definição das diferentes patologias, deficiências e ou incapacidades existentes, sendo que para cada uma ocorre uma definição de prognóstico e avaliação de possibilidade de reabilitação. Em um passo seguinte, planeja-se e prescreve-se o tratamento e a necessidade de um suporte e apoio de ações médico-cirúrgicas. Além de uma etapa de facilitação e estímulo dos processos de recuperação e regeneração natural. Finalizando com o estímulo, maximização e compensação das capacidades residuais do membro reabilitado (BARBOSA, 2013).

Assim, equipamentos e estruturas robóticas podem ser utilizados nas últimas três etapas do processo de reabilitação, pois muitas vezes envolvem movimentos repetitivos que devem ser executados diversas vezes em várias amplitudes, auxiliando assim o fisioterapeuta ou profissional da saúde envolvido nos processos de reabilitação (NUNES, 2012).

Portanto, tendo como base que a reabilitação da marcha é um dos principais objetivos daqueles que possuem alguma incapacidade de movimento, principalmente devido à associação com a independência funcional, este trabalho tem como principal objetivo desenvolver um sistema de controle sem marcadores para uma nova estrutura robótica de reabilitação da marcha humana, denominada HOPE-G. Esta estrutura terá como foco principal a reabilitação da marcha de pessoas com sequelas de doenças neurológicas que afetam sua capacidade de locomoção.

Um sistema de controle sem marcadores, *markerless system*, consiste na utilização apenas dos movimentos do corpo humano para acionar a estrutura de reabilitação, sendo assim sem a utilização de sensores acoplados aos membros dos pacientes, como exoesqueletos, que

podem demandar calibração do sistema e demora para se inicializar o procedimento de reabilitação, além de causar desconforto e dores para o paciente.

As doenças neurológicas frequentemente afetam a habilidade da pessoa de locomover-se, pois podem ocasionar debilidade muscular, deformidades ósseas ou articulares e distúrbios neurológicos (BRASIL, 2013). A estrutura proposta neste trabalho tem como foco a reabilitação de pessoas com sequelas de Acidente Vascular Encefálico (AVE), doença de Parkinson e outras doenças.

Um em cada seis indivíduos no mundo terá AVE ao longo da sua vida, de acordo com os dados presentes em (OMS, 2012). Enquanto que no Brasil, apesar do declínio nas taxas de mortalidade, o AVE representa a primeira causa de morte e incapacidade no Brasil criando grande impacto econômico e social. Dados nacionais indicam incidência anual de 108 casos por 100 mil habitantes com taxa de fatalidade aos 30 dias de 18,5% e aos 12 meses de 30,9% (BRASIL, 2013).

Nos Estados Unidos da América há uma estimativa de 6,6 milhões de sobreviventes de AVE e as projeções da *American Heart Association* sugerem que este número irá aumentar em 3,4 milhões até 2030 (MOZAFFARIAN et al, 2016), e, além, que a média de gastos com o tratamento de um paciente com a variação isquêmico (que ocorre devido à falta de sangue em uma área do cérebro) do AVE é de 140 mil dólares e os gastos totais diretos e indiretos no sistema de saúde, em 2010, foram de 73,7 bilhões de dólares (DONALD et al, 2010).

A Doença de Parkinson consiste em uma desordem do sistema nervoso que atinge pacientes de maior idade com tremores, instabilidade na marcha, rigidez e redução na velocidade de movimentação (SAVITT; DAWNSON; DAWNSON, 2006). Estima-se que, nos Estados Unidos da América, em 2005, o número de pessoas acima de 50 anos que sofriam desse mal era de cerca de 4,1 milhões, e que esta estatística dobrará até o ano de 2030 (DORSEY; CONSTANTINESCU; THOMPSON, 2007). No Brasil, não há pesquisas concretas, mas estima-se que cerca de 200 mil pessoas sofram desse mal (BRASIL, 2014).

Atualmente a neuroreabilitação para o AVE é limitada a protocolos aplicados por profissionais da saúde, fisioterapeuta e ou terapeuta ocupacional, e potencialmente aumentados pela utilização de ferramentas robóticas, com o intuito de maximizar a recuperação neurológica, a independência funcional e a qualidade de vida dos pacientes ((EDWARD; CHANDRAMOULI; SANDEEP, 2015); (IÑAKI; SÁNCHEZ, 2011)). Com relação à

reabilitação da marcha associada à Doença de Parkinson são utilizadas técnicas fisioterapêuticas que podem ser auxiliadas e potencialmente aumentadas com o uso de ferramentas robóticas ((KWAKKEL; DE GOEDE; VAN WEGEN, 2007); (LO, 2010)).

A reabilitação robótica é bem estabelecida com resultados consolidados clinicamente para o membro superior (SUSKO, 2015). No entanto, para a reabilitação da marcha humana a terapia robótica ainda está em sua fase inicial e os resultados do estudo LEAP, *Locomotor Experience Applied Post-stroke*, que comparou os resultados da terapia convencional com a aplicada com o uso de esteiras, sugere que um maior desenvolvimento nos robôs para reabilitação da marcha humana é necessário para efetiva reabilitação ((DUNCAN et al, 2007); (DUNCAN et al, 2011); (DOBKIN; DUNCAN, 2012)) .

Assim, visando incrementar os estudos e as tecnologias relacionadas à área de reabilitação robótica aplicada à marcha humana o foco deste trabalho está no desenvolvimento de um sistema de controle sem marcadores, que será utilizado em uma nova estrutura de reabilitação denominada HOPE-G.

A nova estrutura de reabilitação HOPE-G consiste numa estrutura de reabilitação com esteira bipartida que tem como objetivo a reabilitação da marcha humana de pessoas com sequelas neurológicas devido à várias doenças que não utilizará exoesqueletos ou marcadores fixados nos membros dos pacientes. O desenvolvimento da mesma foi dividido de modo que a estrutura principal e a esteira bipartida fazem parte de uma tese de doutorado, o estudo de um sistema de controle de impedância faz parte de uma dissertação de mestrado e o sistema de controle sem marcadores corresponde ao objetivo desta dissertação.

O sistema foi desenvolvido utilizando o sensor de movimento Microsoft Kinect V2, de modo que o acionamento da estrutura ocorra sincronizado com o momento inicial da fase de balanço da marcha, sem a utilização de marcadores ou elementos fixos nos membros do paciente. Além disso, será possível adquirir e armazenar os parâmetros relacionados à marcha que podem ser utilizados para analisar a evolução do paciente no protocolo de reabilitação. Um sistema de validação foi utilizado por meio de sensores *footswitches*, colocados na sola do pé, no intuito de identificar e comparar com os resultados obtidos pelo Kinect. Testes experimentais com pacientes de marcha saudável e marcha patológica foram realizados a fim de comprovar a eficácia e eficiência do sistema.

Para atingir os objetivos e desenvolver o sistema proposto, esta dissertação foi dividida da seguinte maneira. No Capítulo I é apresentada uma introdução referente ao assunto abordado.

No Capítulo II são apresentados o referencial bibliográfico referente à marcha humana, o desenvolvimento das coordenadas articulares e a diferenciação das patologias da marcha.

No Capítulo III são apresentados os principais dispositivos robóticos utilizados para a reabilitação da marcha humana, bem como um desenvolvimento histórico do estudo da reabilitação da marcha e as principais diferenças entre os utilizados atualmente.

No Capítulo IV são apresentadas as tecnologias de captura de movimento e as informações referentes ao Microsoft Kinect v2 utilizado nesta dissertação.

A metodologia utilizada e o algoritmo desenvolvido nesta dissertação para o sistema de controle sem marca são apresentados no Capítulo V.

No Capítulo VI são apresentadas as informações referentes aos testes experimentais realizados com voluntários saudáveis e pacientes com patologia na marcha.

Finalmente, no Capítulo VII são apresentadas as conclusões e trabalhos futuros derivados desta dissertação.

CAPÍTULO II

A MARCHA HUMANA SAUDÁVEL E PATOLÓGICA

Neste Capítulo são apresentados o referencial bibliográfico referente à marcha humana, o desenvolvimento das coordenadas articulares e a apresentação das patologias da marcha humana com o objetivo de entendê-la para o desenvolvimento do sistema de controle sem marcadores proposto nesta dissertação.

2.1. Introdução

O movimento do corpo humano apresenta uma alta complexidade, dado o fato que este apresenta variações, tanto na comparação intra-sujeito, quanto na comparação inter-sujeitos, variações estas possibilitadas por suas articulações e graus de liberdade (ARAÚJO; NARDINI; BARROS, 2008).

Assim, cada articulação, membro e músculo possui um determinado papel durante o desenvolver da marcha, que pode ser descrita do ponto de vista tanto da Cinesiologia, da Biomecânica e da Fisioterapia (KNUDSON, 2003).

Do ponto de vista da Cinesiologia, a marcha humana corresponde a uma sequência de ações coordenadas dos segmentos articulares de membros superiores, inferiores e tronco,

compondo assim um movimento altamente complexo. Para a Biomecânica, é dependente da interação dinâmica entre o sistema motor e as forças externas, sendo assim o produto de movimentos coordenados dos segmentos corporais gerados internamente, como as forças interna muscular e articular, interagindo com as forças externas, como as inerciais, gravitacionais e friccionais. Enquanto que para a Fisioterapia, a marcha constitui um dos objetivos terapêuticos mais importantes, assim um entendimento de toda a sua complexidade permite uma melhor avaliação e organização de programa de treinamento e tratamento de reabilitação (SACCO; TANAKA, 2008).

2.2. Histórico do Estudo da Marcha Humana

Um dos primeiros pesquisadores interessados nos mecanismos do corpo para a movimentação foi Leonardo da Vinci, que baseou seus trabalhos apenas no conhecimento anatômico e na observação da maneira que cada corpo humano agia em cada uma das atividades. O mesmo não possuía nenhum equipamento na época que fosse capaz de medir as características do movimento, bem como as forças desenvolvidas durante a movimentação (PAUL, 2005).

A ciência por trás da análise do movimento humano conseguiu um progresso considerável apenas em 1830 com o trabalho dos irmãos Weber que utilizaram um telescópio calibrado para medir pontos específicos da anatomia do corpo humano durante uma marcha. Durante seus estudos, iniciou-se o processo de quantificação da marcha humana, com o intuito de obter valores para elementos básicos da marcha como o comprimento do passo e cadência (PAUL, 2005).

Em 1887, ocorre um avanço na área relacionada à cinematografia da marcha com os estudos de Muybridge, que obteve uma coleção de fotografias relacionadas à marcha humana, porém com análises relacionadas ao plano sagital, Fig. 2.1. Tais fotografias foram obtidas colocando-se câmeras fotográficas juntas e conectadas entre si, de modo que os disparos ocorreriam consecutivamente.



Figura 2.1: A marcha humana vista pelo plano sagital no estudo de Muybridge com cinematografia (MUYBRIDGE, 1907).

Em 1895, os pesquisadores Braune e Fisher, obtiveram uma análise tridimensional da marcha humana utilizando um novo equipamento fotografando indivíduos com quatro câmeras, duas de cada lado, para que pontos selecionados do corpo fossem visualizados sob duas perspectivas, ou seja, em mais de um plano de movimento, Fig. 2.2, obtendo assim os princípios mecânicos para se medir as quantidades dinâmicas da marcha como a aceleração segmentar, forças e torques (LATASH; ZATSIORSKY, 2001).



Figura 2.2: Aparato experimental utilizado para obter as variáveis cinemáticas (LATASH; ZATSIORSKY, 2001).

2.3. A Marcha Humana Saudável

A marcha e qualquer outro movimento do corpo humano podem ser vistos e ou analisado de acordo com planos, que são as vistas representativas do ser humano. Os planos de referência para a anatomia humana são o Frontal, o Sagital e o Transversal, Fig. 2.3.

Assim, os desenvolvimentos dos estudos relacionados à marcha humana possibilitaram a identificação de elementos básicos e padrões relacionados à marcha, pois embora não seja possível que duas pessoas possam andar da mesma maneira, elas possuem características biomecânicas universais que descrevem um padrão típico da marcha. Assim, do ponto de vista cinemático é possível descrever os movimentos observáveis da marcha, ignorando-se as forças que os mesmos produzem, utilizando-se tanto de uma observação visual quanto em registro, sendo que o corpo do indivíduo pode ser reconstruído como um sistema multisegmentar. Enquanto que uma análise cinética da marcha envolve as causas do movimento, ou seja, analisa as forças que são atuantes para o padrão de movimento.

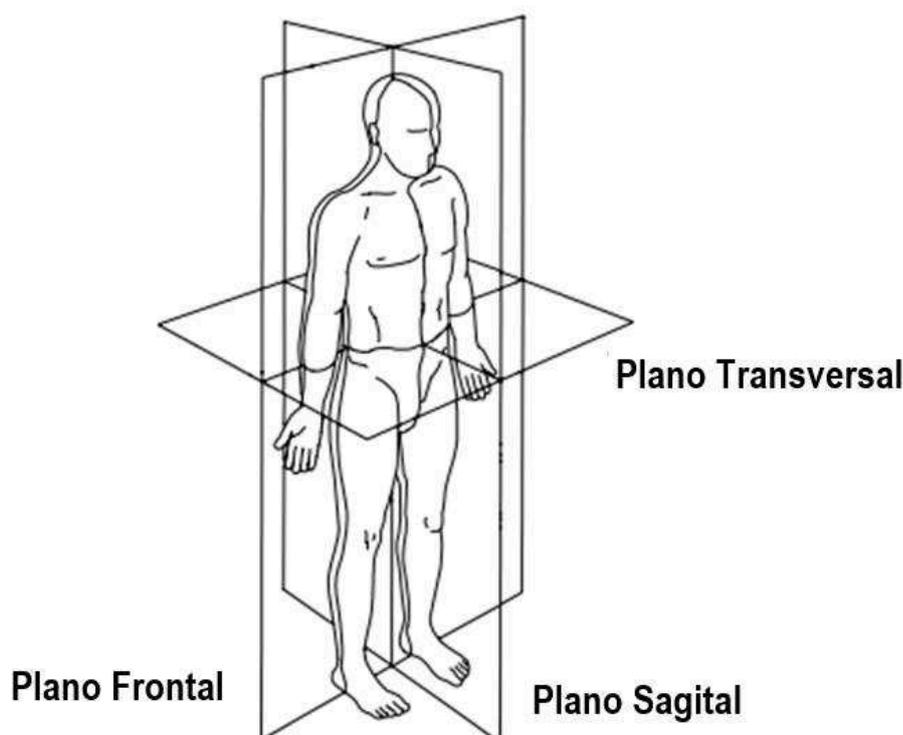


Figura 2.3: Planos da anatomia humana, adaptado de (INMAN; RALSTON; TODD, 1981).

Devido a essa possibilidade de padronização da marcha é possível defini-la como um ciclo, chamado de ciclo da marcha, em que o corpo humano, com o intuito de realizar um avanço à frente, dispõe um dos membros inferiores como um apoio, enquanto o outro membro avança para uma nova posição de apoio e assim sucessivamente, Fig. 2.4.

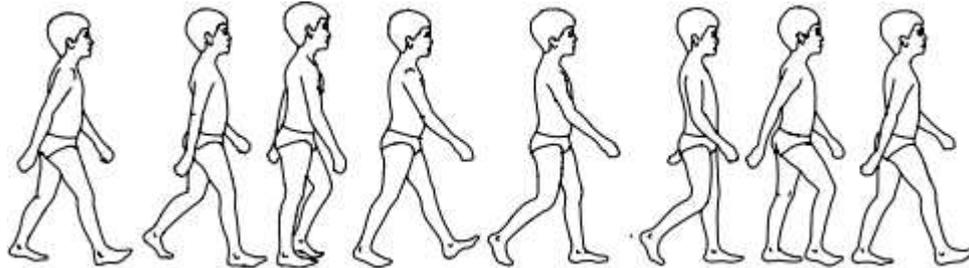


Figura 2.4: Ciclo da marcha humana (VUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1992).

Durante o ciclo da marcha têm-se dois períodos bem distintos de operação, um de Apoio e um de Balanço. Durante o período de Apoio, que corresponde à cerca de 60% do ciclo total, tem-se que um membro inferior em questão se encontra em contato com o solo, enquanto durante o período de Balanço o membro em questão se move no ar para uma nova posição de contato com o solo. Na Fig. 2.5, em vermelho o membro direito inicia o período de apoio que é seguido por um período de balanço, em azul.

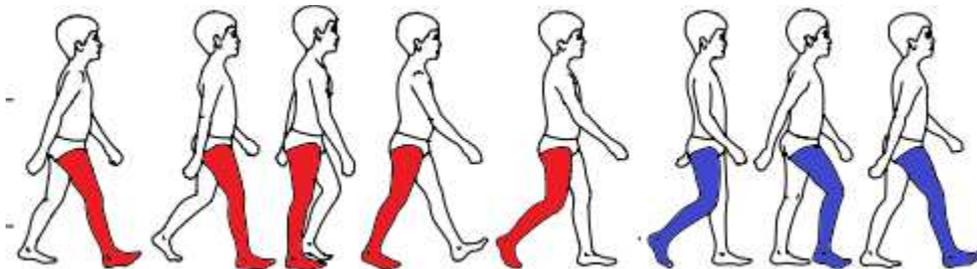


Figura 2.5: Períodos de apoio e balanço durante a marcha, adaptado de (VUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1992).

Além dos períodos de Apoio e Balanço, a marcha humana pode ser subdividida em outras fases mais específicas. No início do movimento tem-se o Duplo Apoio Inicial, em que ambos os membros se encontram em contato com o solo. A partir do momento em que um dos

membros inicia o balanço, tem-se a fase de Apoio Simples, em que apenas um dos membros se mantém em contato com o solo, terminado com a fase de Duplo Apoio Terminal, que ocorre quando o membro que se encontrava em balanço realiza o contato com o solo, Fig. 2.6.

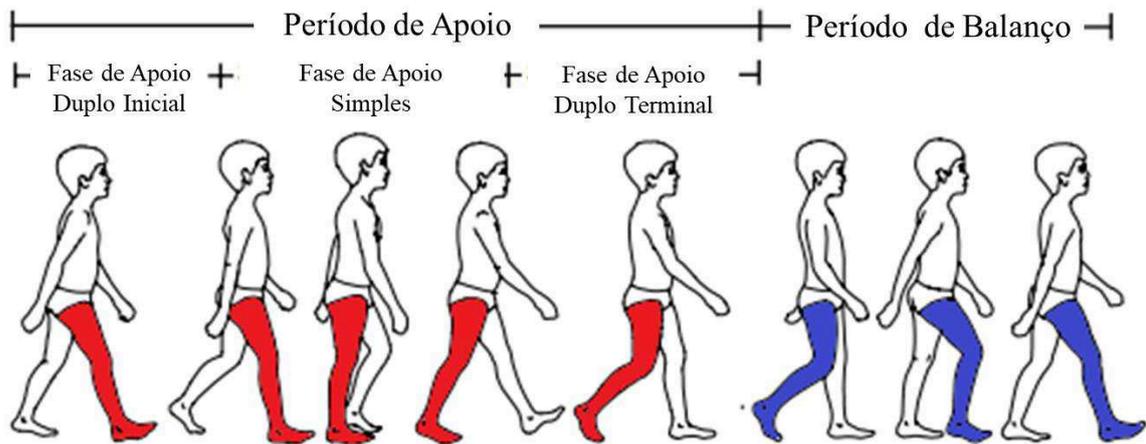


Figura 2.6: Fases e Períodos durante um ciclo de marcha, adaptado de (VUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1992).

O período de Apoio corresponde àquele de maior exigência do ciclo da marcha, pois durante este ocorre a absorção do choque devido à transferência do peso do corpo para o membro após o período de Balanço de modo a manter a estabilidade para preservar a progressão. Assim, o avanço do corpo durante o período de apoio depende fundamentalmente da mobilidade do membro, que é assistido pelas ações de três rolamentos funcionais, o rolamento do calcanhar, do tornozelo e do antepé (PERRY, 2005), Fig. 2.7.

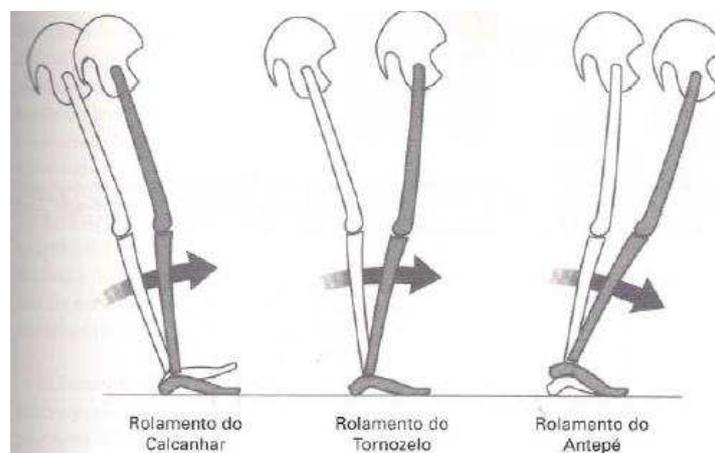


Figura 2.7: Ação dos rolamentos no período de apoio (PERRY, 2005).

Com a iniciação do período de Apoio o peso do corpo é sustentado para o membro de apoio, de tal modo que o momento gerado pela queda para frente é preservado pelo rolamento do calcanhar. Isso ocorre, pois conforme os músculos pré-tibiais desaceleram a queda do pé, também levam a tibia para frente, Fig. 2.8(a). Assim, o efeito da progressão é transferido para a coxa, massa do quadríceps, sendo que o rolamento do calcanhar facilita a progressão. Neste momento, parte significativa da força de queda é realinhada em direção ao momento para frente, Fig. 2.8(b).

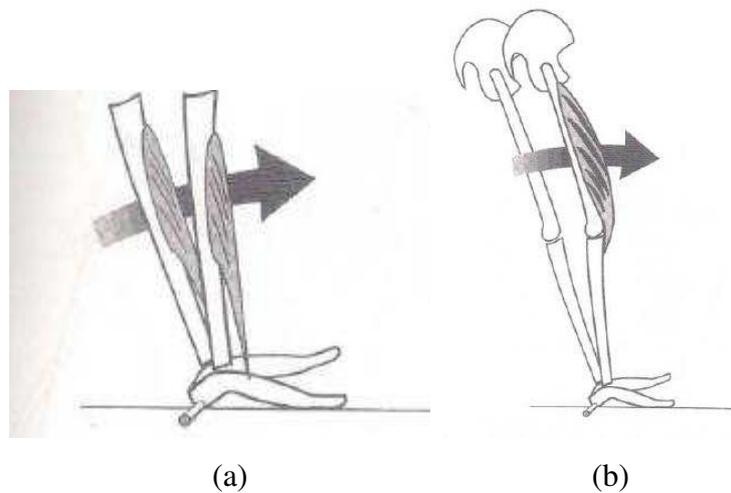


Figura 2.8: Ação do rolamento do calcanhar (PERRY, 2005).

No momento que o antepé toca o solo, o tornozelo torna-se o eixo para se continuar a progressão de modo que a tibia, e todo o membro, rola para frente em resposta ao momento presente, Fig. 2.9.

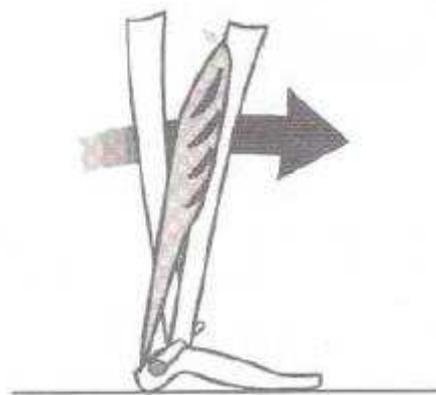


Figura 2.9: Ação do rolamento do tornozelo (PERRY, 2005).

No continuar da progressão tibial o vetor do corpo progride e atinge a cabeça dos metatarsos de modo que o calcanhar é elevado, fazendo agir assim o rolamento do antepé, Fig. 2.10.

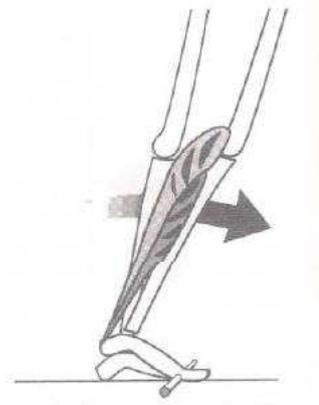


Figura 2.10: Ação do rolamento do antepé (PERRY, 2005).

2.3.1. Medidas de Distância na Marcha

Durante a marcha alguns parâmetros de distância são obtidos sendo, a passada, à distância de um ciclo de marcha, que corresponde ao comprimento das fases de apoio e balanço, ou seja, a distância entre dois contatos consecutivos de um mesmo calcanhar com o solo. O passo corresponde à distância de uma sequência de eventos que ocorrem sucessivamente com o mesmo pé. Enquanto que a largura do passo consiste na distância lateral entre os contatos consecutivos dos dois membros. Além destes comprimentos, há o ângulo de abertura de cada um dos pés em relação à trajetória, Fig. 2.11.



Figura 2.11: Parâmetros de distância na marcha humana (VUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1992).

Além dos parâmetros de distância, há também parâmetros de velocidade. A velocidade de uma marcha corresponde à distância percorrida por unidade de tempo, enquanto a cadência de passos consiste na quantidade de passos por unidade de tempo (VUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1992).

2.3.2. Parâmetros da Marcha

Há inúmeros parâmetros relacionados à marcha humana e eles são expressos em termos da porcentagem do ciclo da marcha. Entre eles destacam-se o deslocamento das articulações, a força de reação ao solo, a atividade muscular e a variação angular das articulações.

O comportamento do deslocamento de cada uma das articulações tende a ser o mesmo para diferentes pessoas, diferenciando-se nos módulos devido a fatores de altura e comprimento dos membros (NEUMANN, 2002).

2.3.3. Comportamento do corpo durante a marcha

2.3.3.1. Centro de Massa

No decorrer do ciclo da marcha as articulações dos membros e alguns pontos importantes do corpo humano realizam um comportamento padronizado. O centro de massa, que se localiza na região anterior da vertebra S2 possui deslocamentos que podem ocorrer tanto na direção vertical quanto na medial-lateral.

Na direção vertical, o centro de massa, quando observado por uma vista lateral, desloca-se correspondendo a dois períodos completos de uma onda senoidal, sendo que a altura mínima ocorre quando se tem apoio duplo, ou seja, quando há contato de ambos os membros no solo e a altura máxima quando se está em apoio simples, ou apenas um membro está apoiado no solo, Fig. 2.12. Para um homem adulto, essa variação é de cerca de 5 cm (NEUMANN, 2002).

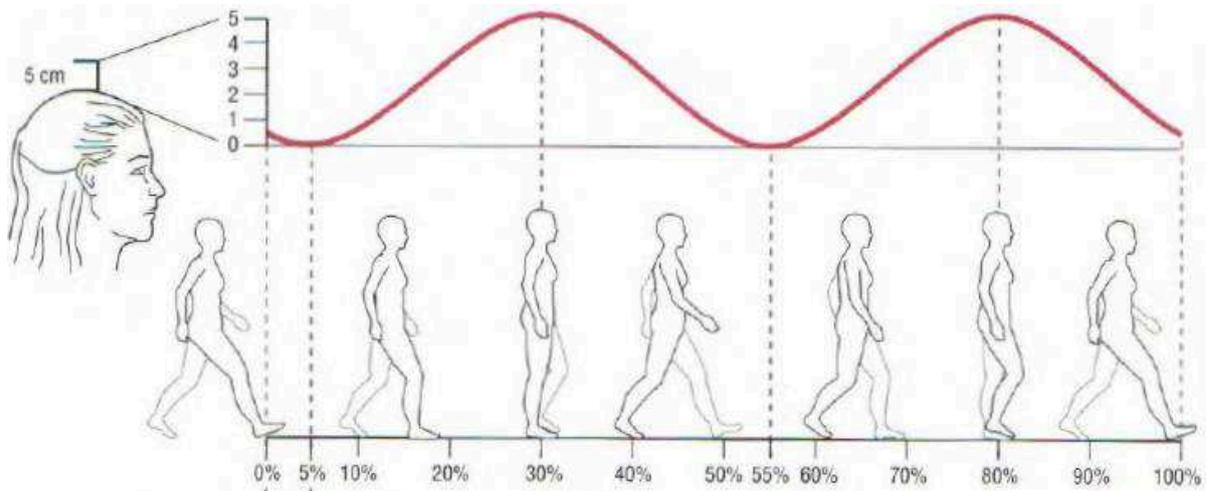


Figura 2.12: Variação do centro de massa durante o ciclo da marcha (NEUMANN, 2002).

Devido a esse comportamento, o corpo acaba tendo um aumento e uma diminuição de velocidade durante a marcha, mesmo que pareça que o mesmo se desloca com velocidade constante. Tal fato ocorre devido às transformações de energia que ocorrem no movimento, cinética em potencial gravitacional. Assim, devido à transferência de energia potencial em cinética durante a marcha, ocorrem pontos em que uma das mesmas é máxima, enquanto a outra é mínima. Esse tipo de comportamento minimiza o custo metabólico durante a marcha (NEUMANN, 2002). A Figura 2.13 corresponde às variações de energia cinética e potencial em um ciclo. Durante os pontos de mínimo de energética potencial a velocidade do corpo aumenta e vice-versa.

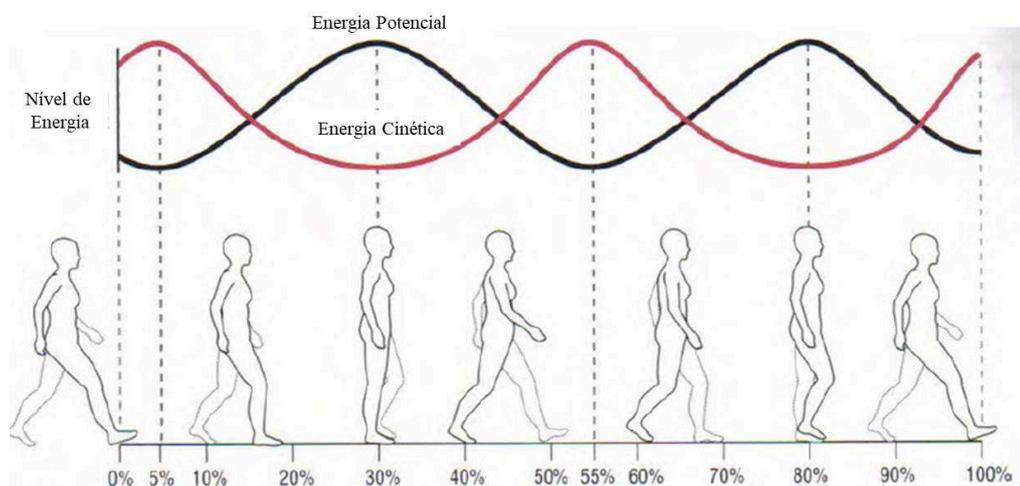


Figura 2.13: Trocas de energias potenciais e cinéticas durante o ciclo de marcha (NEUMANN, 2002).

O deslocamento do centro de massa na direção medial-lateral, que é observado por meio de uma visualização superior, possui amplitude máxima quando os membros se encontram no período de apoio e para um homem adulto é de cerca de 4 cm, Fig. 2.14.

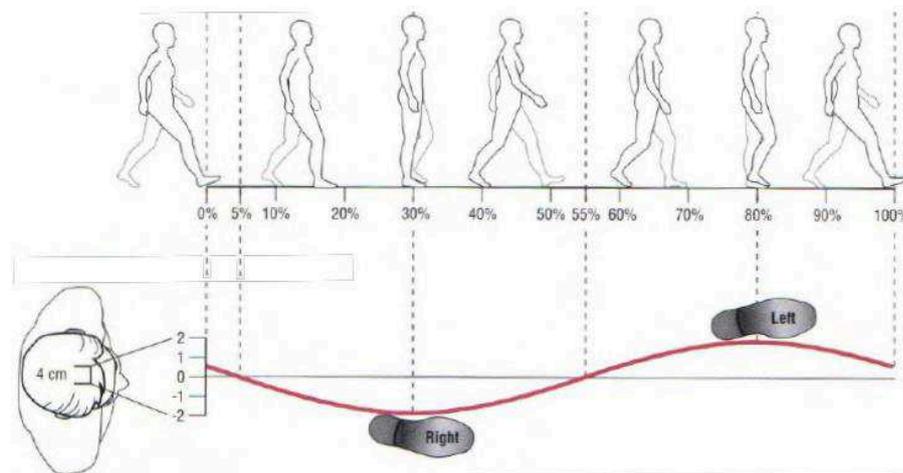


Figura 2.14: Variação lateral do centro de massa do corpo humano por uma vista superior (NEUMANN, 2002) .

2.3.3.2. *Membros Inferiores*

A cinemática dos membros inferiores pode ser definida em função da rotação angular dos membros. Durante o ciclo da marcha as articulações se movimentam de modo a permitir a progressão do movimento. As variações angulares ocorrem principalmente no plano sagital, enquanto as movimentações nos outros planos são minimamente observadas (NEUMANN, 2002).

A articulação da pelve é a que possui a menor variação, tendo máximos variando de 2° a 4°. Sua movimentação é descrita em termos da inclinação pélvica anterior e posterior com relação à um eixo medial-lateral. A posição neutra é definida quando o indivíduo se encontra parado em uma posição de apoio. A Figura 2.15 corresponde à movimentação da pelve em função do ciclo de marcha.

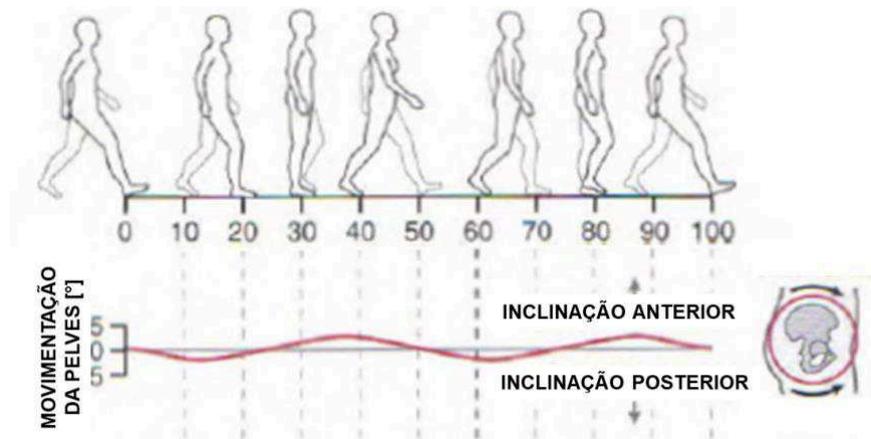


Figura 2.15: Desenvolvimento angular da articulação da pelve (NEUMANN, 2002)0.

A articulação do quadril possui uma angulação de 30° em flexão no contato inicial com o solo e varia de acordo com a progressão do ciclo. A Figura 2.16 apresenta a variação da articulação do quadril visualizada pelo plano sagital do corpo durante um ciclo de marcha.

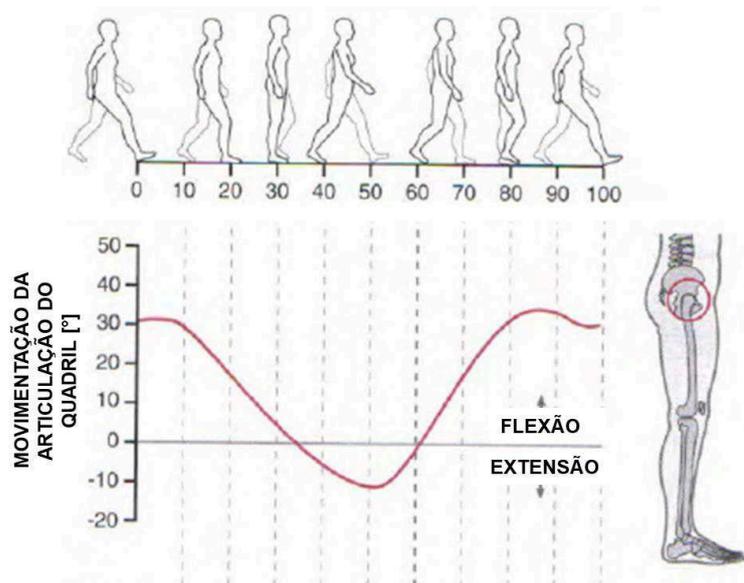


Figura 2.16: Desenvolvimento angular da articulação do quadril durante o ciclo de marcha (NEUMANN, 2002)

A articulação do joelho encontra-se em uma posição intermediária na cadeia cinemática do membro inferior e é a que possui um padrão cinemático mais complexo com a maior variação angular. Ela auxilia a absorção de cargas à medida que o peso do corpo é transferido para o

membro de apoio. A Figura 2.17 consiste na variação angular da articulação do joelho de acordo com o desenvolvimento de um ciclo de marcha.

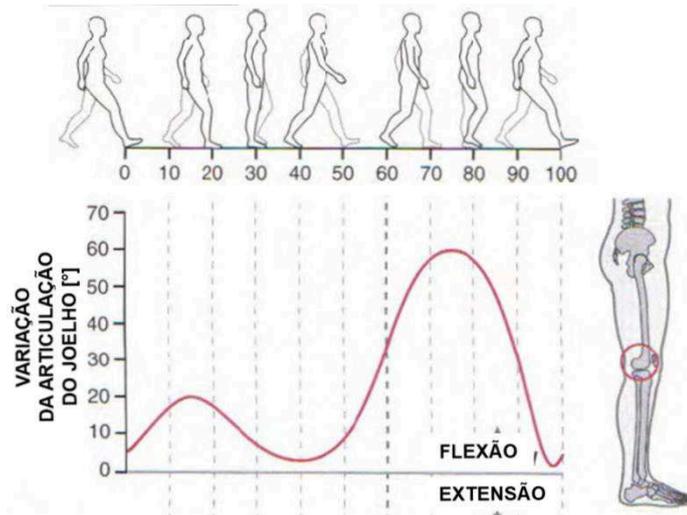


Figura 2.17: Variação angular da articulação do joelho durante um ciclo de marcha (NEUMANN, 2002).

A articulação do tornozelo possui uma leve flexão plantar no contato inicial da marcha, progredindo para uma dorsiflexão em que a tíbia avança. Durante o período de balanço ocorre uma flexão plantar ativa, atingindo um máximo que varia de 15° a 20°, tendendo ao neutro com o fim do ciclo. A Figura 2.18 corresponde à variação da articulação do tornozelo, visualizada pelo plano sagital, de acordo com o desenvolver do ciclo da marcha.

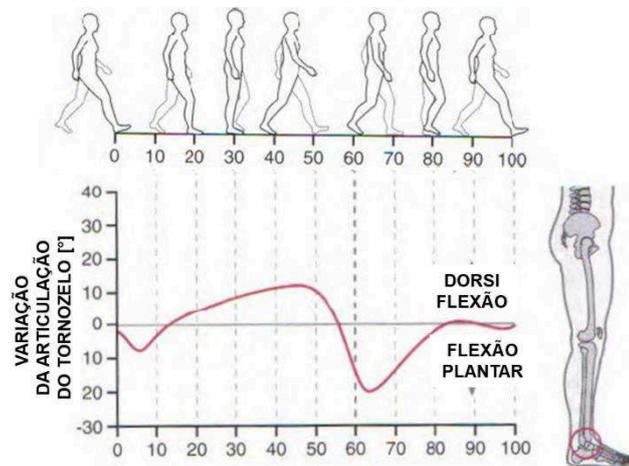


Figura 2.18: Variação angular do tornozelo durante o ciclo da marcha (NEUMANN, 2002).

2.4. A Marcha Humana Patológica

A marcha humana saudável é uma forma de progressão com avanço alternado de membros inferiores, que tem como características o deslocamento com segurança, a economia de energia e a simetria. No entanto, em alguns indivíduos há perda de pelo menos um desses princípios, tornando o caminhar um dispêndio energético. Os seres humanos que possuem alguma deficiência e ou anormalidade para se movimentar possuem então a chamada marcha patológica (NEUMANN, 2002).

Na marcha patológica, as anormalidades que podem ocorrer são desde debilidade muscular, deformidades ósseas ou articulares até distúrbios neurológicos que atingem uma ou mais estruturas que possibilitam uma movimentação adequada como os músculos ou o sistema nervoso.

Assim, há várias possibilidades de se organizar os tipos de alterações da marcha humana devido às patologias e deficiências que as mesmas geram. Embora, basicamente, boas partes das debilidades acabem causando certas mudanças tanto no nível de movimentação quanto de gasto energético.

2.4.1. *Mecanismos Patológicos Básicos*

Os mecanismos mais comuns dos processos patológicos que afetam a marcha são: dor, limitação de movimento, fraqueza muscular e controle de déficit neurológico (PRAT, 1993) .

A dor durante a locomoção pode ser ocasionada principalmente devido a uma alta tração nos tecidos, que alteram a marcha normal e introduzem outros problemas relacionados como a limitação de movimento e o enfraquecimento muscular. Quando uma articulação ou membro está lesionado, tende-se a adotar uma posição que coincida com a de uma pressão mínima ou de menor dor possível, levando assim a alterações na marcha.

Alguns tecidos e ou articulações acabam não permitindo uma total movimentação de modo a se assumir posições normais durante um ciclo de marcha, havendo assim a limitação do movimento. A causa mais comum que ocorre devido a uma imobilidade temporária ou a

sequelas de algumas lesões são as chamadas contraturas, que ocorrem quando um determinado músculo contrai de uma maneira incorreta e acaba não voltando à sua devida posição normal de relaxamento (RICO, 2014).

Miopatias, lesões neurológicas e atrofia muscular devido ao desuso podem ocasionar fraqueza muscular, que corresponde a perda de força muscular.

A perda de controle e déficit neurológico ocorre caso as patologias atinjam o nível do sistema nervoso central ou periférico. Normalmente, as alterações aparecem em diferentes combinações e níveis de intensidade (RICO, 2014). Entre as alterações tem-se a espasticidade, que corresponde a um aumento do tônus muscular, as alterações de coordenação dos movimentos e de propriocepção, que corresponde a uma vital alteração na marcha, pois o indivíduo perde a sensação de contato com o solo.

2.4.2. *Classificação das Marchas Patológicas*

As marchas patológicas podem ser divididas devido às causas que as produzem, em três grandes grupos: anormalidades frequentes, déficits neurológicos de origem central e lesões neurológicas periféricas (RICO, 2014).

2.4.2.1. *Marcha patológica por anormalidades frequentes*

a) Encurtamento de membro inferior

Ocorre uma queda do ombro pela queda da pelve na fase de apoio do membro encurtado, Fig. 2.19. Observa-se um aumento da flexão do quadril, joelho e tornozelo no lado oposto na fase de oscilação. Se a diferença for maior que 2 cm, o paciente caminhará com apoio do antepé no lado afetado (BERNAL, 2008).

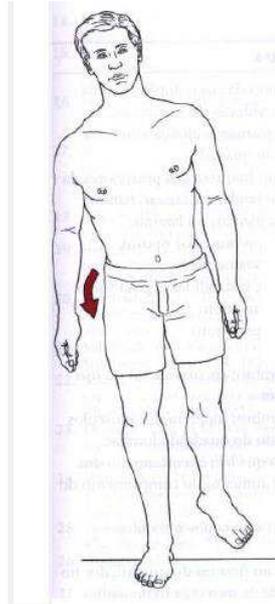


Figura 2.19: Marcha de membro inferior curto (MAGEE, 2005).

b) Limitação da amplitude articular ou Anquilose

Corresponde a uma adesão anormal com rigidez de uma articulação, resultado de uma lesão ou doença. A rigidez pode ser completa ou parcial e pode ser devida a uma inflamação das estruturas musculares ou tendinosas. O pé equino, Fig. 2.20, por exemplo, produz um alongamento do membro e obriga uma excessiva flexão do quadril e do joelho durante a oscilação, fazendo uma alteração no período de apoio, tornando a decolagem do calcanhar ineficaz.



Figura 2.20: Criança com Pé Equino (CRIANÇA E SAÚDE, 2011).

c) Instabilidade articular

Causa uma amplitude articular excessiva, incapacitando suportar o peso do corpo, Fig. 2.21.



Figura 2.21: Exemplo de Instabilidade Articular (REABILITAÇÃO, 2015).

d) Marcha Antálgica

Consiste em uma marcha auto protetora, quando um membro está lesionado fazendo com que o período de Apoio se torne mais curto, deixando o período de Balanço do membro não comprometido menor, resultando em um menor comprimento de passo e em uma menor velocidade, Fig. 2.22.



Figura 2.22: Marcha Antálgica, com a lesão há encurtamento no tempo de apoio do membro (MAGEE, 2005).

2.4.2.2. *Marcha Patológica por déficits neurológicos de origem central*

a) Marcha Hemiplégica

A causa principal desta marcha é a hemiplegia. A hemiplegia é a paralisia de um lado do corpo e que aparece por uma lesão das vias dos impulsos nervosos do cérebro ou da medula espinhal. A desordem corresponde a um distúrbio funcional da atividade dos músculos do lado oposto ao hemisfério cerebral afetado. Os sintomas incluem: paralisia e fraqueza muscular, espasticidade muscular alterada, distúrbios de movimento, fraqueza e rigidez causada pela incapacidade de controlar os músculos da área afetada do cérebro. O membro inferior plégico para fora e para frente tende a realizar movimentos em semicírculo, por isso a marcha também é conhecida como marcha ceifante, Fig. 2.23.



Figura 2.23: Marcha Hemiplégica (MAGEE, 2005).

b) Marcha Escavante ou do Pé Caído

Indivíduos com lesões do nervo da fíbula comum ou ciaticopoplíteo externo, em que não há permissão para a dorsiflexão do pé. Conseqüentemente, o paciente ao andar flete a coxa, levanta a perna de maneira demasiada e o pé ao cair, toca o solo como se estivesse a escavá-lo, Fig. 2.24.

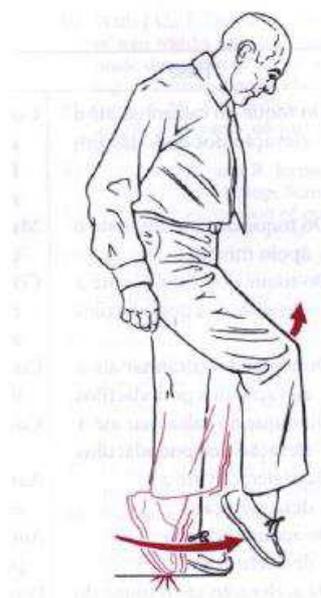


Figura 2.24: Marcha Escavante ou do pé caído (MAGEE, 2005).

c) Marcha Espática

Corresponde à uma marcha em tesoura em que ambos os membros inferiores são espáticos. Os membros movem-se para frente em choques rígidos acompanhados de movimentos compensadores do tronco e dos membros superiores, Fig. 2.25.



Figura 2.25: Marcha em tesoura (MAGEE, 2005).

d) Marcha Atáxica

Apresenta má sensibilidade e falta de coordenação com uma tendência a um equilíbrio ruim e necessidade de base ampla, Fig. 2.26. Ocorre normalmente com pessoas com paresias, ou seja, que possuem dificuldades ou diminuição de movimentos por problemas neurológicos. Na fase final de oscilação existem movimentos desiguais e uma colocação inadequada dos pés no solo (MAGEE, 2005).



Figura 2.26: Marcha Atáxica (MAGEE, 2005).

e) Marcha Parkinsoniana

O indivíduo encontra-se rígido e essa rigidez muscular generalizada torna difícil o início da marcha, dando assim uma impressão de que o mesmo se encontra preso ao solo. Quando se realiza a marcha o mesmo a faz em passos curtos com a cabeça e tórax inclinados para frente, com os antebraços e os joelhos rígidos, sem um balanço normal dos braços, Fig. 2.27.

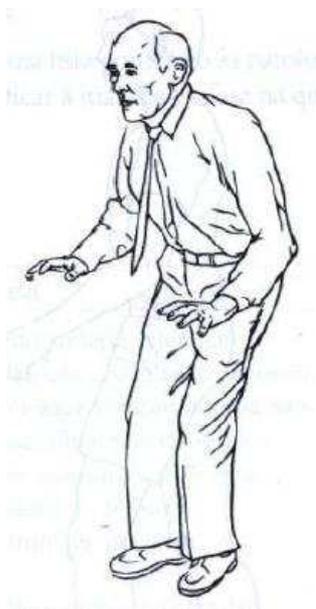


Figura 2.27: Marcha Parkinsoniana (MAGEE, 2005).

2.4.2.3. *Marcha Patológica por lesões neurológicas periféricas*

a) Paralisia do Glúteo Médio

Conhecida também por marcha de Trendelenburg o indivíduo apresenta uma inclinação lateral excessiva do tronco para o lado do apoio devido a uma função inadequada dos abdutores pélvicos, resultando em uma marcha com sacudida lateral para o membro afetado durante o apoio (MARRERO; RULL, 2007), Fig. 2.28.

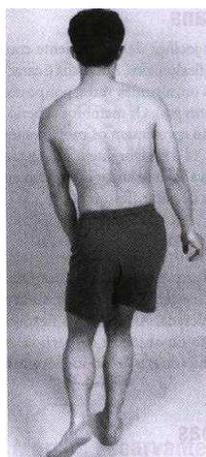


Figura 2.28: Marcha do Glúteo Médio (MAGEE, 2005).

b) Marcha do Glúteo Máximo

Ocorre um enfraquecimento e debilidade do Glúteo Máximo, assim o paciente para se locomover e manter o equilíbrio, empurra o tórax para trás no contato inicial, ocorrendo então uma queda do tronco para trás, Fig. 2.29.



Figura 2.29: Marcha do Glúteo Máximo (MAGEE, 2005).

c) Paralisia do Quadríceps

A fraqueza ou paralisia do quadríceps tende a dobrar o joelho entre a fase de apoio do calcanhar e do apoio médio. Este déficit pode ser compensado usando os extensores do quadril e os flexores plantares do pé, como apoio do pé em rotação externa, com inclinação do tronco para frente, permitindo que o peso estabilize o joelho (MARRERO; RULL, 2007), Fig. 2.30.

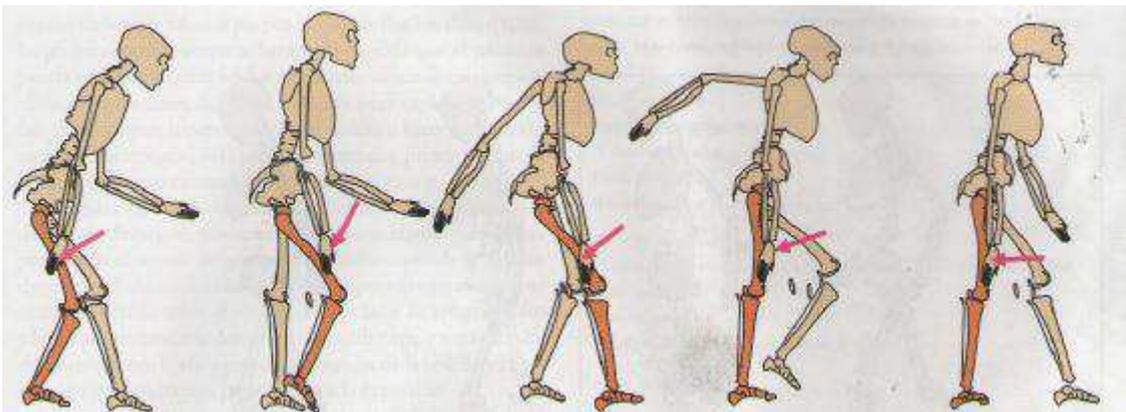


Figura 2.30: Marcha com paralisia do quadríceps (MARRERO; RULL, 2007).

2.5. Comentários

Neste capítulo foram apresentadas as informações referentes ao estudo da marcha humana, onde determinou-se o desenvolvimento das coordenadas articulares e as responsabilidades de cada articulação no ciclo da marcha. Além disso, diferenciou-se os principais tipos de patologia referentes à marcha e o que cada uma delas interfere durante o ciclo. As informações apresentadas neste Capítulo serão utilizadas para confecção do sistema de controle sem marcadores proposto nesta dissertação.

CAPÍTULO III

DISPOSITIVOS PARA REABILITAÇÃO DA MARCHA

Neste capítulo serão apresentados os principais dispositivos robóticos utilizados para a reabilitação da marcha humana, bem como um desenvolvimento histórico do estudo da reabilitação da marcha e as principais diferenças entre os utilizados atualmente. Será apresentada também a estrutura robótica para reabilitação da marcha humana HOPE-G em desenvolvimento no Laboratório de Automação e Robótica da UFU.

3.1. Introdução

No Brasil, existem mais de 8 milhões de pessoas com algum problema de locomoção (CENSO, 2010) que são principalmente devidos a paralisias, acidentes vasculares encefálicos e de acidentes traumáticos. Devido a essa debilidade, a realização de atividades simples do cotidiano torna-se comprometida.

Assim, a reabilitação vem com o intuito de recuperar os movimentos do corpo devolvendo parcial ou totalmente a qualidade de vida do paciente. A possibilidade de caminhar livremente representa a independência do ser humano e nos casos de Acidentes Vasculares Encefálicos, AVE, esta função pode ser totalmente ou parcialmente perdida.

Portanto, o objetivo geral da reabilitação da marcha humana após doenças neurológicas consiste em restaurar o caminhar permitindo ao paciente executar melhor as atividades do cotidiano (SUSKO, 2015) e a utilização de estruturas robóticas podem auxiliar os profissionais da saúde durante os procedimentos e tratamentos.

3.2. Os primeiros métodos de reabilitação

Os métodos para a reabilitação da marcha humana têm-se modificado ao longo do tempo. Antes de 1950, a reabilitação neurológica convencional era, primordialmente, de orientação ortopédica, que promovia o uso de massagens, calor, uso de trações e técnicas de movimentos passivos e ativos com o objetivo principal de evitar deformidades, isto é, uma abordagem essencialmente compensatória (ALCÂNTARA et al, 2014).

Até os anos de 1990 o método utilizado como referência internacionalmente foi o proposto por Karel e Bertha Bobath (SUSKO, 2015). O tratamento neuroevolutivo Bobath corresponde a uma abordagem de resolução de problemas para a avaliação e tratamento das deficiências e limitações funcionais de indivíduos com disfunções neurológicas que afetam a postura e a movimentação levando a limitações em suas atividades funcionais (ALCÂNTARA et al, 2014). O objetivo desta técnica é diminuir a espasticidade muscular e introduzir os movimentos automáticos e voluntários, a fim de preparar o paciente para os movimentos

funcionais, onde o tônus anormal pode ser inibido e os movimentos mais normais facilitados (GONÇALVES; RODRIGUES, 2014).

O método *Body Weight Support Treadmill Therapy*, BWSTT, consiste na reabilitação da marcha humana utilizando-se esteira e um suporte de pesos. Tal método surgiu a partir do paradigma de que se uma pessoa deseja voltar a andar, esta deve andar (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016). Neste método o paciente é suspenso por um colete por cima visando-se aliviar o peso deste e mantendo a segurança do paciente. Dois ou três profissionais da saúde auxiliam o paciente a fazer a movimentação da marcha humana com o auxílio da esteira, Fig. 3.1.

O BWSTT tem vantagem em comparação com outras terapias convencionais, pois oferece maior intensidade, repetitividade e maior prática orientada em um mesmo intervalo de tempo (MEHRHOLZ; POHL; ELSNER, 2014).



Figura 3.1: Reabilitação com esteira e suporte de peso (HESSE, 2007).

Em função da eficácia do método BWSTT, diversos pesquisadores iniciaram o processo de automatização deste processo utilizando equipamentos robóticos.

Um estudo denominado *Locomotor Experience Applied Post-Stroke* (LEAPS) comparou o método BWSTT com outras metodologias convencionais de reabilitação da marcha humana ((DUNCAN et al, 2007); (DUNCAN et al, 2011); (DOBKIN; DUNCAN, 2012)).

O objetivo do LEAPS é de determinar se há uma diferença entre a proporção de pacientes que recuperam a capacidade de se locomover após um ano entre vários tratamentos. Os resultados encontrados mostram que não há diferenças significativas. De tal modo, o campo de pesquisa relacionado com o desenvolvimento de estruturas robóticas para a reabilitação da marcha humana encontra-se em seus primórdios, com estruturas de grande escala e custos, que necessitam de grandes testes clínicos para validação (DUNCAN et al, 2007).

3.3. As principais estruturas robóticas para o membro inferior

No intuito de auxiliar o trabalho dos profissionais de saúde relacionados com a reabilitação, que normalmente, corresponde a técnicas com alta quantidade de repetições, há diversas estruturas robóticas sendo desenvolvidas para automatizar o trabalho e os tratamentos fisioterapêuticos. Tais estruturas podem ser divididas em quatro grupos, Fig. 3.2: equipamentos que utilizam esteira; robôs plataforma acoplados pelos pés, *foot plate robots*; dispositivos com base móvel; e dispositivos com base estacionária.

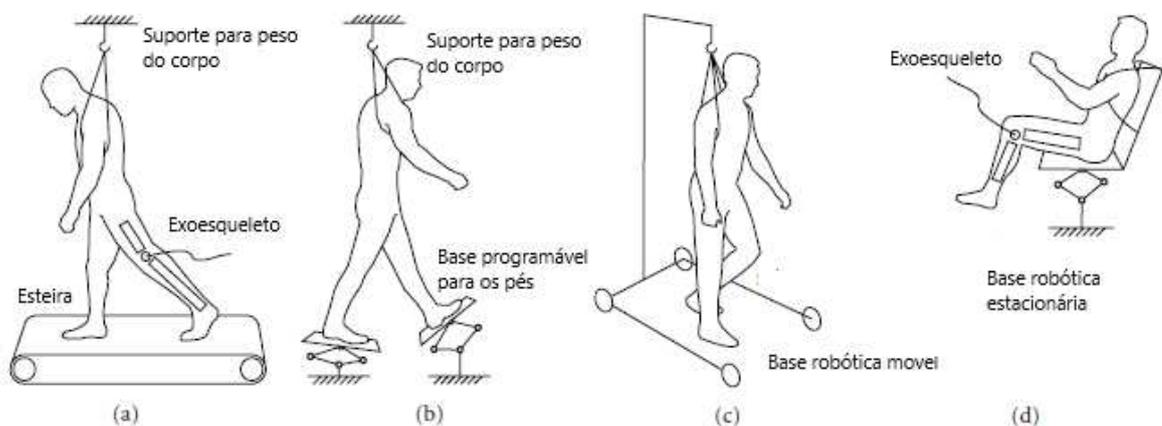


Figura 3.2: Estruturas para reabilitação do membro inferior. (a) equipamentos que utilizam esteiras; (b) robôs plataformas acoplados aos pés; (c) dispositivos com base móvel; (d) dispositivos com base estacionária (DIAZ; GIL; SANCHEZ, 2011).

As estruturas que possuem uma esteira em sua configuração, Fig. 3.2(a), são utilizadas em técnicas de reabilitação denominadas *Partial Body-Weight Support Treadmill Training*, PBWSTT. O objetivo dos sistemas robóticos desenvolvidos é de automatizar o processo e melhorar o procedimento relacionado ao tratamento da mesma maneira que reduzir o esforço do profissional da saúde (DIAZ; GIL; SANCHEZ, 2011). Geralmente, são utilizadas em conjunto com um exoesqueleto, que possui a finalidade de, sincronicamente com a velocidade da esteira, reproduzir a marcha humana. Entre os modelos comerciais tem-se o Lokomat[®], Fig. 3.3.



Figura 3.3: Estrutura robótica para reabilitação com esteiras Lokomat[®] (DIAZ; GIL; SANCHEZ, 2011).

Algumas estruturas robóticas para reabilitação da marcha são baseadas em bases programáveis para os pés (*foot plate robots*), Fig. 3.2(b). Os pés dos pacientes são posicionados em bases separadas e os movimentos controlados por um sistema robótico que simula diferentes padrões de marcha (DIAZ; GIL; SANCHEZ, 2011). O G-EO SystemTM corresponde à uma versão comercial de uma estrutura robótica baseada em bases programáveis, Fig. 3.4.



Figura 3.4: Sistema de reabilitação G-EO System™ (REHA TECHNOLOGY, 2013).

As estruturas robóticas de base móvel, Fig. 3.2(c), permitem a movimentação do paciente no chão. As mesmas consistem de robôs servo-seguidores da marcha do paciente, que os permite caminhar por seu próprio controle ao invés de padrões pré-determinados. O objetivo deste sistema é simular a marcha humana da forma mais natural possível com o auxílio dos sistemas de suspensão. Uma versão comercial deste tipo de estrutura consiste no Andago®, Fig. 3.5.



Figura 3.5: Estrutura robótica para reabilitação com base móvel Andago® (HOCOMA, 2018).

As estruturas de base estacionária, Fig. 3.2(d), que trabalham em conjunto com exoesqueletos são diversas, pois realizam o movimento individual ou de um conjunto de articulações do membro inferior visando à reabilitação. O objetivo desses sistemas é obter um eficiente fortalecimento muscular e desenvolvimento de resistência, assim como melhorar a mobilidade das articulações e da coordenação do movimento (DIAZ; GIL; SANCHEZ, 2011). Um exemplo de estrutura de reabilitação de base estacionária consiste no MotionMaker, Fig. 3.6.



Figura 3.6: Sistema de reabilitação de base estacionária MotionMaker (DIAZ; GIL; SANCHEZ, 2011).

3.4. O MIT Skywalker

A utilização de estruturas robóticas para a reabilitação é uma técnica que vem sendo cada vez mais utilizada devido o auxílio que as mesmas proporcionam aos profissionais da saúde durante os tratamentos. Porém, em alguns casos, as mesmas não são amigáveis aos pacientes.

No intuito de obter uma estrutura que influencie menos na reabilitação da marcha humana está em desenvolvimento o MIT-Skywalker no *Newman Laboratory for Biomechanics and Human Rehabilitation* no *Massachusetts Institute of Technology*, MIT ((SUSKO, 2015); (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016)).

O MIT-Skywalker, Fig. 3.7, enquadra-se nas estruturas robóticas com esteiras, todavia o exoesqueleto dá lugar à um sistema que utiliza o princípio de caminhadores passivos, *passive walkers*, para realizar o procedimento de reabilitação da marcha humana.



Figura 3.7: Protótipo do MIT-Skywalker (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016).

A estrutura foi desenvolvida no intuito de respeitar alguns princípios ou pilares, sendo que a mesma se baseia no programa de reabilitação BWSTT (SUSKO, 2015). O primeiro princípio consiste no movimento auto direcionado, em que, diferentemente das estruturas robóticas para reabilitação como exoesqueleto e bases programáveis para os pés em que o sistema define a trajetória da junta ou do membro, neste caso o paciente tem maior controle do movimento, visto que cada etapa se difere levemente uma da outra (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016); (SUSKO, 2015)).

O segundo princípio consiste em ter uma estrutura que trabalhe a marcha humana em todas as suas variações, assim, o modelo proposto decompõe a marcha em submovimentos, oscilações e impedância mecânicas. Deste modo, o MIT-Skywalker é o primeiro sistema robótico para reabilitação que trabalha a marcha em treinos rítmicos, discretos e de balanço (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016), Fig. 3.8.

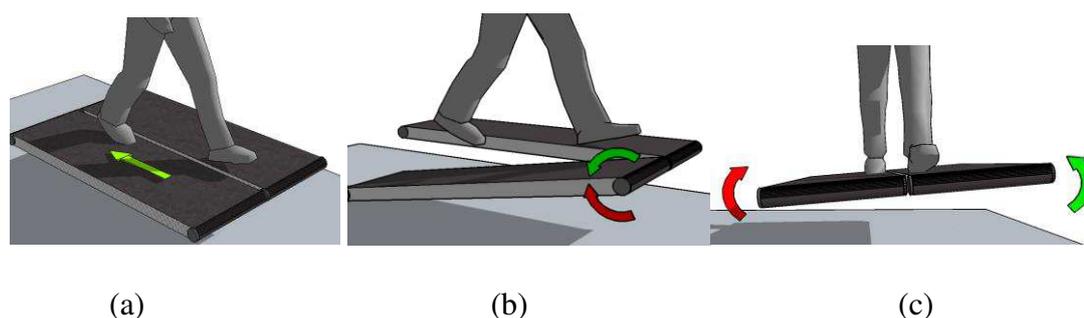


Figura 3.8: Esquema dos treinos do MIT-Skywalker. (a) Treino discreto; (b) Treino rítmico; (c) Treino balanço (SUSKO; KREBS, 2014).

No treino discreto, Fig. 3.8(a), a movimentação é realizada semelhante ao andar de um bebê, em que marcações projetadas na esteira devem ser seguidas (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016). Este procedimento é necessário em casos em que o paciente deve reaprender a andar.

No procedimento de treino rítmico, Fig. 3.8(b), o sistema de basculamento atua durante o período de balanço do membro, este treino consiste na simulação da marcha em si com o objetivo de estimular a reabilitação (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016).

O treino de balanço, Fig. 3.8(c), a estrutura perturba a movimentação pelos planos sagital e frontal criando um distúrbio na marcha, treinando o balanço. O treino do balanço tem o objetivo de reduzir a postura assimétrica e o balanço lesado devido a doenças como o AVE e paralisia cerebral (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016).

O último pilar do desenvolvimento da estrutura impõe que a mesma deve acomodar um vasto espectro de patologias da marcha humana em vários níveis de prejuízo. A estrutura é capaz de seguir esse princípio, pois possui três modos de treino independentes que podem ser adicionados e concomitantemente acionados dependendo da necessidade do paciente (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016).

O MIT-Skywalker possui também um sistema que permite a sustentação de 0 a 100% do peso do paciente mantendo-o seguro e evitando-se quedas fornecendo também uma melhor interação na reabilitação da marcha humana ((SUSKO, 2015); (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016); (SUSKO; KREBS, 2014)). A Figura 3.9 apresenta o sistema de sustentação utilizado no MIT-Skywalker que difere dos existentes na literatura por aliviar o peso corporal

por baixo a partir da utilização de um assento de bicicleta ao invés de aliviar o peso por cima. Este sistema apresenta vantagens como o melhor posicionamento do paciente em esteiras bipartidas, é mais confortável do que a utilização de coletes por suspensão pelo topo e permite o melhor treinamento do balanço da marcha humana ((GONÇALVES et al, 2017); (GONÇALVES; KREBS, 2017)).

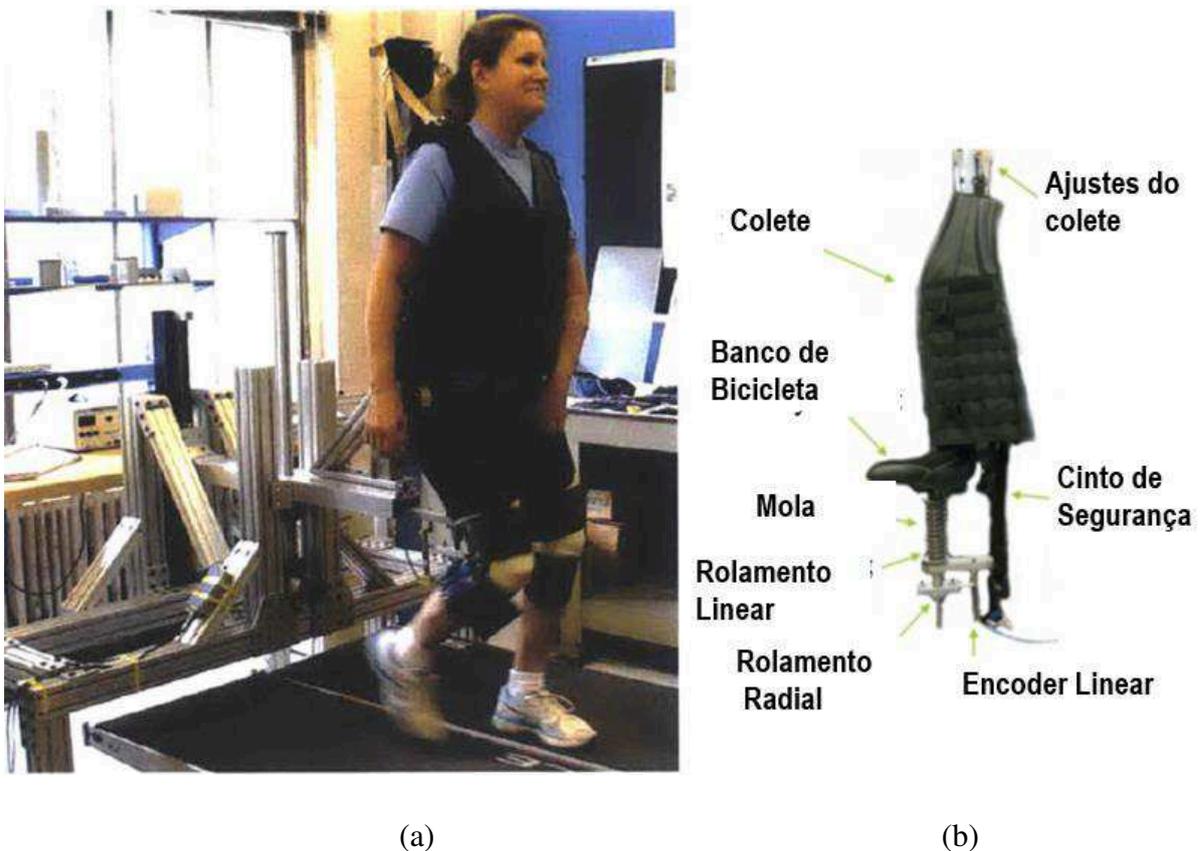


Figura 3.9: (a) Paciente utilizando a estrutura de sustentação; (b) Detalhes do sistema de sustentação, adaptado de (SUSKO; KREBS, 2014).

3.4.1. O sistema de controle do MIT-Skywalker

Diferentemente de outras estruturas robóticas que eleva a perna do paciente ou manualmente ou mecanicamente, o MIT-Skywalker impõe o movimento para frente abaixando a superfície de caminhada, fornecendo um espaço de balanço para o membro, além de utilizar da dinâmica do movimento e da gravidade para avançar a perna, enquanto permite impulsos nervosos apropriados para a extensão do quadril e um contato do pé com a superfície menos doloroso às articulações.

Assim, para a reabilitação rítmica da marcha humana a estrutura utiliza um princípio de assistência. No ciclo da marcha saudável, os períodos de Apoio e Balanço são bem definidos, o primeiro ocorre quando o membro se encontra em contato com o solo, enquanto o segundo desde a iminência de retirada do contato, até a iminência do contato. Todavia, é necessário que o indivíduo eleve a perna ativamente para a locomoção, tal fato é observado durante as fases de Pré-Balanço, Fig. 3.10(c), e Balanço Médio, Fig. 3.10(d).

No entanto, quando a pessoa possui algum problema neurológico a capacidade de movimentação pode ficar debilitada, não conseguindo assim elevar a perna em relação ao solo e, portanto, arrastando a mesma ou realizando movimentos de circundução, que não fazem parte do padrão da marcha humana. Assim, utilizando o princípio da assistência, após o posicionamento da perna do paciente com deficiência, Fig. 3.10(a), a esteira movimenta o membro até o momento do pré-balanço, Fig. 3.10(c), e o sistema de controle identifica o momento da retirada da esteira, chamado de movimento basculante, que impediria o retorno da perna do paciente, Fig. 3.10(d). Utilizando do próprio esforço auxiliado pelo efeito da gravidade e da dinâmica do corpo a perna executa o balanço e se reposiciona para repetir a movimentação, simultaneamente com o retorno da esteira para sua posição inicial, Fig. 3.10(e).

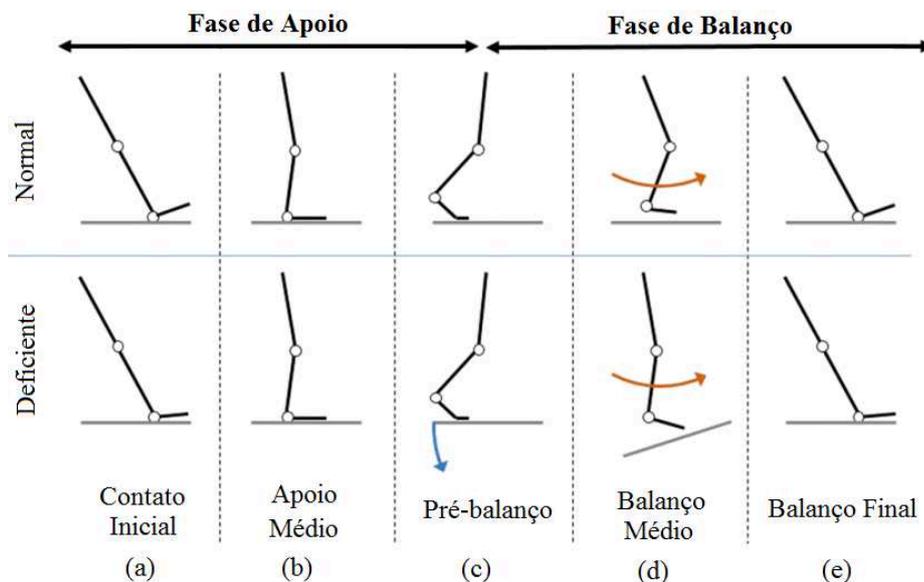


Figura 3.10: O princípio da assistência do MIT-Skywalker (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016).

Para o funcionamento do movimento basculante o sistema de controle do MIT-Skywalker identifica por meio de um sistema de aquisição de imagens o momento em que o

calcanhar atinge a sua posição mínima, ou seja, quando o membro inicia o período de Balanço (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016).

O sistema de aquisição de imagem localiza a posição de diodos emissores de infravermelho fixos nas pernas do paciente no intuito de automaticamente determinar o comportamento da estrutura e ainda gravar a cinemática da movimentação. O mesmo é composto por duas câmeras, colocadas lateralmente a uma distância da estrutura, e um computador além de uma interface de captura de imagens. A Figura 3.11 corresponde a um esquema do sistema de aquisição mostrando a posição das câmeras e dos marcadores em um boneco de testes.

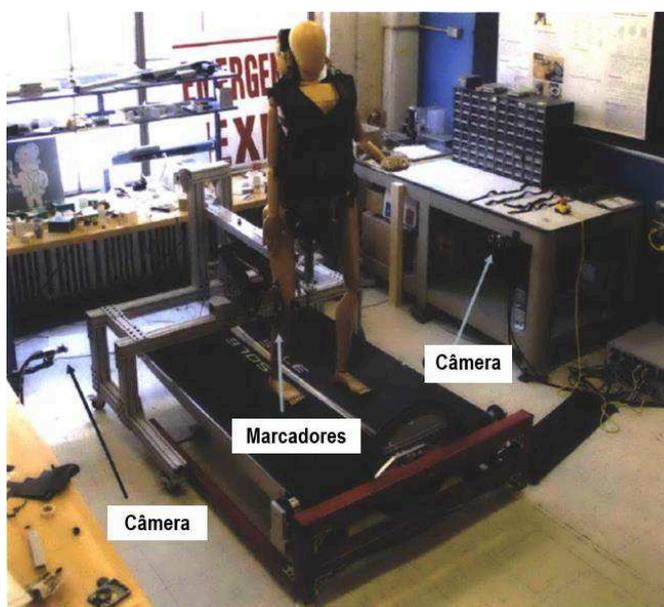


Figura 3.11: Esquema do sistema de aquisição de imagens do MIT-Skywalker, adaptado de (SUSKO, 2015).

O sistema de controle do *MIT-Skywalker* trata os dados coletados pelo sistema de aquisição de imagens e aciona o sistema de basculamento. A partir da captura da imagem dos marcadores fixados em pontos do quadril e do joelho, o sistema calcula os ângulos de cada um dos membros em relação a um sistema de referência, Fig. 3.12. A partir dos cálculos realizados anteriormente é possível identificar o deslocamento do calcanhar. O acionamento da estrutura ocorrerá quando se determinar o menor dos deslocamentos.

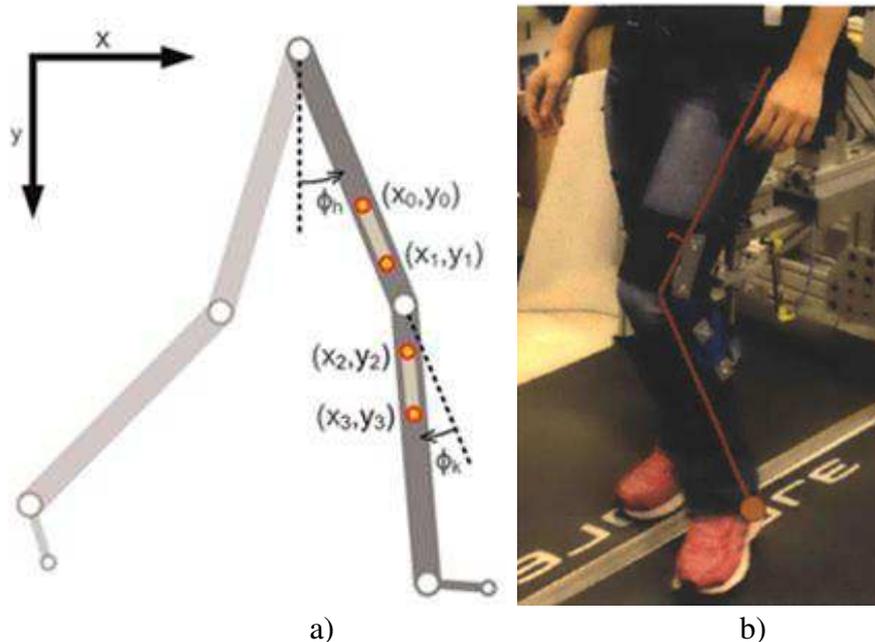


Figura 3.12: a) Posições coordenadas e ângulos determinados e calculados pelo sistema de controle do MIT-Skywalker. b) Detalhe da posição dos marcadores.

Todavia, vários problemas podem ocorrer durante o processo de aquisição dos dados dos marcadores, entre eles, desalinhamento do marcador devido ao tipo de roupa utilizado pelo paciente, posicionamento da mão por cima do marcador atado ao quadril impedindo a determinação das coordenadas, Fig. 3.13(a), escorregamento do marcador, Fig. 3.13(b), e perda de fixação, Fig. 3.13(c).

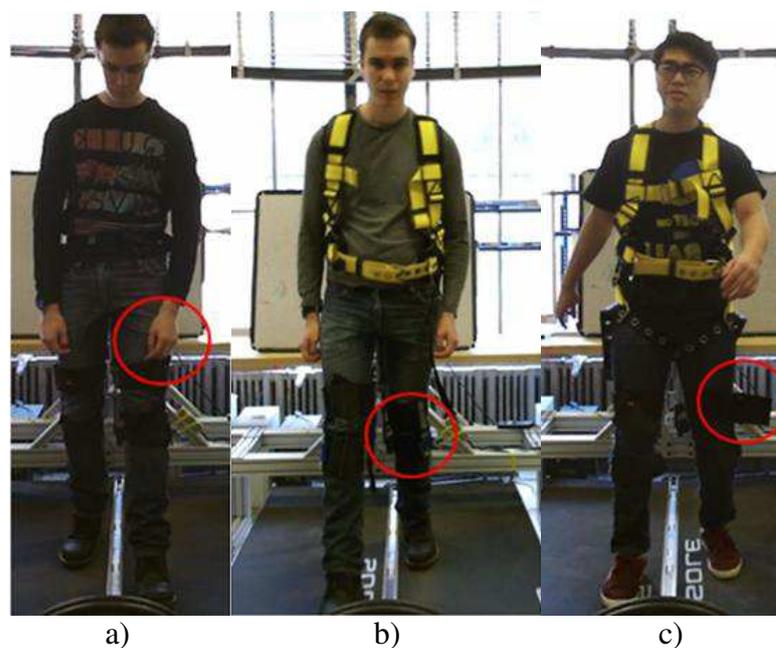


Figura 3.13: Detalhes dos problemas relacionados ao sistema de aquisição do MIT-Skywalker. a) Mão por cima do marcador. b) Escorregamento do marcador. c) Perda da fixação do marcador durante o procedimento.

Além de problemas relacionados ao ângulo obtido a partir das coordenadas devido à fixação do marcador, Fig. 3.14.

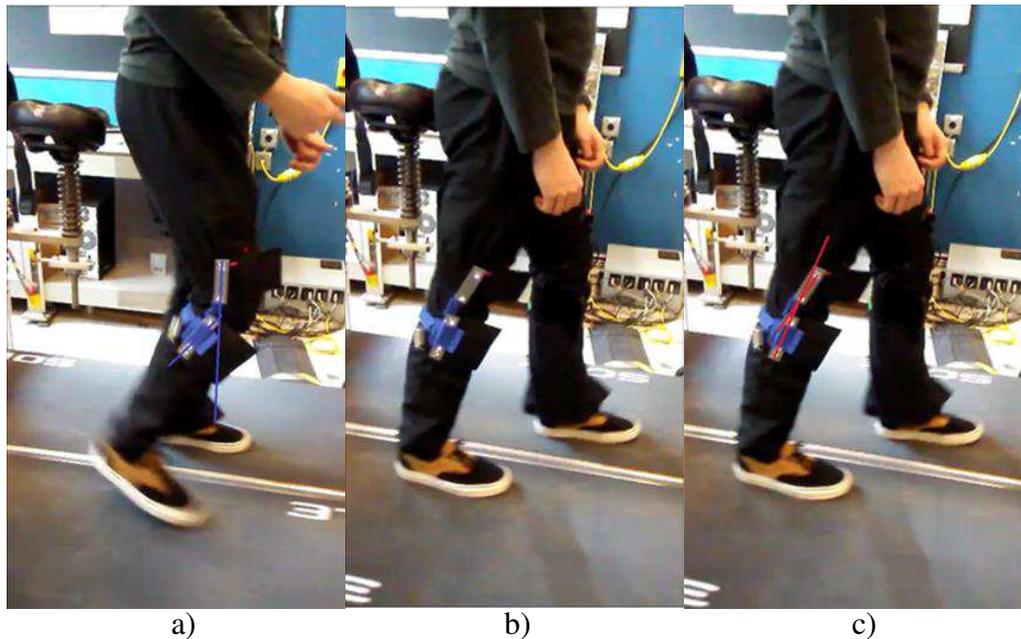


Figura 3.14: Detalhe do problema relacionado à determinação dos ângulos. a) Marcador fixado corretamente no membro, cálculo correto do ângulo das articulações. b) Marcador perde a fixação. c) Devido à perda de fixação, o ângulo determinado pelo sistema é errôneo.

3.5. A Estrutura Robótica HOPE-G

A estrutura HOPE-G será desenvolvida levando-se em consideração os estudos realizados no *MIT – Massachusetts Institute of Technology* no *Newman Laboratory for Biomechanics and Human Rehabilitation* ((SUSKO, 2015); (HOGAN; STERNAD, 2012)).

A estrutura a ser desenvolvida para reabilitação da marcha deve engajar e forçar o paciente a realizar o máximo do protocolo de reabilitação. Deve-se destacar que a estrutura HOPE-G não irá restringir a movimentação natural da perna humana e o controle da estrutura será realizado em função dos movimentos feitos com o auxílio do equipamento e esforço próprio. Os robôs existentes atualmente como os exoesqueletos e robôs plataformas acopladas aos pés restringem a movimentação sempre nos mesmos parâmetros, mas os passos humanos

diferem-se com pequenas variações de comprimento, perfil e tempo dos eventos da marcha humana.

A estrutura HOPE-G será desenvolvida seguindo o modelo da teoria sensor-motora da marcha humana apresentada em (HOGAN; STERNAD, 2012). Resumidamente, esta teoria leva em consideração o caminhar na vida real com todas as suas variações. Esta teoria divide o caminhar humano em: movimentos discretos, movimentos rítmicos e balanço.

Os movimentos rítmicos são os que definem a marcha humana, mas o ser humano começa a andar com movimentos discretos (deambulação), como no caso de bebês, em que temos bem definidos os passos inicial e final. Quando se sofre um AVE, nos casos de lesões mais severas, estes tendem a ter a movimentação com eventos discretos. Foi comprovado em estudos (SCHAAL et al, 2004) que o mecanismo de treinamento por passos discretos transfere-se rapidamente para o movimento rítmico, mas o contrário não é verdadeiro. Desta forma, a estrutura HOPE-G deverá permitir a reabilitação tanto dos eventos discretos como rítmicos.

Para o caminhar humano é necessário que o corpo esteja ereto e constantemente controlando o seu balanço ativamente. Dentre as doenças que afetam a marcha, como o Acidente Vascular Cerebral (AVE) ou a Paralisia Cerebral (PC) uma das consequências destes são os problemas no balanço ((MIZRAHI et al, 1989) e (ROSE et al, 2002)). O treino do balanço do corpo humano poderá ser realizado na estrutura HOPE-G tanto no plano frontal como no plano lateral.

Finalmente, no projeto desta nova estrutura é levado em consideração que esta deve atender a várias patologias da marcha humana como: marcha propulsiva; marcha em tesouras; marcha espástica; marcha equina; marcha de pato; marcha assimétrica; problemas de balanço e manter o equilíbrio; baixa velocidade, etc.

Para permitir a efetividade dos treinos discretos, rítmico e treino de balanço a estrutura HOPE-G será composta por três grandes módulos: estrutura principal formada por uma esteira bipartida e sistema de controle de impedância; suporte corporal e sistema de controle sem marcadores.

3.5.1. A Estrutura Robótica principal HOPE-G

A estrutura principal da HOPE-G é formada por uma esteira bipartida e do controle de impedância.

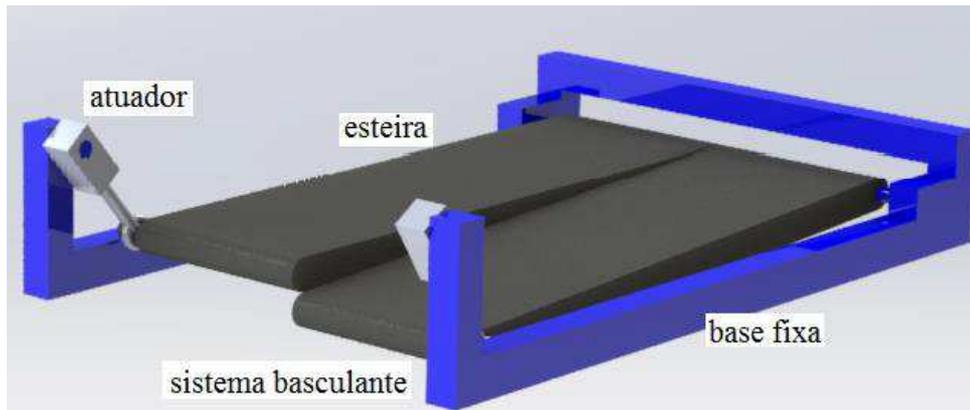
Uma esteira bipartida é formada por duas esteiras separadas colocadas lado a lado com o objetivo que cada uma seja utilizada para cada perna. As duas esteiras podem operar com a mesma velocidade ou com velocidades independentes. A utilização de uma esteira bipartida movimentando-se com diferentes velocidades causa uma situação atípica para o cérebro fazendo este receber um sinal de erro. O cérebro e o sistema nervoso utilizam este feedback para ajustar a marcha humana. Com diferentes velocidades cada perna tem que adotar passos individuais diferentes para manter o balanço do corpo. Isto demonstra a capacidade do cérebro em adaptar-se e modificar seu caminhar em função de estímulos externos (REISMAN; BASTIAN; MORTON, 2010). A utilização de uma esteira bipartida é justificada por uma das principais sequelas do AVE a hemiplegia. Esta causa alterações nos parâmetros de locomoção das pernas e o uso de uma esteira bipartida pode ajudar a melhorar a coordenação entre as pernas (KAHN; HORNBY, 2009).

A estrutura MIT-Skywalker, Fig. 3.15, possui como limitantes sua altura em relação ao solo que dificulta a colocação de pacientes. A HOPE-G tem uma estrutura mecânica que visa diminuir a altura do solo e facilitar a colocação na estrutura em desenvolvimento.

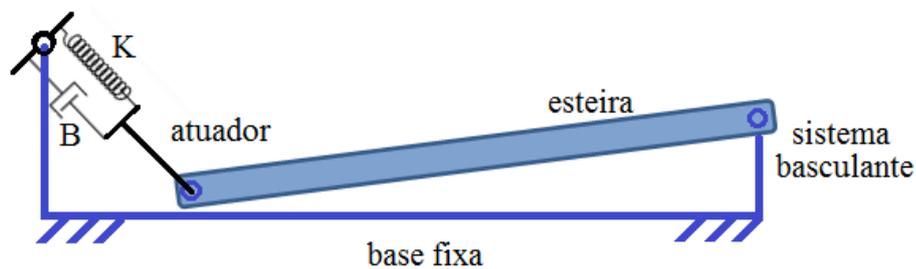


Figura 3.15: Detalhe do tamanho e altura da estrutura do *MIT-Skywalker* (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016).

A estrutura HOPE-G também possuirá um sistema de controle de impedância acoplado ao sistema de declínio da esteira. Estes serão desenvolvidos na lateral da estrutura HOPE-G o que permitirá o decréscimo da altura em relação ao solo, Fig. 3.16.



(a)



(b)

Figura 3.16: (a) Esquema simplificado da Base do robô para reabilitação HOPE-G; (b) Esquema do atuador com controle de impedância.

Para reabilitação rítmica da marcha humana será utilizado o mesmo princípio apresentado em (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016), Fig. 3.10. Na marcha normal, durante o pré-balanço, Fig. 3.10(c), e Balanço médio, Fig. 3.10(d), é necessário o sujeito levantar ativamente a perna para a locomoção. Quando se apresenta algum problema neurológico este pode perder a capacidade de andar, não conseguindo elevar a perna em relação ao solo e neste caso ou ele arrasta a perna ou realiza movimentos de circundução que fogem do padrão da marcha humana. Nesta metodologia após o posicionamento da perna com deficiência,

Fig. 3.10(a), a esteira movimentada o membro inferior até o momento do pré-balanço, Fig. 3.10(c), e o sistema de controle após identificar este momento realiza o movimento de retirada (movimento basculante) da esteira que impedia o retorno da perna, Fig. 3.10(d). Devido ao próprio esforço e efeito da gravidade a perna executa o balanço e se posiciona novamente para repetir a movimentação simultaneamente com o retorno da esteira para sua posição (angulação) inicial, Fig. 3.10(e).

Este princípio de assistência é mais ecológico e próximo da marcha humana do que o realizado pelas estruturas robóticas apresentadas no item 3.3. Da mesma forma com este princípio de assistência o paciente torna-se mais ativo no procedimento de reabilitação, realizando esforço neste procedimento o que poderá proporcionar uma melhora nos seus parâmetros de marcha humana e independência funcional. Para o funcionamento do movimento basculante será utilizado um sistema sem marcadores para identificação do momento do pré-balanço, Fig. 3.10(c), objetivo principal desta dissertação, que vem com a finalidade de sanar os problemas relacionados ao sistema de controle utilizado no MIT-Skywalker.

3.6. Comentários

Neste capítulo foi apresentado um referencial teórico referente aos dispositivos utilizados para a reabilitação da marcha humana e o seu desenvolvimento até os dias atuais. Dentre as estruturas atuais, aquelas que permitem ao próprio paciente a realizar a locomoção tornam-se a melhor opção e o MIT-Skywalker surge como uma possibilidade. Todavia, o sistema de marcadores que o mesmo possui gera vários problemas relacionados à fixação e falhas de reconhecimento. Assim, a estrutura HOPE-G vem com o intuito de solucionar tais falhas, utilizando assim um sistema de controle sem marcadores proposto nesta dissertação.

CAPÍTULO IV

O SISTEMA DE CONTROLE SEM MARCADORES

Neste capítulo serão apresentadas as tecnologias de captura de movimento e as informações referentes ao Microsoft Kinect v2 que será utilizado para o desenvolvimento do sistema de controle sem marcadores.

4.1. Introdução

As estruturas robóticas utilizadas na reabilitação da marcha auxiliam os profissionais da saúde durante o tratamento, automatizando-o. Tais estruturas possuem várias configurações contendo esteiras, exoesqueletos, bases móveis ou estacionárias, mas muitas vezes podem não ser amigáveis aos pacientes, causando desconforto ou dores, devido à necessidade de colocar marcadores ou outros sensores ao corpo para determinar a posição e orientação do membro, que muitas vezes são fixados utilizando faixas de velcro.

A necessidade de fixar ou atar marcadores ou outros elementos como exoesqueletos aos membros dos pacientes, além de causar desconforto e interferir no processo de reabilitação, pode demandar um tempo de preparação e calibração do sistema, demorando-se assim para inicializar o procedimento de reabilitação.

No intuito de se obter um sistema de controle sem a necessidade de marcadores nos membros do paciente, tornando o processo de reabilitação mais natural, esta dissertação propõe um sistema de controle sem marcadores, *markerless system*, que utilizará os movimentos do corpo humano para acionar o movimento basculante da esteira da estrutura HOPE-G. Sendo assim sem a utilização de sensores acoplados aos membros dos pacientes. Além disso, o sistema será utilizado para gravar a cinemática da movimentação e permitir assim quantificar a melhora do paciente.

O objetivo do sistema consiste em ser eficiente e de baixo custo e para isso optou-se pela utilização do sensor de movimentação Microsoft Kinect. A comprovação do funcionamento do sistema será realizada utilizando-se um sistema de *footswitches* também desenvolvido nesta dissertação.

4.2. As tecnologias de captura de movimentos

Atualmente, as tecnologias para a captura de movimentos do corpo humano podem ser classificadas em seis categorias: sistemas de captura óptica, sistemas inerciais, sistemas magnéticos, sistemas mecânicos, sistemas acústicos e sistemas sem marcadores (YANG, 2015). Os sistemas de captura óptica utilizam câmeras de alta velocidade em posições fixas em volta da área a ser visualizada. Vários marcadores que são capazes ou de refletir os raios de luz especiais das câmeras ou de emitir os próprios raios são fixados ao longo do corpo nas posições das juntas. Utilizando um processo de triangulação, a coordenada de uma junta é localizada em um espaço tridimensional. Tais sistemas são afetados por ruídos luminosos de outras fontes que se encontram perto da área trabalho. A Figura 4.1 corresponde a um exemplo de captura de movimentos utilizando um sistema óptico em que os marcadores emitem raios de luz infravermelhos (YANG, 2015).

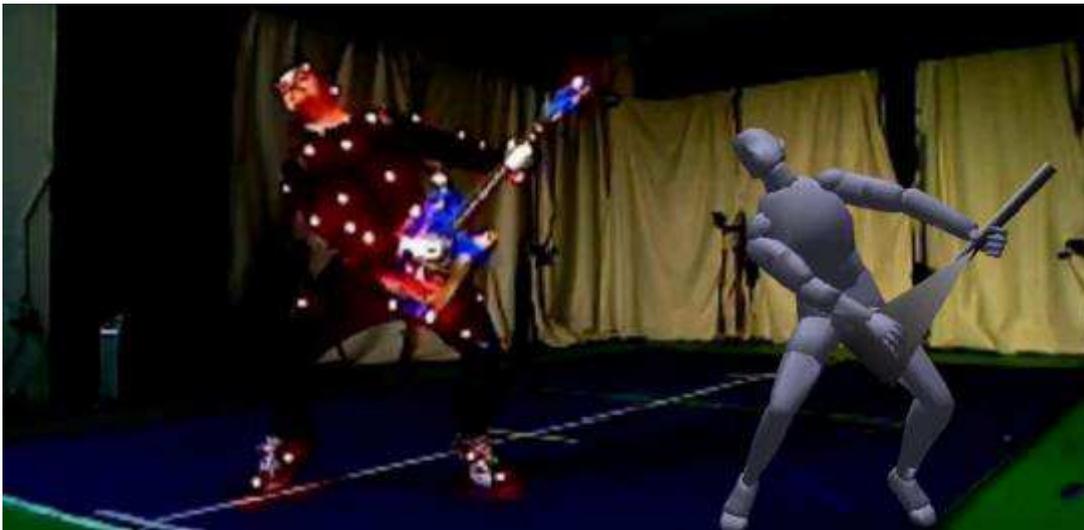


Figura 4.1: Sistema de captura óptico utilizando marcadores emissores de infravermelho (YANG, 2015).

Os sistemas de captura inercial utilizam acelerômetros e giroscópios para obter a velocidade e a rotação de um determinado ponto no espaço tridimensional. Utilizando os dois parâmetros, o deslocamento de um determinado ponto é calculado durante certo intervalo de tempo. No entanto, como cada posição é estimada obtendo-se a velocidade continuamente, os erros referentes são acumulados (YANG, 2015). A Figura 4.2 apresenta um modelo de captura inercial.



Figura 4.2: Sistema de captura inercial de movimento (YANG, 2015).

A captura de movimentos utilizando o magnetismo consiste na utilização de uma fonte emissora e de um receptor de eletromagnetismo. A fonte gera um campo magnético de baixa frequência que, enquanto o indivíduo se movimenta vestindo uma roupa especial com receptores magnéticos, permite estimar a posição de cada um dos sensores, Fig. 4.3. Entre os problemas deste tipo de captura estão na limitação da área de atuação e problemas de transferência de dados devido à quantidade de elementos funcionando simultaneamente.

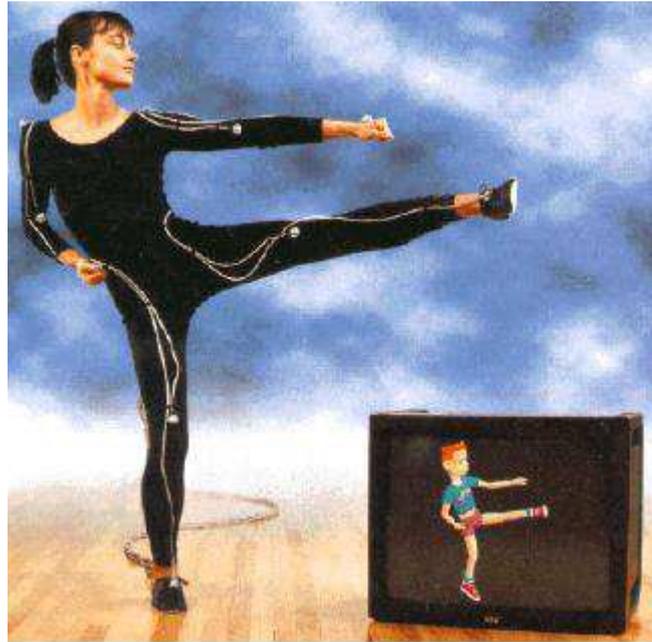


Figura 4.3: Sistema de captura de movimento utilizando um campo magnético (YANG, 2015).

A maneira mais direta de captura de movimento de um objeto consiste em medir a orientação e deslocamento utilizando potenciômetros eletromecânicos embutidos em um exoesqueleto, Fig. 4.4. Este tipo de sistema mecânico para a captura dos movimentos é efetivo, em tempo real e preciso, porém a necessidade de vestir um exoesqueleto limita o alcance das articulações do corpo, além de cada exoesqueleto ser particular para cada tamanho da pessoa que o está vestindo. Tem-se também o problema do alinhamento da estrutura com os centros de giro das juntas humanas.



Figura 4.4: Exoesqueleto utilizado em um sistema de captura mecânica de movimentos (YANG, 2015).

Os sistemas de captura acústica de movimentos utilizam transmissores e receptores ultrassônicos. A distância de certo ponto é obtida utilizando-se a velocidade de um pulso e medindo-se o tempo necessário para que o receptor receba o pulso enviado pela fonte. A posição é calculada utilizando-se um processo de triangulação. O principal problema dos sistemas acústicos é a facilidade de serem afetados pelo meio em que se encontram. A Figura 4.5 corresponde a um sistema acústico de aquisição de movimentos desenvolvido pelo MIT.



Figura 4.5: Sistema de aquisição de movimentos por meio de ultrassom (YANG, 2015).

Os sistemas sem marcadores utilizam o princípio da visão e da videogrametria para capturar a movimentação de um corpo em um espaço sem a utilização de marcadores. Tais sistemas possuem um baixo custo de hardware e a não necessidade de marcadores atados aos corpos os torna um assunto popular no desenvolvimento de sistema de captura de movimentos. Um dos principais e mais utilizados sistemas sem marcadores é o Microsoft Kinect, Fig. 4.6 (MICROSOFT, 2018). O sensor de movimento do Kinect além de capturar imagens com uma câmera de vídeo obtém também informações de profundidade. Utilizando tais informações, o mesmo reconstrói o esqueleto humano a partir de uma base de dados e inferindo a posição das articulações do corpo.

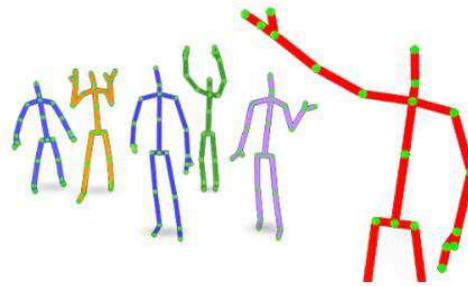


Figura 4.6: Esqueleto obtido a partir do Microsoft Kinect (MICROSOFT, 2018).

4.3. O Microsoft Kinect

O Microsoft Kinect, diferentemente de outros sistemas de captura de movimento sem marcadores que apenas capturam a movimentação a partir de câmeras de vídeo, possui também sensores de captura de profundidade e algoritmos de aprendizado (YANG, 2015). Os dados de profundidade possuem informações de distância, que são invariantes com a textura e a cor, sendo assim, não afetados pela variabilidade de aparência das pessoas.

Há basicamente dois passos para a captura da movimentação humana utilizando o Kinect. No primeiro passo, as partes do corpo do indivíduo são reconhecidas através de frames de profundidade. No segundo passo, as posições das juntas do corpo são determinadas a partir de uma base de dados consistindo de mais de um milhão de informações de profundidade de um esqueleto conhecido. Assim, para cada imagem em tempo real, as partes do corpo são capturadas e renderizadas utilizando técnicas de computação gráfica, Fig. 4.7(a). Os dados

obtidos são comparados com os milhões de dados de referência e a posição das articulações de cada parte do corpo inferida, Fig. 4.7(b). Um esqueleto tridimensional é gerado a partir dos resultados de um algoritmo de médias móveis, Fig. 4.7(c).

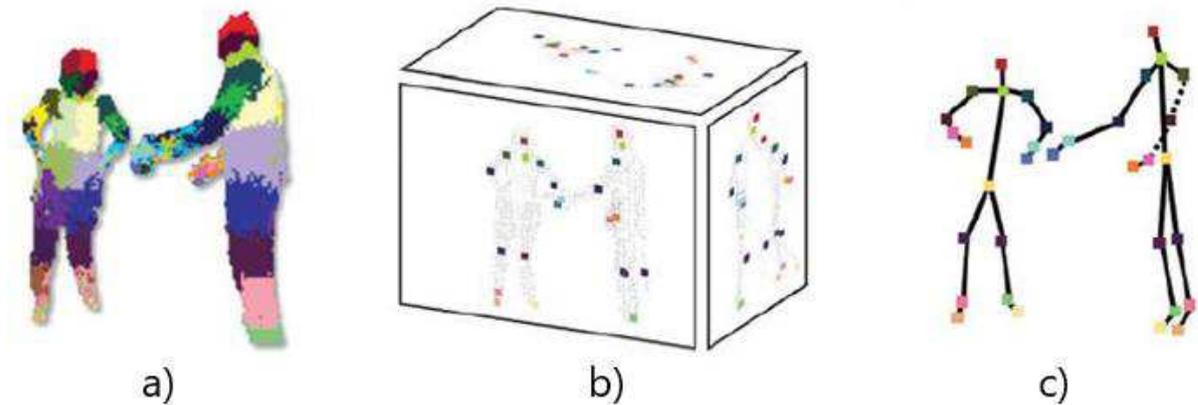


Figura 4.7: (a) Reconhecimento e renderização do corpo. (b) Comparação com o banco de dados. (c) Geração de um esqueleto tridimensional ((YANG, 2015); (MICROSOFT, 2018)).

O Microsoft Kinect possui duas versões lançadas, as informações técnicas referentes ao Microsoft Kinect v2, Fig. 4.8, encontram-se listadas na Tab. 4.1, tais como as especificações do hardware. Entre as melhorias obtidas na nova versão estão uma melhor performance de uso, além da possibilidade de rastreamento de 25 articulações do corpo, contra 20 da primeira versão.



Figura 4.8: Microsoft Kinect v2 (YANG, 2015).

Tabela 4.1: Especificações técnicas do Microsoft Kinect V2 (YANG, 2015).

Especificações	<ul style="list-style-type: none"> • Câmera RGB: 1920 x 1080, com 30 fps. • Campo de visão: 70° na horizontal e 60° na vertical • Tecnologia IR: Tecnologia de infravermelho ativa para uso em pouca luz. • Sensor de Profundidade: Sensor de profundidade para rastreamento 3D. • Latência: 20 ms de latência mínima. • Microfone: Quatro microfones operando em 48 kHz. • Ângulo Ajustado: Possibilidade de ajuste manual de ângulo com a horizontal.
----------------	---

Na Tabela 4.2, encontram-se as melhorias e novidades da versão 2 do Microsoft Kinect, entre elas, o aumento do número de articulações rastreadas, reconhecimento de voz, entre outras.

Tabela 4.2: Novidades relacionadas à versão 2 do Microsoft Kinect (YANG, 2015).

Melhorias	<ul style="list-style-type: none"> • Melhoria no Rastreamento de Esqueletos: Com as melhorias referentes à câmera de vídeo e o sensor de profundidade permitiram ao hardware à rastrear 25 coordenadas de juntas, diferente de 20 na Versão 1. • Rastreamento de Dedos: Habilidade de rastreamento de um dedo e do polegar das mãos. • Reconhecimento Facial: Capacidade de rastreamento e reconhecimento aprimorado de expressões faciais. • Monitoramento de Frequência Cardíaca: Monitoramento da frequência cardíaca a partir da cor da pele. • Reconhecimento de Voz: Devido à melhora do hardware, o sistema de reconhecimento de voz tornou-se melhor.
-----------	---

Na Tabela 4.3, encontram-se os requisitos recomendados para o uso do Microsoft Kinect.

Tabela 4.3: Requisitos Mínimos e recomendados para utilizar o Microsoft Kinect em um Computador (YANG, 2015).

Requisitos Recomendados	<ul style="list-style-type: none"> • 64-bit (x64), com processador dual-core 3,1 GHz. • USB 3.0 com porta dedicada para o Microsoft Kinect v2. • 2 GB de Memória RAM dedicada • Windows 8 ou superior.
--------------------------------	--

Assim, utilizando o Microsoft Kinect para rastrear as coordenadas das articulações obtém-se as coordenadas cartesianas, (x, y, z) , para cada uma das articulações em relação a um sistema de referência no Kinect e também a orientação de cada articulação se utilizando dos ângulos quatérnios, Fig. 4.9 (YANG, 2015).

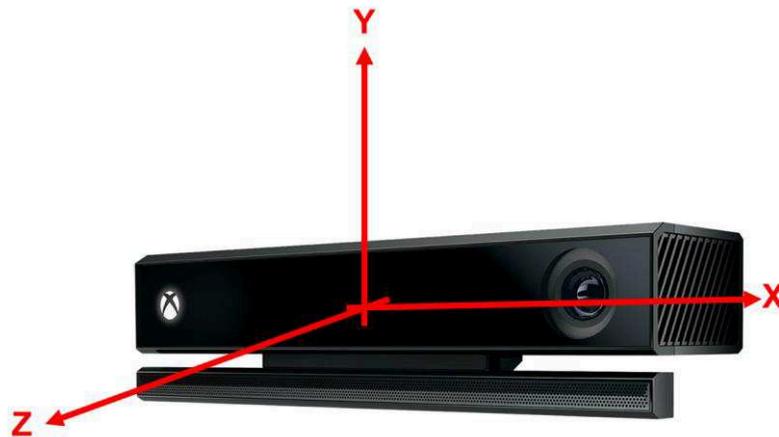


Figura 4.9: Sistema de Referência para o Kinect (MICROSOFT, 2018).

As articulações que o sistema captura durante seu funcionamento estão descritas na Tab. 4.4 e cada uma é referenciada por um número durante o processo de aquisição.

A Figura 4.10 corresponde a uma representação das articulações que são capturadas pelo sistema Microsoft Kinect v2.

Tabela 4.4: Articulações rastreadas pelo Microsoft Kinect V2.

Articulação	Ref.	Articulação	Ref.	Articulação	Ref.
Base da Espinha	1	Punho Direito	11	Espinha no Ombro	21
Meio da Espinha	2	Mão Direita	12	Ponta da Mão Esquerda	22
Pescoço	3	Quadril Esquerdo	13	Polegar Esquerdo	23
Cabeça	4	Joelho Esquerdo	14	Ponta da Mão Direita	24
Ombro Esquerdo	5	Tornozelo Esquerdo	15	Polegar Direito	25
Cotovelo Esquerdo	6	Pé Esquerdo	16		
Punho Esquerdo	7	Quadril Direito	15		
Mão Esquerda	8	Joelho Direito	18		
Ombro Direito	9	Tornozelo Direito	19		
Cotovelo Direito	10	Pé Direito	20		

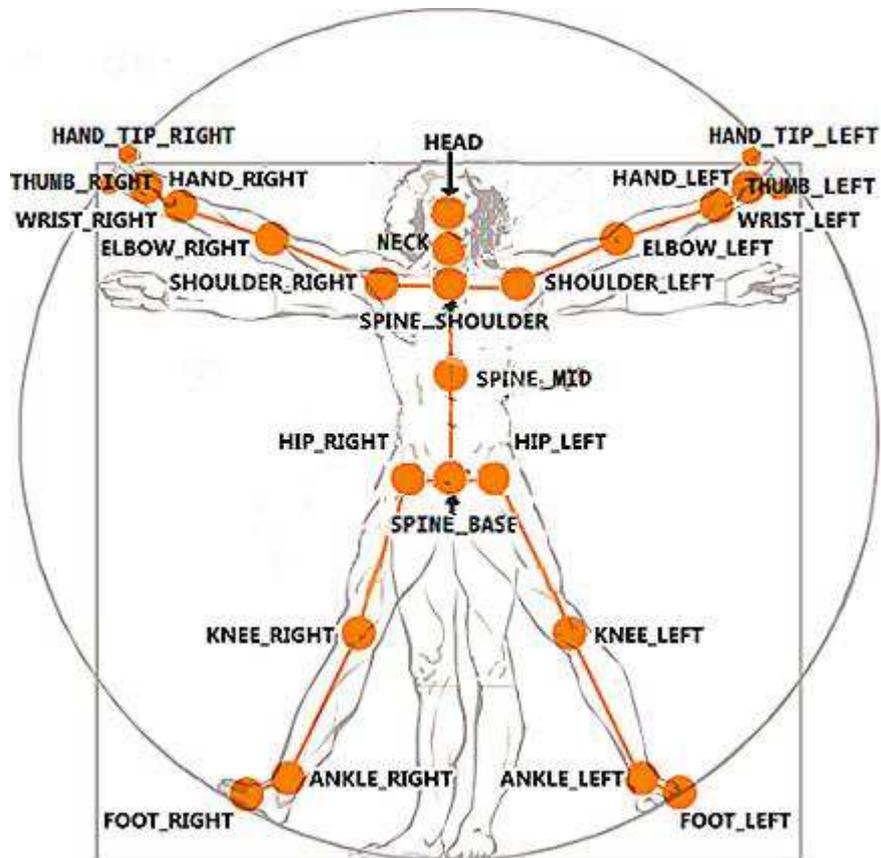


Figura 4.10: Articulações do corpo humano rastreadas pelo Kinect (MICROSOFT, 2018).

A Figura 4.11 corresponde a uma imagem obtida a partir do Microsoft Kinect v2, em que é possível observar o rastreamento das articulações do corpo humano, indicado pelos símbolos e os segmentos do corpo como sendo as linhas cheias.

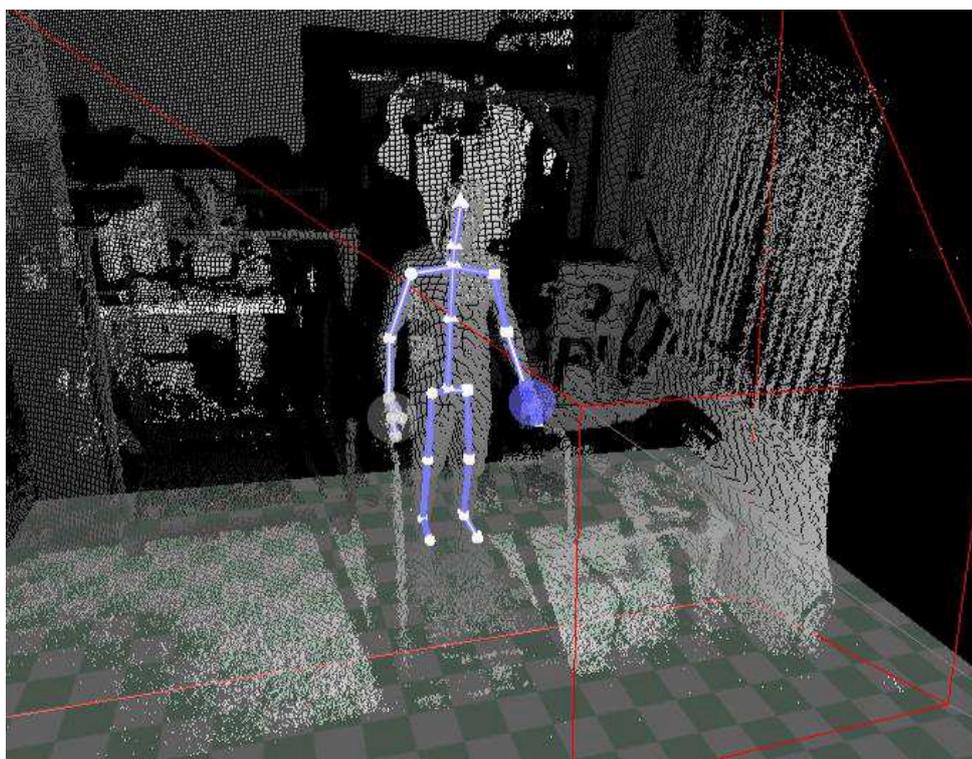


Figura 4.11: Esqueleto obtido utilizando-se o Microsoft Kinect v2.

O Microsoft Kinect v2 vem se mostrando promissor quanto ao seu uso em estudos clínicos e biomecânicos (GONÇALVES; KREBS, 2017). O mesmo pode ser utilizado para caracterizar e determinar o comportamento da habilidade de balanço durante um treino de balanço do corpo (LIM et al , 2015). Também foi testada sua precisão e acuracidade para medir e caracterizar os comportamentos das articulações do corpo ((XU et al , 2015); (LEIGHTLEY et al , 2015); (AHMED; PAUL; GAVRILOVA, 2015)).

Desde que o uso das imagens tridimensionais, o rastreamento das articulações e outras aplicações que utilizam o Microsoft Kinect dependem das informações de profundidade, a precisão e acuracidade em relação à estas informações está ligada à câmera de profundidade. Em (YANG et al, 2015), determinou-se que há cinco características que determinam a performance da câmera de profundidade, entre elas a distribuição da precisão, que corresponde

à diferença entre uma medida real de profundidade e a média dos valores medidos pelo Microsoft Kinect v2, a resolução da câmera de profundidade, que corresponde à menor medida detectável pelo sensor, à entropia relacionada à profundidade que corresponde à estabilidade e confiabilidade de obter-se os valores do Microsoft Kinect v2 ao longo do tempo, ruídos de borda relacionados ao contorno do objeto e ruídos estruturais relacionados à forma.

Assim, obteve-se que a distribuição da precisão do Microsoft Kinect v2 possui uma distribuição cônica, Fig. 4.12. A melhor precisão em que o erro médio de precisão foi menor que 2 mm ocorre em um espaço no interior do cone, indicado em verde, um erro médio que varia entre 2 e 4 mm é indicado em amarelo e um erro médio de precisão superior à 4 mm é indicado em vermelho.

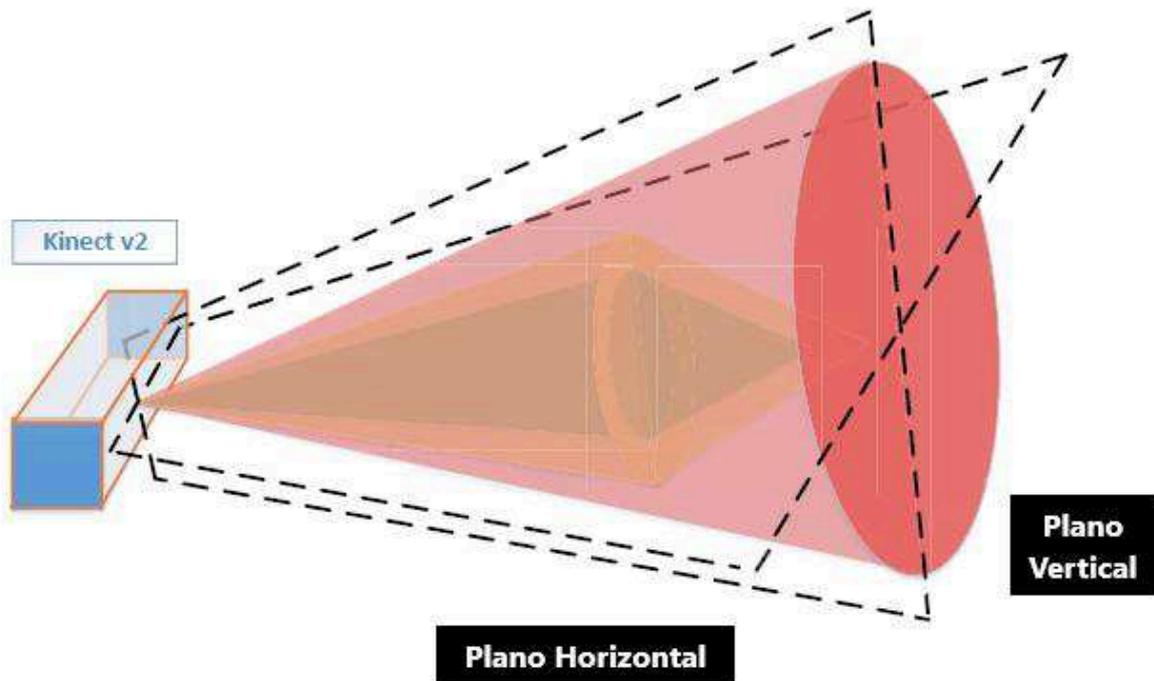
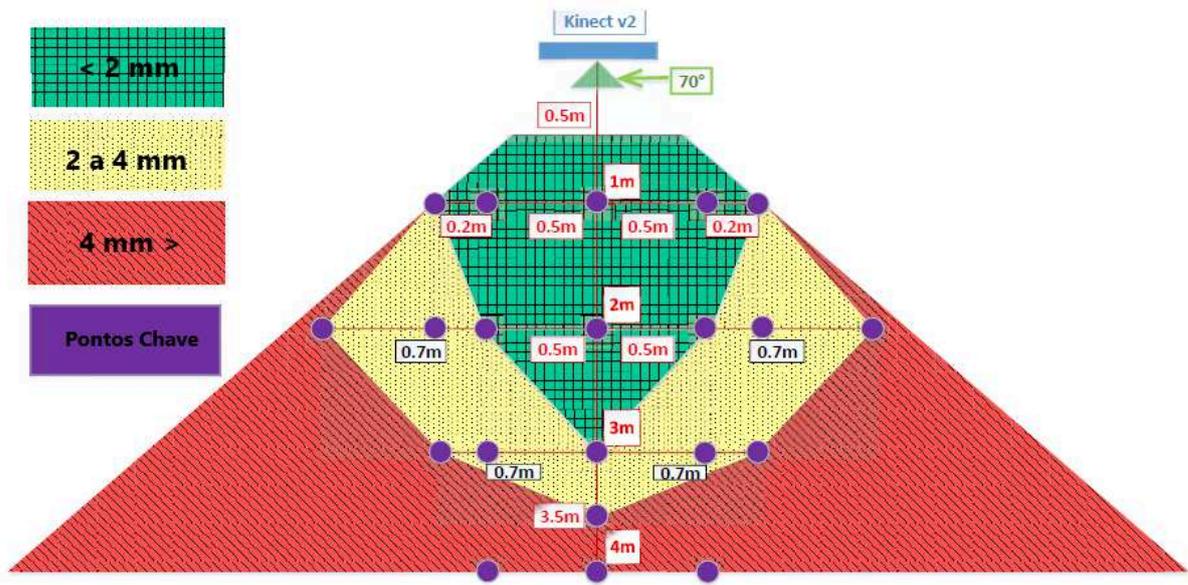
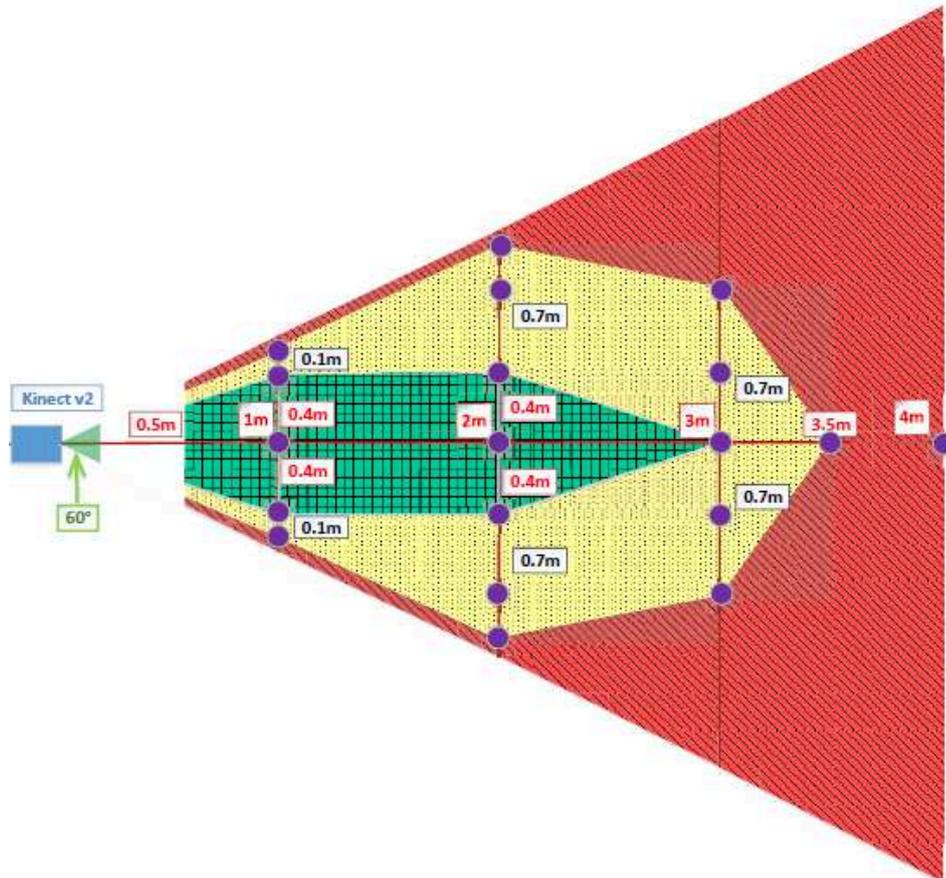


Figura 4.12: Distribuição do erro de precisão no Microsoft Kinect v2 (YANG et al, 2015).

Os planos horizontal e vertical são detalhados na Fig. 4.13.



(a)



(b)

Figura 4.13: (a) Detalhe do plano horizontal. (b) Detalhe do plano vertical. Retirados de (YANG et al, 2015).

4.4. Comentários

Neste capítulo foram apresentadas as tecnologias referentes à captura de movimentos, com um enfoque no Microsoft Kinect demonstrando a sua capacidade de rastreamento das articulações do corpo e as necessidades para sua utilização. Este equipamento será utilizado para o desenvolvimento do sistema sem marcadores proposto nesta dissertação.

CAPÍTULO V

METODOLOGIA

Neste capítulo é apresentada a metodologia utilizada no projeto relacionado ao desenvolvimento do algoritmo proposto e o tratamento das informações obtidas.

5.1. Introdução

As estruturas robóticas veem sendo empregadas nos tratamentos de reabilitação do corpo humano devido à repetibilidade dos procedimentos, automatizando-os e auxiliando os profissionais da saúde.

Entre os procedimentos que são alvos da reabilitação robótica estão os da marcha humana, em que há uma gama de tipos de estrutura possíveis, cada um com seus benefícios e riscos, vantagens e desvantagens. Entre estes, há aqueles que utilizam da ideia de que se a pessoa deseja voltar a andar, esta deve andar, para tal existem diferentes configurações possíveis e dentro delas surge uma estrutura proposta chamada HOPE-G, Fig. 5.1, que possui um sistema de basculamento das esteiras, capaz de permitir o andar das pessoas com patologia na marcha sem que haja o quicar dos pés com o chão e evitando-se o movimento de circundução.

Para o controle do basculamento da esteira optou-se por um sistema de controle sem marcadores, que é o objetivo principal desta dissertação. Um sistema de controle sem marcadores, *markerless system*, consiste na utilização apenas dos movimentos do corpo humano para acionar o basculamento da estrutura de reabilitação, sendo assim sem a utilização de sensores acoplados aos membros, como exoesqueletos, que podem demandar calibração do sistema e demora para se inicializar o procedimento de reabilitação, além de causar desconforto e dores.

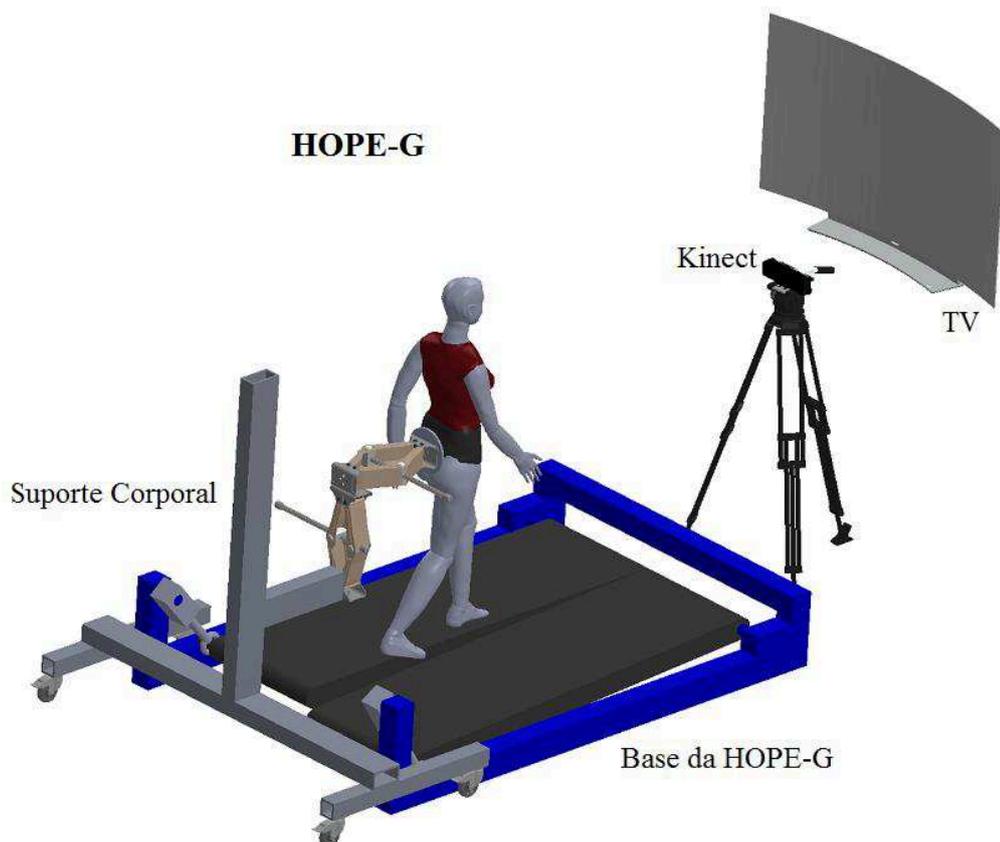


Figura 5.1: Estrutura HOPE-G.

O sistema de controle sem marcadores da estrutura baseia-se em torno do Microsoft Kinect v2, que utiliza uma câmera de vídeo e uma câmera infravermelha para obter as posições das articulações do corpo humano. Tal dispositivo é utilizado para rastrear a posição das articulações dos membros inferiores do corpo do paciente que estará realizando o tratamento e acionar o sistema de basculamento no momento oportuno.

No intuito de validar a utilização do Microsoft Kinect para acionamento do basculamento da estrutura, projetou-se um sistema de validação baseado em *footswitches*, que são sensores de contatos fixados na região plantar dos pés para determinar o exato ponto de retirada e ou contato dos pés com o solo.

5.2. O procedimento de captura de dados do Kinect

A utilização do Microsoft Kinect com um computador doméstico apesar de fácil é um pouco trabalhosa. Os computadores normais não possuem os drivers necessários para que o mesmo funcione, para tal, torna-se necessário atualizar os drivers de vídeo dos computadores e respeitar os requisitos de hardware descritos na Tab. 4.3.

Durante os testes experimentais e a construção do conceito do software por traz do sistema de controle utilizou-se o Matlab como software de programação. Para sua utilização foram necessários ajustes, incluindo o download e instalação de uma *toolbox* chamada *Image Acquisition Toolbox Support Package for Kinect For Windows Sensor*, Fig. 5.2, que permite acessar os dados do Kinect.



Figura 5.2: Toolbox necessária para utilizar o Kinect juntamente com o Matlab.

Utilizando a *toolbox*, o adaptador do Microsoft Kinect torna-se visível e é possível identificá-lo e nomeá-lo utilizando a função *videoinput()*, por possuir duas câmeras, uma de vídeo e uma infravermelha, é necessário nomear duas variáveis sendo `colorVid` a variável responsável por possuir as informações da câmera de vídeo e `depthVid` a variável responsável

por possuir os dados da câmera infravermelha. A Figura 5.3 apresenta os comandos utilizados no Matlab.

```
colorVid = videoinput('kinect',1);
depthVid = videoinput('kinect',2);
```

Figura 5.3: Funções de inicialização da captura de dados pelo Microsoft Kinect v2.

Após a inicialização das variáveis inicia-se o processo de configuração. A principal configuração realizada corresponde à de *trigger* que corresponde à quantidade de vezes em que os dados da câmera de vídeo são retornados para o Matlab. Nesta configuração os dados de vídeo são utilizados sempre que a função *getsnapshot* presente loop do programa é chamada, Fig. 5.4.

```
triggerconfig(depthVid, 'manual');
depthVid.FramesPerTrigger = 1;
depthVid.TriggerRepeat = inf;
...
[~,data] = getsnapshot(depthVid);
```

Figura 5.4: Funções de configuração de *trigger*.

Após as configurações de *trigger*, é necessário configurar o sistema de rastreamento das articulações, Fig. 5.5.

```
depthSrc = getselectedsource(depthVid);
depthSrc.EnableBodyTracking = 'on';
```

Figura 5.5: Função para habilitar as a captura e rastreamento das coordenadas do corpo humano.

Após todas as instalações, atualizações e configurações o Microsoft Kinect está pronto para capturar os dados de vídeo e identificar a posição das articulações no espaço cartesiano. No Apêndice A é apresentado o programa completo e comentado desenvolvido com o Matlab/Kinect.

5.3.O Sistema de Validação.

Para validar os resultados obtidos utilizando-se o Kinect projetou-se um sistema de validação baseado em *footswitches*, Fig. 5.6(a). Estes são sistemas on-off colados na sola do pé, que permitem identificar o exato momento da retirada deste para o início da fase de balanço.

Para este trabalho serão utilizados dois sensores, um fixo no antepé e outro no calcanhar. O detalhe de fixação dos sensores *footswitches* na região plantar dos pés é indicado na Fig. 5.6(b).

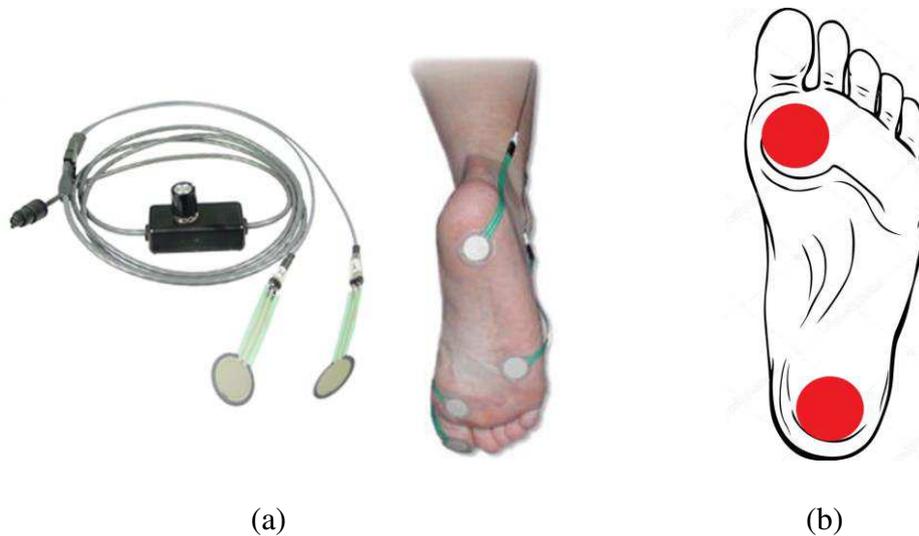


Figura 5.6: (a) Sensores footswitches (NORAXON PRODUCTS, 2018). (b) Detalhe do local de fixação dos sensores *footswitches* na região plantar.

O dispositivo desenvolvido é fixado no tornozelo do indivíduo e, utilizando um sistema de transmissão via *bluetooth* do Arduino, os dados referentes aos contatos do pé com o solo são transmitidos e utilizados para comparação com os momentos de acionamento dos atuadores pelo Kinect. A Figura 5.7 corresponde ao protótipo do dispositivo de transmissão via *bluetooth* utilizando os *footswitches*.

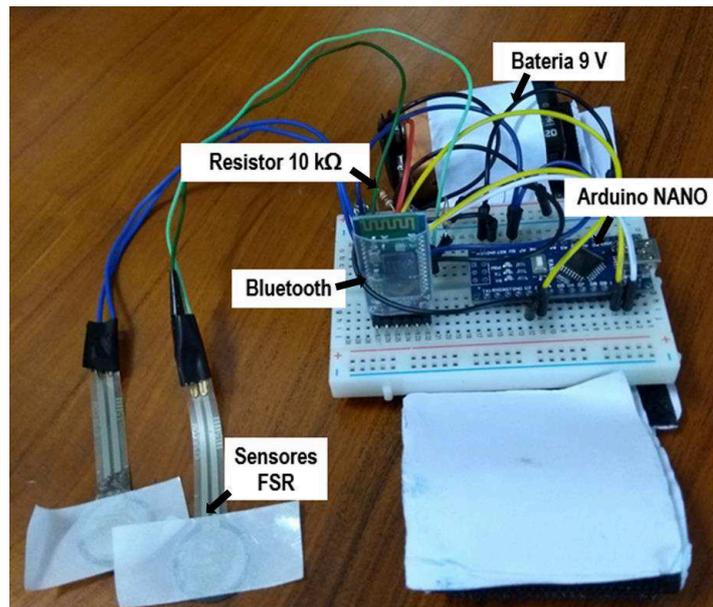


Figura 5.7: Dispositivo baseado em *footswitches*.

O Sistema de Validação foi então modificado e enclausurado em uma caixa, protegendo os componentes eletrônicos que o formam e tornando-se mais propício ao uso, Fig. 5.8. Os componentes utilizados, esquema elétrico e detalhamento das ligações deste módulo *footswitches* são apresentados no Apêndice B.



Figura 5.8: Dispositivo de Validação.

Assim, toda a marcha de uma pessoa que esteja utilizando o dispositivo fica caracterizada, pois em cada fase da marcha algum dos sensores de contatos estará ou em contato ou fora do solo. Um detalhe do gráfico característico dos dados transmitidos pelo dispositivo de validação está apresentado na Fig. 5.9. Há quatro níveis distintos observados na marcha, quando o calcanhar atinge o solo o membro inicia o Período de Apoio indicado no gráfico pelo nível 4, Fig. 5.10(a), continuando o movimento da marcha, o antepé atinge o solo juntamente com o calcanhar, estando assim no Nível 3, Fig. 5.10(b). Quando o calcanhar perde o contato com o solo, o sistema indica o Nível 2, Fig. 5.10(c). Assim que há perda de contato tanto do calcanhar, quanto do antepé, o membro inicia seu Período de Balanço, indicado pelo dispositivo pelo nível 1, Fig. 5.10(d), recomeçando o ciclo da marcha, Fig. 5.10(e).

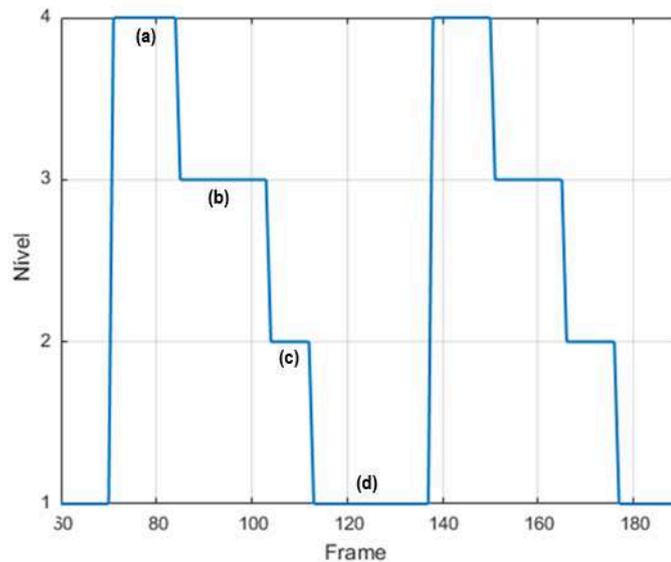


Figura 5.9: Gráfico característico do ciclo da marcha obtido a partir do dispositivo de validação.

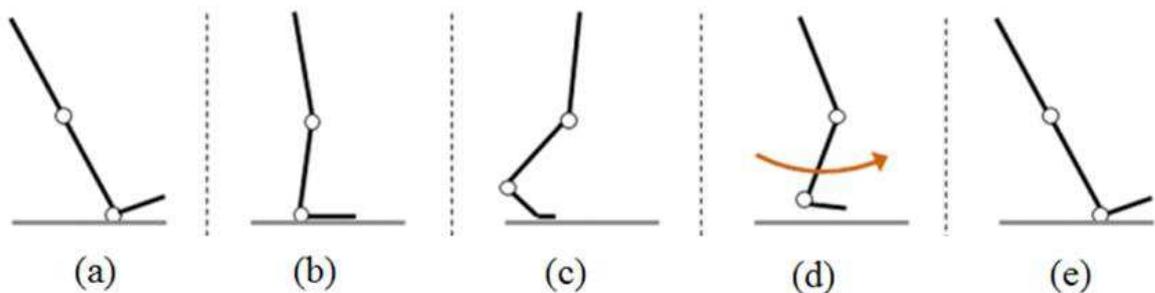


Figura 5.10: Representação dos níveis identificados pelo sistema de validação: (a) Nível 4. (b) Nível 3. (c) Nível 2. (d) Nível 1. (e) Nível 4.

5.4. Abordagens quanto ao uso do Kinect para o controle do sistema de basculamento

O principal objetivo deste trabalho consiste em desenvolver um sistema sem marcadores para uma futura estrutura robótica de reabilitação da marcha humana, denominada HOPE-G. O sistema básico para tal controle consiste no Microsoft Kinect que é capaz de capturar e mapear as coordenadas das articulações do corpo humano. De modo a atingir o objetivo, de controlar o basculamento da esteira durante o tratamento, há a possibilidade de se utilizar algumas abordagens que levam em conta as coordenadas das articulações que participam da marcha. Dentre estas abordagens uma se sobressaiu devido à precisão dos dados obtidos e a baixa quantidade de ruídos, tornando-se assim o objeto principal no trabalho.

Durante cada ciclo de marcha cada uma das articulações possui comportamentos bem determinados, além do mais, atingem pontos de máxima e mínima distância em relação a cada um dos eixos de trabalho do Kinect, que foram definidos anteriormente. Tais pontos de distância máxima e mínima tornaram-se o objeto de trabalho para o controle do sistema, Fig. 5.11.

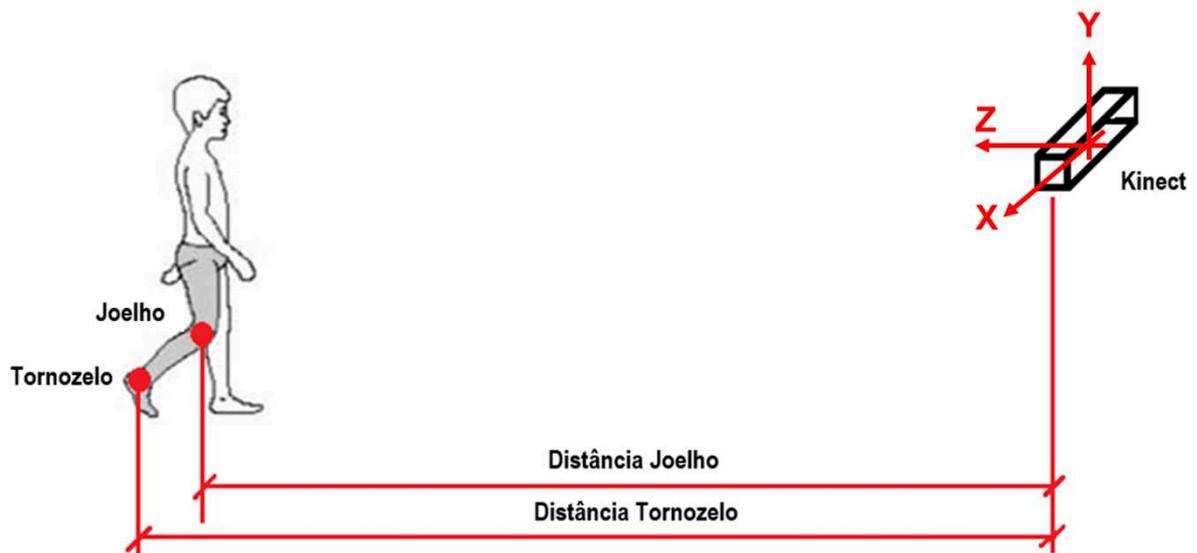


Figura 5.11: Representação do Kinect, seus eixos coordenados e a posição do joelho e tornozelo.

Todavia, nem todas as coordenadas possuem uma boa precisão, tornando-se inadequadas para o estudo. A Tabela 5.1 corresponde à precisão dos dados, em decimal de porcentagem, das articulações capturados pelo Kinect (XU et al , 2015), em que AP corresponde

à coordenada Anterior-Posterior obtida pelo Kinect, dada pela coordenada Z, ML à coordenada Meridional Lateral que corresponde à coordenada X e V à coordenada Vertical Y, coordenadas descritas na Fig. 4.9.

Assim, tem-se que dentre as articulações que participam do ciclo da marcha, as articulações do Joelho, *Knee*, e Tornozelo, *Ankle*, são as que possuem maior precisão, sendo assim, utilizadas como objeto de estudo.

Tabela 5.1: Precisão dos dados das articulações obtidos a partir do Microsoft Kinect V2 (XU et al , 2015).

	AP	ML	V
Head	0.736 (0.709–0.762)	0.753 (0.714–0.792)	0.832 (0.801–0.863)
Spine shoulder	0.777 (0.747–0.808)	0.744 (0.709–0.780)	0.870 (0.850–0.890)
Spine base	0.864 (0.852–0.877)	0.824 (0.797–0.850)	0.790 (0.752–0.828)
Left shoulder	0.746 (0.671–0.821)	0.734 (0.658–0.810)	0.824 (0.740–0.908)
Left elbow	0.917 (0.847–0.987)	0.764 (0.685–0.842)	0.567 (0.488–0.646)
Left wrist	0.970 (0.961–0.980)	0.903 (0.884–0.922)	0.879 (0.853–0.906)
Left hand	0.973 (0.966–0.980)	0.903 (0.882–0.923)	0.900 (0.880–0.921)
Right shoulder	0.787 (0.761–0.813)	0.751 (0.712–0.790)	0.849 (0.813–0.885)
Right elbow	0.936 (0.919–0.953)	0.794 (0.760–0.828)	0.628 (0.569–0.688)
Right wrist	0.939 (0.908–0.971)	0.850 (0.787–0.914)	0.773 (0.711–0.834)
Right hand	0.911 (0.868–0.953)	0.828 (0.763–0.893)	0.693 (0.622–0.763)
Left hip	0.479 (0.418–0.540)	0.736 (0.693–0.779)	0.572 (0.506–0.637)
Left knee	0.942 (0.922–0.963)	0.786 (0.739–0.833)	0.221 (0.152–0.289)
Left ankle	0.970 (0.955–0.984)	0.871 (0.844–0.898)	0.392 (0.342–0.442)
Left foot	0.923 (0.866–0.980)	0.842 (0.781–0.904)	0.443 (0.396–0.491)
Right hip	0.386 (0.308–0.465)	0.749 (0.709–0.789)	0.616 (0.571–0.661)
Right knee	0.847 (0.804–0.890)	0.587 (0.525–0.650)	0.163 (0.128–0.198)
Right ankle	0.911 (0.891–0.932)	0.744 (0.708–0.781)	0.198 (0.133–0.262)
Right foot	0.819 (0.786–0.852)	0.685 (0.641–0.729)	0.279 (0.234–0.325)

5.4.1. Coordenadas da Articulação do Joelho

Dentre as coordenadas da articulação do joelho que podem ser utilizadas como objetos de estudos para o trabalho estão as Coordenada Z e Y. A coordenada Z da articulação do Joelho, indica a variação da distância dessa articulação em relação ao Kinect no sentido de profundidade. A Figura 5.12 representa a variação dessa coordenada durante um teste de 1000 frames para um voluntário saudável caminhando em uma esteira ergométrica com velocidade de 2,4 km/h. Para tal dado, observa-se que o mesmo possui comportamento padrão atingindo valores máximos e mínimos em cada um dos ciclos de marcha, além de não possuir ruídos no sinal, como imperfeições.

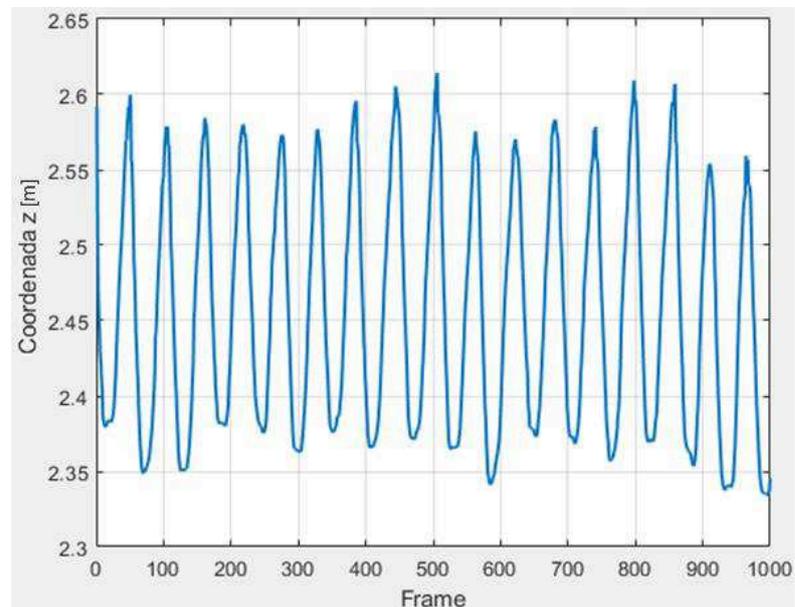


Figura 5.12: Variação da coordenada Z do Joelho.

A coordenada Y da articulação Joelho, corresponde à posição de altura em relação ao Kinect. Na Figura 5.13, tem-se a coordenada Y do joelho em um teste com 1000 frames, observa-se que, apesar de haver um padrão durante o ciclo, torna-se difícil identificar um ponto de referência, com muitas oscilações em um mesmo ciclo. Conforme (XU et al , 2015) a precisão desta coordenada é baixa.

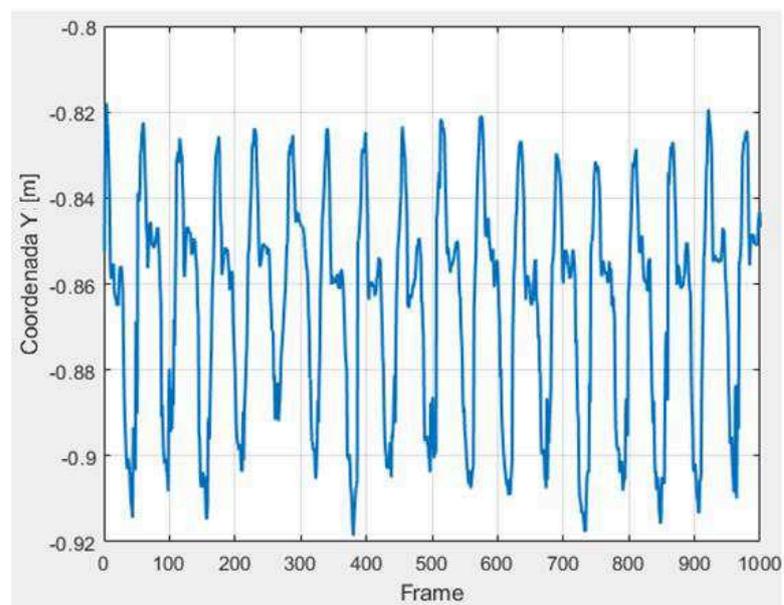


Figura 5.13: Coordenada Y da Articulação do Joelho.

5.4.2. Coordenadas da Articulação do Tornozelo

Assim como para o Joelho, apenas as coordenadas Y e Z são de importância para o objetivo do trabalho. A coordenada Z da articulação do tornozelo é apresentada na Fig. 5.14. A mesma possui um padrão de oscilação melhor em comparação com as anteriores, além de não possuir deformações durante os ciclos.

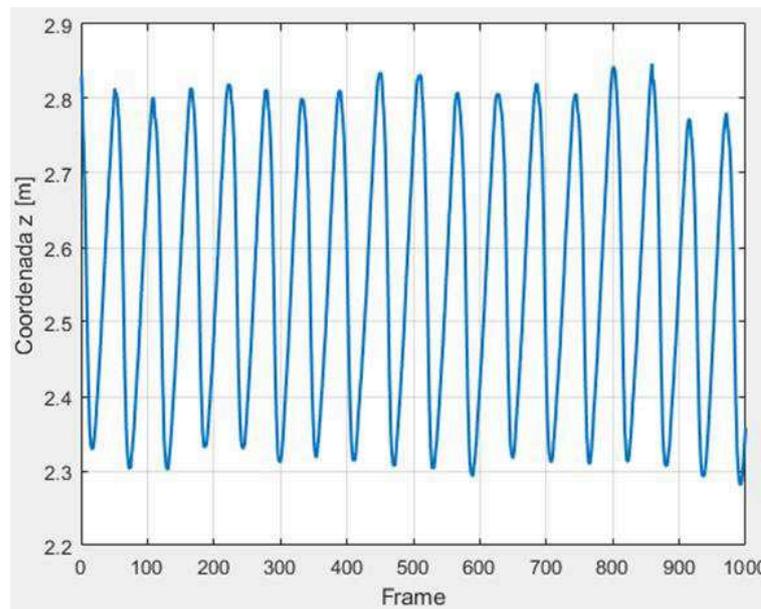


Figura 5.14: Coordenada Z da Articulação do Tornozelo.

Entretanto, a coordenada Y da Articulação do Tornozelo, Fig. 5.15, apresenta muitas imperfeições no sinal durante um ciclo, correspondendo aos dois picos seguidos, que impossibilitam sua utilização.

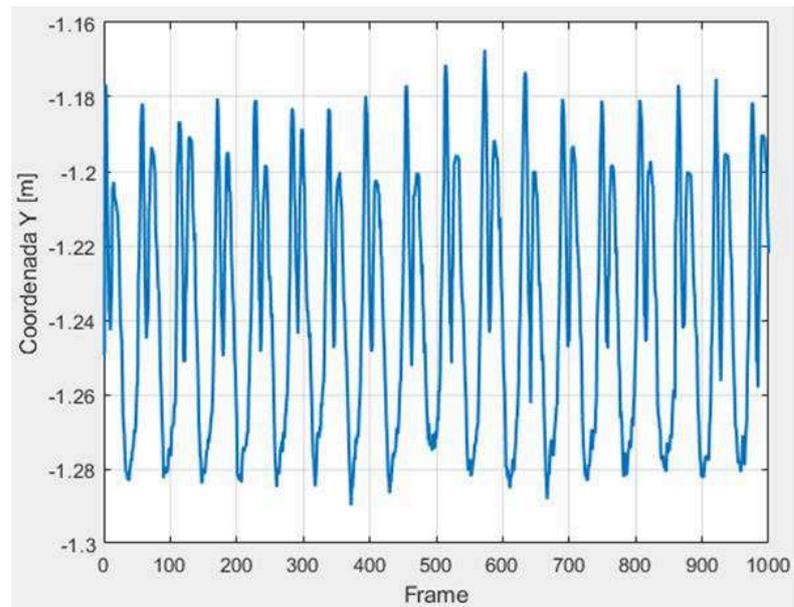


Figura 5.15: Coordenada Y da Articulação do Tornozelo.

Assim, dentre as abordagens apresentadas, a que possui um sinal de melhor manipulação, com mínimas imperfeições, corresponde à coordenada Z da articulação do Tornozelo, tornando-se o principal objeto de estudo para o controle da estrutura. Assim, utilizando essa articulação em um pré-teste, observou-se que o melhor momento para acionar o sistema do motor do basculamento ocorre quando os membros estão na iminência de perda de contato com o solo, na fase de Pré-Balanço, que corresponde ao momento em que a articulação atinge seu ponto máximo de distância em um ciclo, Fig. 5.16.

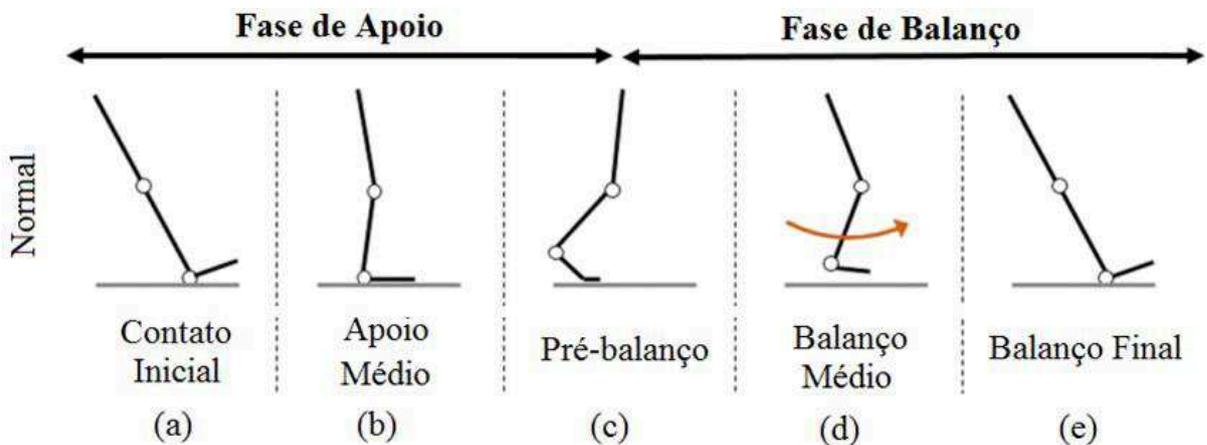


Figura 5.16: Fases da Marcha (SUSKO; SWAMINATHAN; KREBS, 2016).

Assim, utilizando-se desse princípio em que a fase de Pré-Balanco se inicia exatamente quando a articulação atinge seu máximo ponto de distância, realizou-se um pré-teste com um algoritmo que identifica exatamente tal ponto em tempo real com a aquisição. Na Figura 5.17, a linha tracejada em azul corresponde aos dados obtidos pelo Microsoft Kinect para a coordenada Z da articulação do Tornozelo, a linha contínua em vermelho corresponde aos dados obtidos pelo sistema de validação indicando os contatos do antepé e do calcanhar no solo, os asteriscos em vermelho correspondem exatamente aos pontos de acionamento do motor de basculamento.

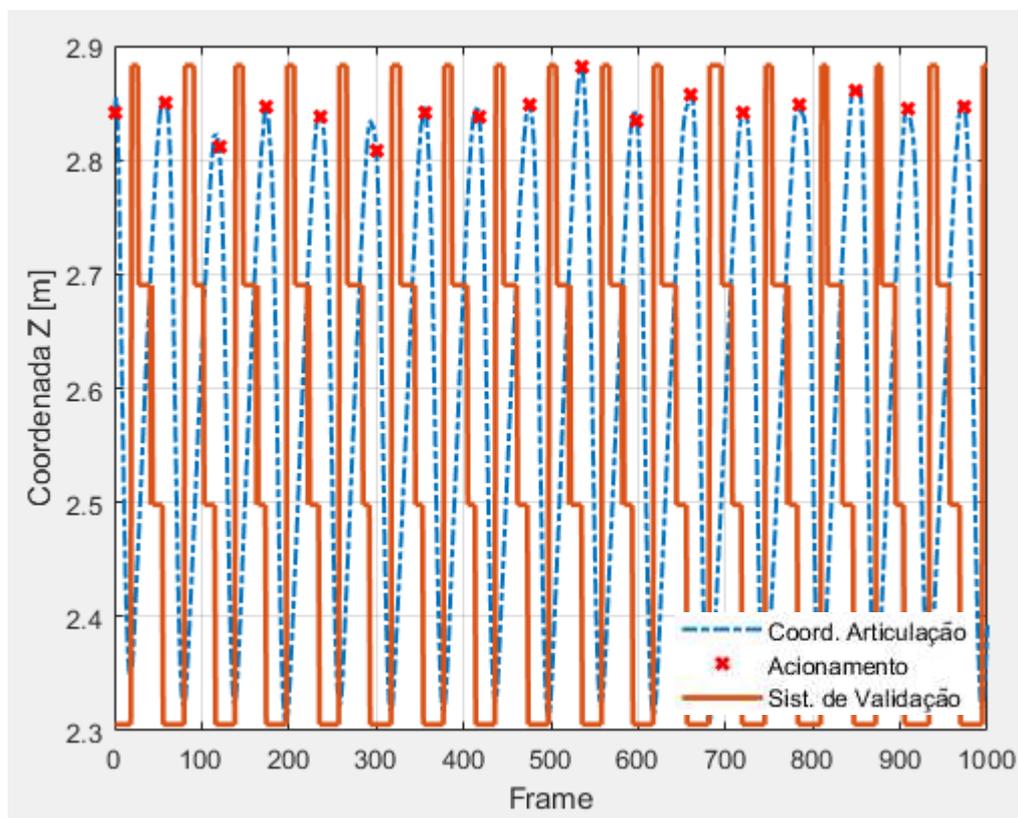


Figura 5.17: Pré-teste utilizando o algoritmo e a coordenada Z da articulação do Tornozelo.

A partir destes dados obtém-se que o algoritmo aciona o sistema de basculamento em no máximo três frames de diferença em relação ao real momento de perda de contato com o solo e início da fase de Balanço do Membro. A Tabela 5.2 apresenta a quantificação dos dados obtidos neste pré-teste. O Frame de Acionamento corresponde ao frame ou momento em que o algoritmo enviou um sinal para acionamento do motor de basculamento, no caso simulado por

um servo motor. O Frame Validação corresponde ao frame o qual o sistema de validação identificou como sendo o de perda de contato com o solo e início da fase de balanço. A Variação corresponde à diferença entre os Frames de Acionamento e de Validação. O Intervalo de tempo corresponde à diferença de tempo gasto entre o acionamento e a validação da perda de contato, medido a partir do tempo de processamento do computador que estava sendo utilizado no teste. A Porcentagem Tciclo corresponde à porcentagem de ciclo que foi necessária para ocorrer o acionamento.

Para realização dos testes foi utilizado um computador com processador Intel® Core™ i5-3337U CPU 1,80 GHz e com 6,00 GB de memória.

Tabela 5.2: Dados referentes ao pré-teste utilizando o algoritmo e a coordenada Z da articulação do Tornozelo.

<i>Frame Acionamento</i>	<i>Frame Validação</i>	<i>Variação</i>	<i>Intervalo de tempo [s]</i>	<i>Porcentagem Tciclo [%]</i>
40	37	3	0,1006	4,50
101	102	-1	0,0334	1,50
170	169	1	0,0316	1,41
229	230	-1	0,0328	1,47
295	295	0	0	0
363	360	3	0,1012	4,53
423	423	0	0	0
494	492	2	0,0618	2,77
557	557	0	0	0
628	627	1	0,0364	1,63
690	691	-1	0,0326	1,46
757	757	0	0	0
819	819	0	0	0
883	883	0	0	0
947	948	-1	0,0311	1,39
Média			0,0308	1,38

A partir destes dados tem-se que o algoritmo que utiliza a coordenada de profundidade Z da articulação do Tornozelo a partir do rastreamento feito pelo Microsoft Kinect consegue acionar o sistema de basculamento da esteira em média em 0,031 segundos de diferença em relação ao real momento de perda de contato do membro com o solo, que corresponde ao início

da fase de balanço. A Figura 5.18 corresponde ao pré-teste realizado utilizando o sistema de validação ainda em seu protótipo demonstrando o acionamento do sistema de servomotor a partir do momento em que o membro inicia sua fase de balanço e perde contato com o solo, o funcionamento do servo é indicado pela sua movimentação e pelo *led* aceso.



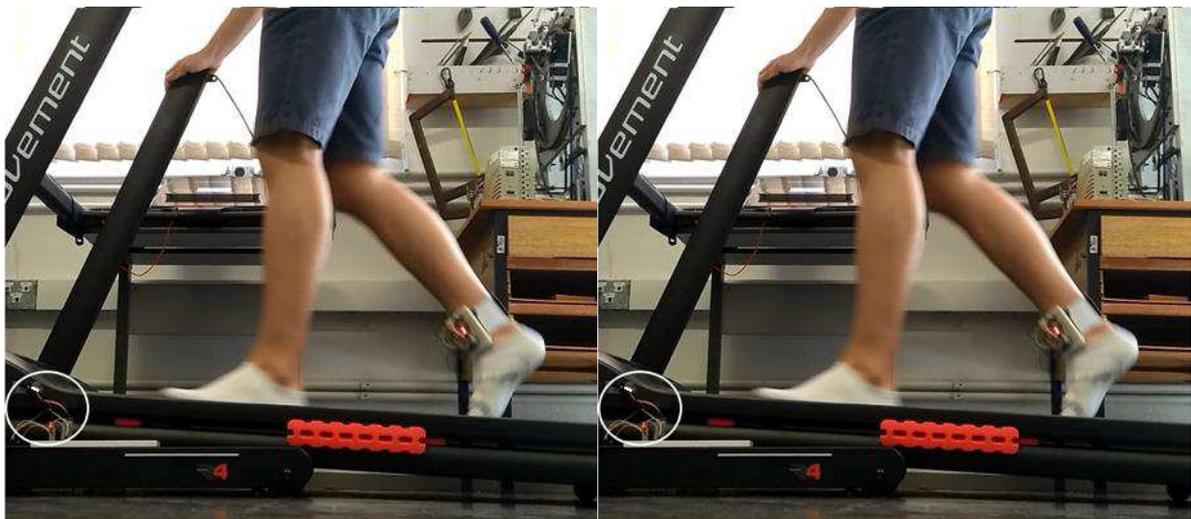
Figura 5.18: Pré-teste representando o momento do acionamento do servo motor.

O significado da quantidade de frames na coluna Variação apresentada na Tab. 5.2 é apresentada de forma visual na Fig. 5.19. A Variação corresponde a quantidade de frames ou antes, representada pelo sinal negativo, ou depois, representada pelo sinal positivo, em que o algoritmo acionou o sistema de basculamento em relação ao momento correto.



(a)

(b)



(c)

(d)



(e)

Figura 5.19: Variação entre o frame de validação e o de acionamento. (a) +3 frames. (b) +2 frames. (c) +1 frame. (d) +0 frame. (e) -1 frame.

5.5. Desenho de Estudo do Projeto

O desenho de estudo do projeto corresponde a como e o que é feito em cada etapa do processo de aquisição de dados pelo Microsoft Kinect v2. Em um primeiro momento o Microsoft Kinect v2 é ligado e configurado a partir de funções próprias utilizando-se o Matlab como software base de programação. As configurações básicas envolvem desde a inicialização das câmeras de vídeo e infravermelha até as definições básicas de *trigger*, além da inicialização das outras comunicações periféricas utilizadas como a comunicação serial com um Arduino.

Entre os processos iniciais está ainda o reconhecimento do índice do participante na esteira, de modo que não haja problemas na captura e o Microsoft Kinect comece a rastrear as coordenadas de outro indivíduo, além da determinação da distância média entre cada membro, de modo que se tenha certeza que as coordenadas rastreadas sejam mesmo do membro em estudo. Faz-se necessária a identificação do índice para possibilitar a presença do fisioterapeuta junto ao paciente, se necessário.

O participante da pesquisa ou indivíduo que está participando dos testes é colocado em uma esteira ergométrica que começa a funcionar. O processo de aquisição e rastreamento das articulações é então inicializado para o Microsoft Kinect. Paralelamente, o sistema de validação começa a rastrear o comportamento dos contatos do antepé e do calcanhar a partir de níveis de contato, e os envia via *bluetooth* para o computador.

A partir do rastreamento das coordenadas, o algoritmo identifica o ponto de maior afastamento do calcanhar no ciclo da marcha, máximo global em um ciclo da marcha, e o identifica como sendo o de início da fase de balanço do membro, enviando, assim, um sinal acionando o sistema de servomotor que simula o basculamento original da esteira. O ponto de maior afastamento é obtido realizando uma comparação entre a coordenada atual obtida pelo Microsoft Kinect v2 e as anteriores em um mesmo ciclo da marcha. Na Figura 5.20 tem-se um detalhe do desenvolvimento da posição da articulação do tornozelo em um ciclo de marcha, em determinado instante o mesmo atinge a sua amplitude máxima, sendo assim armazenada, os pontos seguintes são testados e verificados que não correspondem a um outro ponto de máximo, ou seja máximos locais em um ciclo da marcha que podem ter ocorrido por erros de captura das coordenadas ou por inferência das mesmas, e então o sinal de acionamento é enviado. A Figura 5.21 representa o desenvolvimento dos pontos capturados, para o tornozelo, em um espaço real.

Além dos testes dos pontos para verificar se o ponto de máxima distância é um máximo global, ou se é um máximo local e evitar um acionamento errôneo, o algoritmo possui uma quantidade de frames necessária para que não ocorra nenhum tipo de acionamento durante a fase de apoio do participante. Tal quantidade de frames necessária depende da passada do participante. Este valor é determinado a partir de um pré-teste.

O cálculo da posição de máxima amplitude é realizado em tempo real, juntamente com o desenvolvimento do teste.

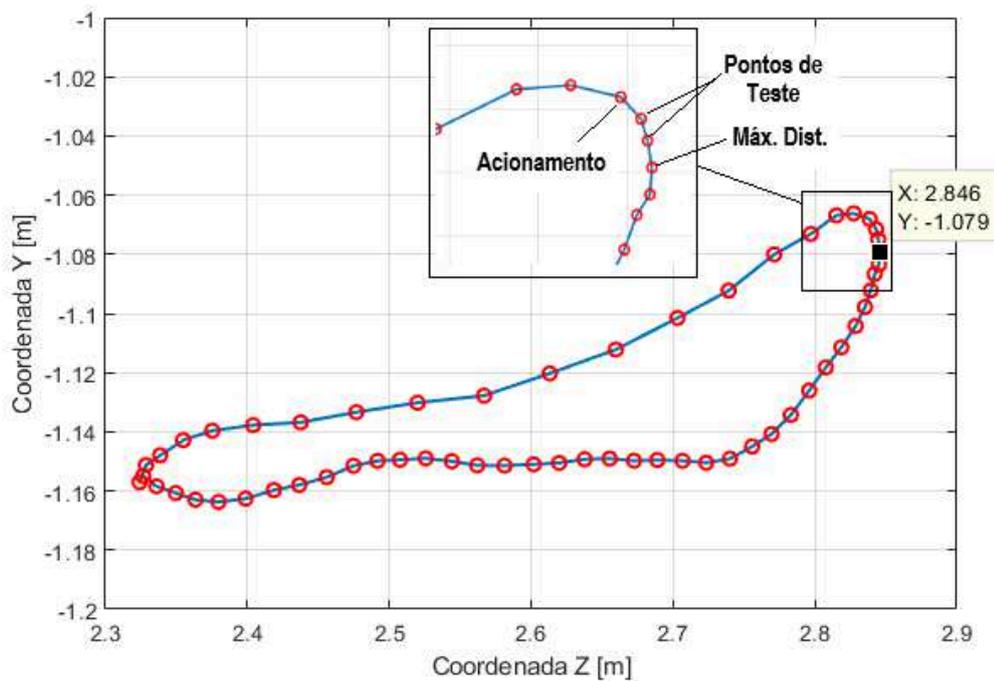


Figura 5.20: Detalhe da posição da articulação do tornozelo em um ciclo de marcha mostrando o ponto de maior amplitude.



Figura 5.21: Desenvolvimento dos dados da articulação do tornozelo.

Todo o processo ocorre novamente enquanto o teste continuar. A Figura 5.22 corresponde a um fluxograma representativo do processo de aquisição, acionamento e tratamento das informações obtidas tanto pelo Microsoft Kinect quanto pelo sistema de validação. O algoritmo completo e comentado desenvolvido utilizando-se do Matlab está apresentado no Apêndice A.

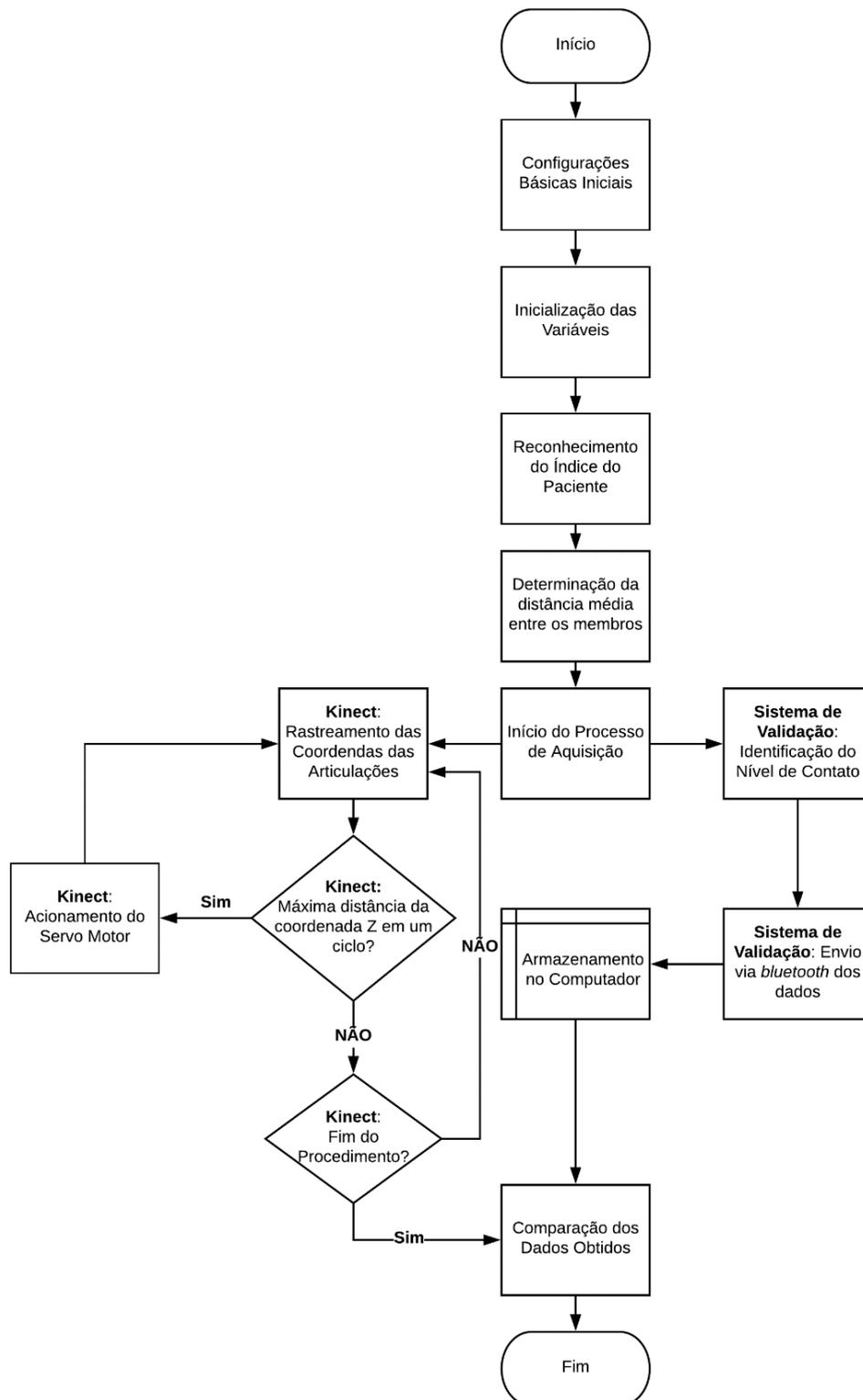


Figura 5.22: Fluxograma de ações do programa.

5.6. Comentários

Neste capítulo foram apresentadas as metodologias utilizadas para determinar o melhor momento para o acionamento do servomotor, que corresponde a uma forma de representação do sistema de basculamento da estrutura. Dentre as abordagens possíveis a que possui além de uma maior precisão dos dados, mas também uma melhor padronização dos dados obtidos corresponde à de utilização dos dados da articulação do Tornozelo.

CAPÍTULO VI

TESTES EXPERIMENTAIS

Neste Capítulo são apresentadas as informações referentes aos testes experimentais realizados, a divisão dos participantes dos testes e os dados coletados com suas respectivas análises.

6.1. Introdução

O sistema de controle sem marcadores utiliza movimentos do corpo humano para identificar o momento ótimo para acionamento do sistema de basculamento, identificado como sendo o momento de máxima distância da coordenada articular do tornozelo em relação ao Microsoft Kinect v2, responsável diretamente pelo processo de aquisição das coordenadas articulares. Desenvolveu-se um sistema de validação baseado em *footswitch* que é fixado na perna de um indivíduo para obter-se os momentos de contatos com o solo e verificar a confiabilidade do sistema sem marcadores. Assim, no intuito de verificar a confiabilidade do sistema, testes experimentais foram realizados e seus resultados são apresentados neste Capítulo.

6.2. Os Testes Experimentais

Nesta seção é apresentado o procedimento referente aos testes experimentais.

6.2.1. *Dos Participantes dos Testes Experimentais*

Os participantes dos testes experimentais deste projeto, chamados a partir de agora de participantes da pesquisa, consistem em pessoas maiores de idade que são divididos em dois grupos. Os testes experimentais foram autorizados pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFU a partir do projeto com CAAE 84561618.3.0000.5152. O primeiro grupo corresponde aos participantes da pesquisa com marcha humana saudável, enquanto o segundo grupo aqueles com marcha humana patológica. O objetivo é verificar o funcionamento do sistema de controle para qualquer marcha. Todos os participantes da pesquisa assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido que se encontra no Apêndice C.

O número de participantes foi definido a partir de uma análise estatística de proporção, em que se denota que de um total de 100% de testes tenha-se $n_s = 99\%$ de sucessos e $n_F = 1\%$ de falhas. Aplicando-se estes parâmetros, tem-se para uma probabilidade de 99% uma amostra necessária de 25 participantes, sendo subdivididos em 15 participantes do grupo de marcha saudável e 10 do grupo de marcha patológica.

Tanto os membros do grupo dos participantes da pesquisa com marcha saudável quanto o grupo de participantes da pesquisa com marcha patológica serão recrutados entre aqueles que se encontram durante o expediente de trabalho e tratamento na Clínica do Curso de Fisioterapia da UFU, Instituição Coparticipante.

6.2.2. *Procedimento para a coleta dos Dados*

Os procedimentos experimentais ocorreram durante o expediente da Clínica de Fisioterapia da UFU e com o próprio corpo funcional. Antes de iniciar os procedimentos experimentais os participantes da pesquisa foram instruídos e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido respectivos assinados. Todos os procedimentos foram gravados em vídeo, sendo que a câmera utilizada estava presa em um suporte. Todas as imagens capturadas em vídeo foram feitas do joelho para baixo dos participantes da pesquisa.

O sistema de validação, baseado em *footswitches*, foi preso no tornozelo do participante da pesquisa, que consiste no sensor de contato. Enquanto o sistema sem marcadores estava a uma distância de 2,55 m e a uma altura de 2,05 m capturando os dados das articulações.

Para os testes, os participantes da pesquisa foram instruídos a andarem em uma esteira ergométrica de maneira rotineira sendo verificadas quatro velocidades, a saber de 1 km/h, 1,6 km/h, 2,4 km/h e 3,0 km/h, para o grupo de participantes da pesquisa com marcha saudável e uma única velocidade, 1 km/h, para o grupo de participantes da pesquisa com marcha patológica. A partir da Equação (1) foi possível obter a quantidade de dados necessários para cada teste experimental para se determinar uma estatística para a diferença de frames de acionamento, em que " n " corresponde à quantidade de dados necessários, " $Z_{\alpha/2}$ " corresponde ao valor crítico para um determinado grau de confiança. Para este caso utilizou-se $\alpha = 5\%$ que corresponde a um grau de confiança de 95%, " δ " corresponde ao desvio padrão do pré-teste realizado e " E " ao erro padrão, usualmente $\pm 5\%$ da média (MIOT, 2011).

$$n = \left(\frac{Z_{\alpha/2} \cdot \delta}{E} \right)^2 \quad (1)$$

Utilizando os dados do pré-teste realizado, torna-se necessário obter oito pontos de acionamento, que podem ser obtidos analisando-se oito ciclos de marcha. Assim, serão colhidos 1000 pontos para os testes experimentais, que aglomeram mais de oito ciclos de marcha e consequentemente, mais de oito pontos de acionamento. Antes do início da avaliação da marcha, os participantes da pesquisa foram familiarizados com a velocidade de cada teste antes de cada aquisição, de modo a obter os dados em regime.

Os dados foram coletados, armazenados e serão apresentados a seguir.

6.2.3. Testes Experimentais com o Grupo de Marcha Saudável.

Com os testes experimentais realizado com o grupo de participantes da pesquisa com marcha saudável foi possível identificar a confiabilidade do sistema para várias velocidades de teste. A Figura 6.1 corresponde a um dos participantes da pesquisa realizando os testes experimentais, nela é possível identificar o dispositivo de validação preso em um dos membros

inferiores e o sistema de servo motor, responsável por representar o momento do acionamento do sistema de basculamento. Estes participantes da pesquisa com marcha saudável realizaram os testes sem o auxílio de dispositivos de suporte corporal.

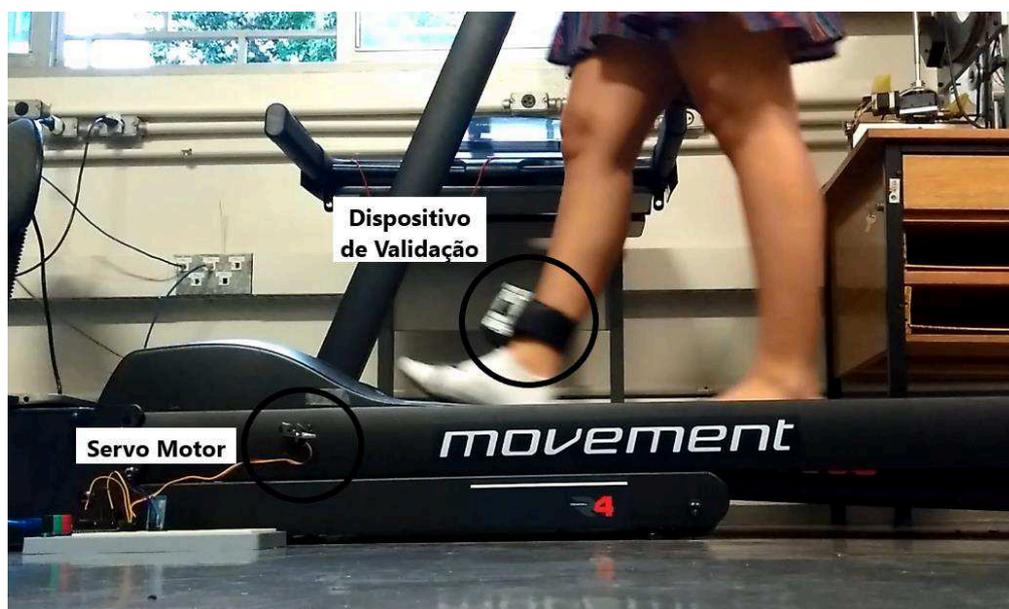


Figura 6.1: Detalhe em um dos participantes da pesquisa referente ao dispositivo de validação fixado à perna.

Devido à capacidade motora dos participantes da pesquisa com marcha saudável foi possível verificar em quatro velocidades distintas o acionamento do sistema. As Figuras 6.2 a 6.5 correspondem respectivamente aos dados referentes às velocidades de 1,0 km, 1,6 km/h, 2,4 km/h e 3,0 km/h de quatro participantes da pesquisa diferentes. A linha azul tracejada corresponde à variação da posição da coordenada da articulação do tornozelo de acordo com os frames capturados, a linha cheia em vermelho corresponde aos dados do dispositivo de validação e os asteriscos em vermelho aos momentos do acionamento do sistema. No eixo vertical tem-se a posição da articulação, em relação ao eixo Z de profundidade, em cada frame. Assim, quando a mesma atinge um pico, indica-se que ela atingiu a sua máxima distância, em um ciclo de marcha, em relação ao Kinect, e quando a mesma atinge um vale, indica a sua mínima distância.

Durantes os testes, os participantes relataram dificuldades em se movimentar na velocidade de 1 km/h, Fig. 84, por ser muito baixa comparada com a velocidade normal da marcha saudável de 4,18 km/h (CHUNG, 2000).

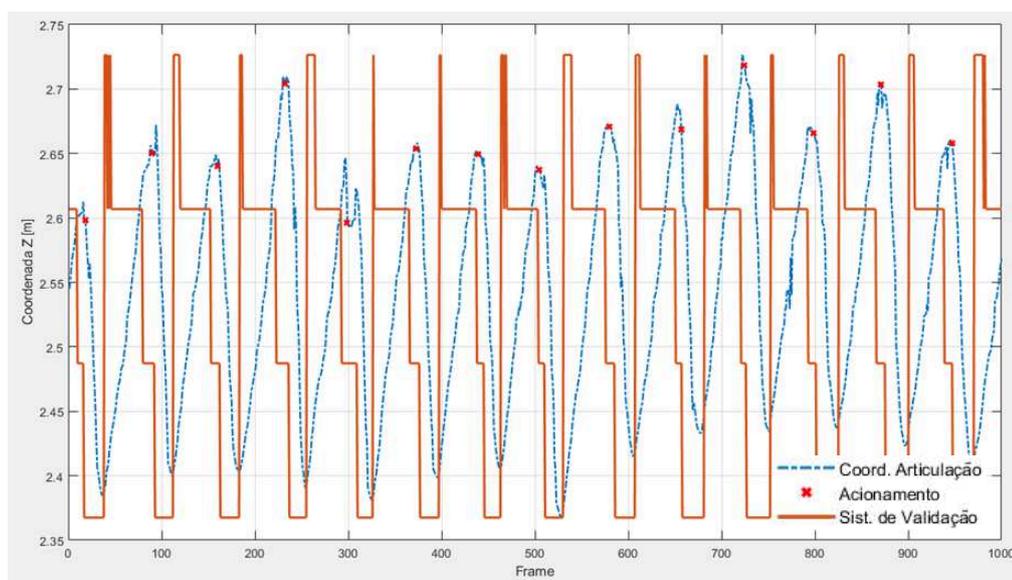


Figura 6.2: Gráfico referente ao teste do participante 3 da pesquisa de marcha saudável com velocidade de 1,0 km/h.

Os mesmos relataram que a partir da velocidade de 1,6 km/h, Fig. 6.3, o caminhar passou a ser mais espontâneo e menos “travado”.

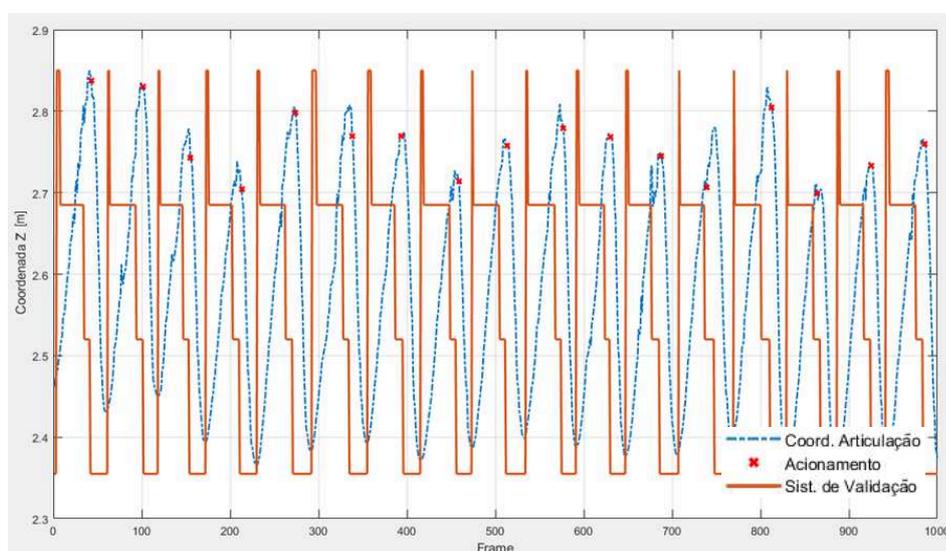


Figura 6.3: Gráfico referente ao teste do participante 3 da pesquisa de marcha saudável com velocidade de 1,6 km/h.

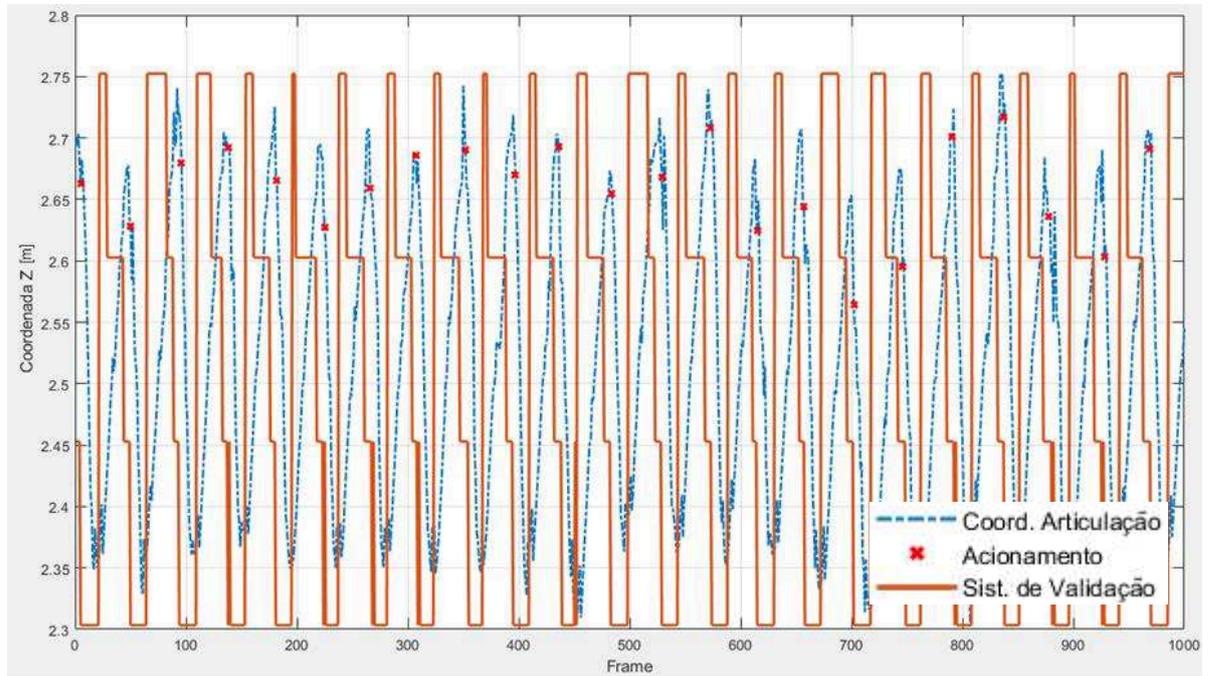


Figura 6.4: Gráfico referente ao teste do participante 3 da pesquisa de marcha saudável com velocidade de 2,4 km/h.

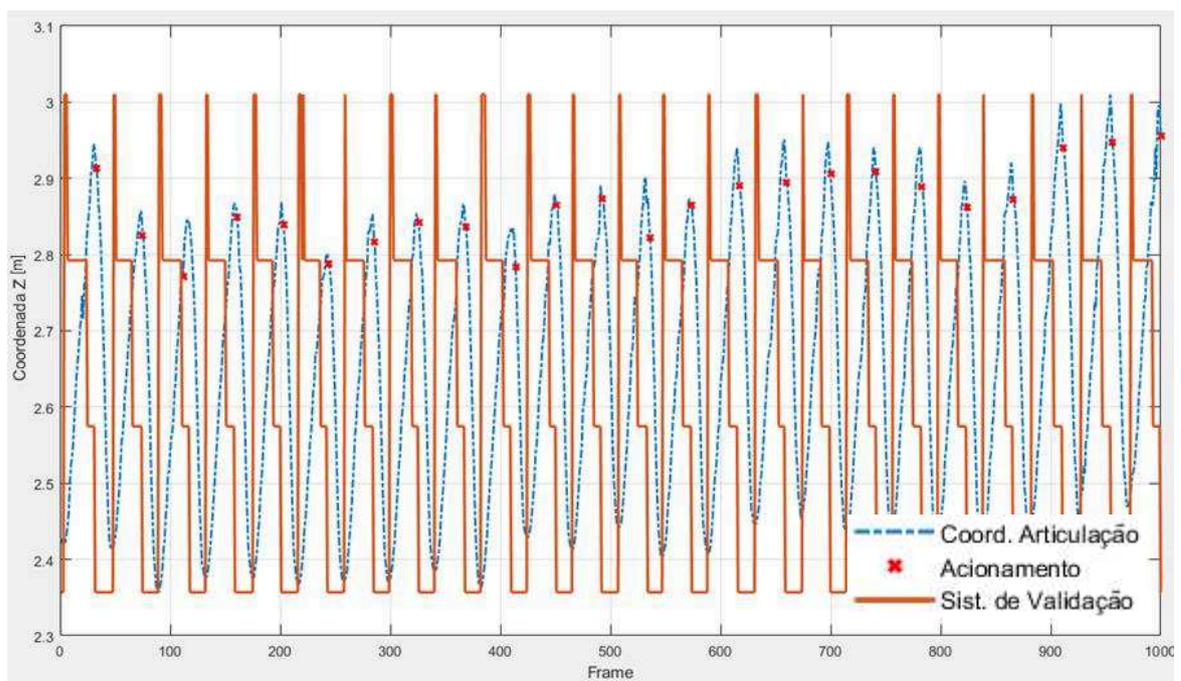


Figura 6.5: Gráfico referente ao teste do participante 3 da pesquisa de marcha saudável com velocidade de 3,0 km/h.

Analisando-se os gráficos tem-se que quanto maior a velocidade, mais ciclos de marcha são realizados e mais padronizado torna-se o caminhar, tanto em relação à amplitude do passo quanto na quantidade de frames necessários.

Assim, por estes gráficos é possível observar que o sistema funcionou em todas às vezes necessárias, que corresponde à mudança do Nível 2 para o Nível 1 indicado no sistema de validação, que corresponde ao ponto após a coordenada da articulação do tornozelo adquirir sua posição máxima em um ciclo de marcha. A Figura 6.6 mostra em detalhe a diferença entre o frame de acionamento e o de perda de contato.

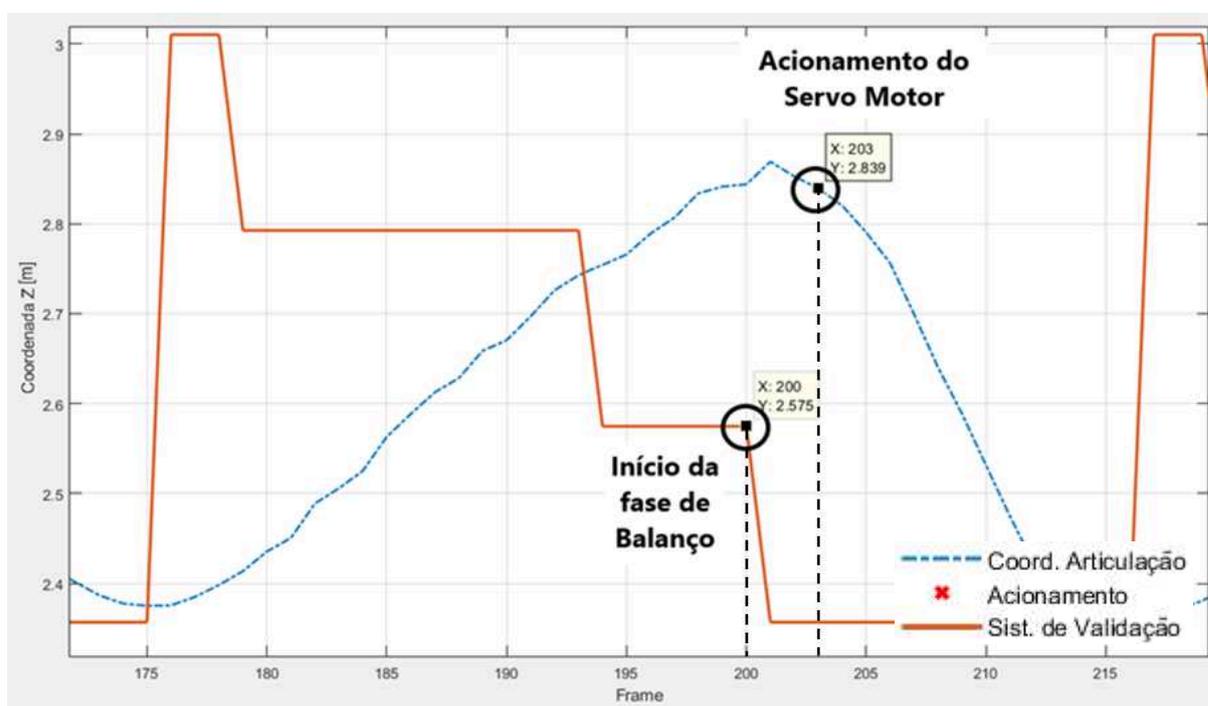


Figura 6.6: Detalhe da diferença entre o frame de acionamento e o frame de perda de contato.

A partir dos dados obtidos é possível determinar o tempo médio entre o momento de perda de contato do membro com o solo e o acionamento realizado pelo sistema sem marcadores. A Tabela 6.1 corresponde aos dados dos participantes da pesquisa na velocidade de 1 km/h. A coluna Média da diferença de frames corresponde à média de todas as diferenças entre o frame de acionamento do sistema utilizando o sistema sem marcadores e o frame de perda de contato com o solo indicado no sistema de Validação, a coluna Média em Segundos corresponde ao tempo médio em segundos, medido utilizando o ciclo de processamento do

computador no momento dos testes, a coluna Variância corresponde à variância das diferenças dos frames.

Tabela 6.1: Dados obtidos a partir dos testes experimentais para a velocidade de 1 km/h.

<i>Participante da Pesquisa</i>	<i>Média da diferença de frames</i>	<i>Variância</i>	<i>Média em segundos</i>
P1	2,3	2,5	0,0709
P2	2,1	4,1	0,0642
P3	3,4	7,2	0,1063
P4	3,3	8,1	0,1019
P5	2,6	4,6	0,0801
P6	3,4	11,2	0,1041
P7	3,8	3,4	0,1174
P8	3,2	5,0	0,0986
P9	3,9	2,3	0,1196
P10	3,4	7,8	0,1063
P11	2,1	2,3	0,0664
P12	2,4	2,1	0,0731
P13	3,9	7,3	0,1218
P14	3,1	4,4	0,0952
P15	3,1	9,8	0,0952

Na Tabela 6.2, são apresentados os dados obtidos para os testes à velocidade de 1,6 km/h.

Tabela 6.2: Dados obtidos a partir dos testes experimentais para a velocidade de 1,6 km/h.

<i>Participante da Pesquisa</i>	<i>Média da diferença de frames</i>	<i>Variância</i>	<i>Média em segundos</i>
P1	2,3	9,1	0,0723
P2*	0,8	0,7	0,0241
P3	1,8	1,8	0,0568
P4	1,4	4,3	0,0431
P5	1,1	1,3	0,0327
P6	2,2	5,7	0,0689
P7	1,8	1,6	0,0551
P8	2,6	4,1	0,0792
P9	2,6	3,2	0,0809
P10	2,6	1,8	0,0809

P11	1,6	1,0	0,0482
P12*	0,9	0,9	0,0293
P13	2,1	1,5	0,0637
P14	1,3	1,4	0,0396
P15	2,0	3,4	0,0620

Os dados referentes aos testes com velocidade de 2,4 km/h estão apresentados na Tab. 6.3.

Tabela 6.3: Dados obtidos a partir dos testes experimentais para a velocidade de 2,4 km/h.

Participante da Pesquisa	Média da diferença de frames	Variância	Média em segundos
P1*	0,8	0,9	0,02395
P2	1,2	0,8	0,03774
P3	1,9	2,4	0,05930
P4*	0,8	0,4	0,02561
P5	1,9	2,3	0,05735
P6*	2,4	1,5	0,07285
P7	1,9	1,1	0,05757
P8	2,0	1,5	0,06200
P9	1,6	2,1	0,04960
P10	1,9	0,6	0,05735
P11	1,4	1,3	0,04313
P12	1,5	1,5	0,04583
P13	2,2	2,2	0,06739
P14	1,7	1,6	0,05391
P15	2,2	1,9	0,06874

Os dados referentes aos testes realizados com os participantes da pesquisa com velocidade de 3 km/h encontram-se registrados na Tab. 6.4.

Tabela 6.4: Dados obtidos a partir dos testes experimentais para a velocidade de 3 km/h.

Participante da Pesquisa	Média da diferença de frames	Variância	Média em segundos
P1	1,4	1,4	0,04263
P2	1,5	1,1	0,04712

P3	1,2	1,4	0,03596
P4	1,2	1,2	0,03844
P5	1,5	1,0	0,04588
P6	1,1	0,8	0,03504
P7	1,6	0,5	0,04852
P8	1,3	0,7	0,04178
P9	1,9	1,5	0,05813
P10	1,7	0,6	0,05391
P11	1,0	0,7	0,02976
P12	1,5	1,1	0,04712
P13	1,0	0,9	0,03224
P14	1,3	0,7	0,03968
P15	1,3	0,7	0,03968

A partir destes dados e partindo-se do pressuposto que os mesmos são distribuídos normalmente, utilizando-se uma ANOVA a 1 fator, no caso a velocidade, é possível determinar se há diferenças entre as médias para cada velocidade e se há diferenças significativas para as 4 velocidades. Assim, a partir de uma hipótese nula no qual todas as médias de acionamento para os participantes da pesquisa em cada uma das velocidades são iguais, obtém-se o quadro resumo da ANOVA. A Tabela 6.5 corresponde ao quadro resumo da ANOVA para a velocidade de 1,0 km/h. Assim, pelo teste F de Snedecor como $F < F_c$ não se rejeita a hipótese nula e as médias para os participantes podem ser consideradas iguais para a velocidade de 1,0 km/h.

Tabela 6.5: Tabela resumo ANOVA para a velocidade de 1,0 km/h.

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	F crítico
Entre grupos	76,24	14,00	5,45	0,99	1,74
Dentro dos grupos	1041,05	190,00	5,48		
Total	1117,30	204,00			

A Tabela 6.6 corresponde ao quadro resumo da ANOVA para a velocidade de 1,6 km/h. Como $F > F_c$ rejeita-se a hipótese nula e há médias para algum ou alguns participantes que se diferem entre si. Estes participantes foram identificados na Tab. 6.2 com *.

Tabela 6.6: Tabela resumo ANOVA para a velocidade de 1,6 km/h.

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	F crítico
Entre grupos	95,20	14,00	6,80	2,45	1,73
Dentro dos grupos	708,00	255,00	2,78		
Total	803,20	269,00			

Utilizando os dados obtidos obtém-se a Tab. 6.7 que corresponde ao quadro resumo para a ANOVA para a velocidade de 2,4 km/h, que assim como a anterior, para o teste F de Snedecor, rejeita-se a hipótese nula e há médias que se diferem das demais. Estes participantes foram identificados na Tab. 6.3 com *.

Tabela 6.7: Tabela resumo ANOVA para a velocidade de 2,4 km/h.

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	F crítico
Entre grupos	69,30	14,00	4,95	3,35	1,72
Dentro dos grupos	462,80	313,00	1,48		
Total	532,09	327,00			

Para a velocidade de 3,0 km/h o quadro resumo da ANOVA é dado na Tab. 6.8, de modo que como $F < F_c$ não se rejeita a hipótese e nula e supõe-se que as médias de acionamento são iguais entre os participantes.

Tabela 6.8: Tabela resumo ANOVA para a velocidade de 3,0 km/h.

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	F crítico
Entre grupos	21,73	14,00	1,55	1,63	1,72
Dentro dos grupos	332,80	350,00	0,95		
Total	354,54	364,00			

Observa-se que os testes realizados com os participantes da pesquisa com marcha saudável, tem-se que os dados para 1 km/h, Tab. 6.1, possuem o valor da diferença entre os frames de acionamento e o de validação maiores que os das outras velocidades, possivelmente devido à dificuldade dos participantes em caminhar com uma velocidade tão reduzida, enquanto que a média de acionamento diminui com o aumento da velocidade. Na Figura 6.7, tem-se a consequência de um valor alto entre a diferença de frame de acionamento e o de validação para a velocidade de 1 km/h com o paciente saudável 7, em que apesar de o paciente ainda estar na fase de apoio, o sistema indica acionamento.



Figura 6.7: Falha de acionamento.

Outro problema que ocorreu com a utilização do *footswitches*, principalmente, na velocidade de 1 km/h foi a falha de reconhecimento do real estado de contato do pé com o solo, devido à pisada em falso dos participantes da pesquisa, Fig. 6.8.

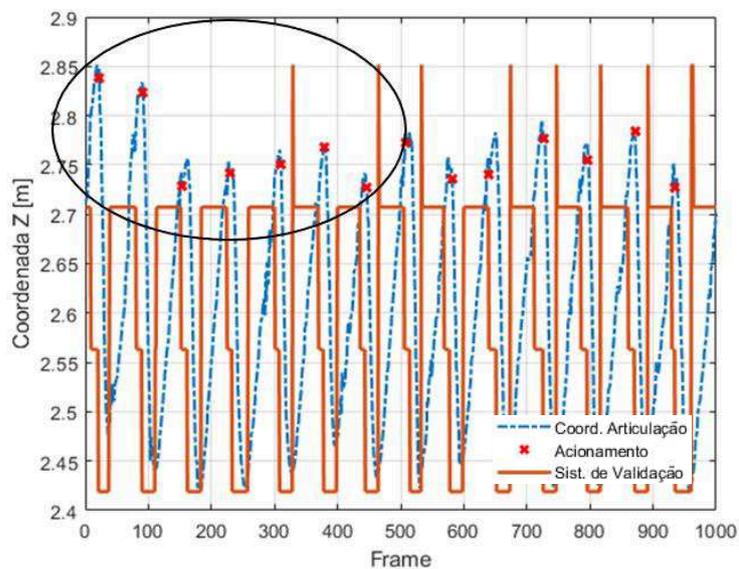


Figura 6.8: Detalha de falha de reconhecimento do sistema de validação devido à pisada em falso.

Quando se compara as velocidades em bloco, tem-se para os testes realizados que a média e variância gerais para cada velocidade são dadas pela Tab. 6.9.

Tabela 6.9: Dados das médias e variâncias gerais para cada velocidade de teste.

Velocidade de Teste em km/h	Média da diferença de frames	Variância	Média em segundos
1,0	3,06	0,39	0,0947
1,6	1,80	0,38	0,0558
2,4	1,68	0,22	0,0522
3,0	1,37	0,06	0,0424

Aplicando-se um teste ANOVA a 1 fator, Tab. 6.10, obtém-se que se deve rejeitar a hipótese nula dada, ou seja, que há alguma média que difere entre as demais.

Tabela 6.10: Tabela ANOVA para as velocidades.

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	F crítico
Entre grupos	24,80	3,00	8,27	31,29	2,77
Dentro dos grupos	14,80	56,00	0,26		
Total	39,60	59,00			

Porém, neste caso, observa-se que há uma discrepância entre as médias para as velocidades de 1,6, 2,4 e 3,0 e a de 1,0. Assim, retirando-a, tem-se que para um nível de significância de 4,35%, dado pelo valor-p, pode-se aceitar a hipótese nula e dizer que a média de acionamento para as velocidades, com exceção para a de 1,0 km/h, são as mesmas, Tab. 6.11.

Tabela 6.11: Tabela ANOVA, excluindo-se a velocidade de 1,0 km/h.

<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>Valor p</i>	<i>F crítico</i>
Entre grupos	1,50	2,00	0,75	3,38	0,0435	3,22
Dentro dos grupos	9,32	42,00	0,22			
Total	10,82	44,00				

Ressalta-se que em todas as velocidades testadas, os valores da média de acionamento ficaram abaixo de 0,12 segundos. A Figura 6.9 corresponde ao paciente 3 à velocidade de 2,4 km/h em um movimento de acionamento correto. Na Figura 6.9a), o membro encontra-se na fase de apoio. Na fase seguinte, Fig. 6.9b), o membro entra em estado de pré-balanço, ocorrendo então em seguida a perda de contato com o solo, Fig. 6.9c). Entre o pré-balanço e a perda de contato, o sistema verifica o valor máximo de distância e envia um sinal para acionamento do sistema. Conseqüentemente, na fase de balanço o sistema já se encontra acionado, Fig. 6.9d).



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 6.9: Detalhe do acionamento do sistema. (a) Membro ainda em apoio. (b) Membro na fase de pré-balanço. (c) Perda de contato com o solo, momento imediatamente posterior à máxima distância. (d) Balanço do membro com o sistema acionado.

Todos os gráficos dos testes realizados para os participantes da pesquisa com marcha saudável estão presentes nos Apêndices D, E, F e G.

6.2.4. Testes Experimentais com o Grupo de Marcha Patológica

Os participantes da pesquisa com marcha patológica são membros de um grupo de fisioterapia da Clínica de Fisioterapia da UFU. Dentre os membros desse grupo, apenas seis pessoas eram capazes de caminhar na esteira ergométrica e realizar os testes experimentais, porém um dos participantes começou a sentir dores e teve que ser retirado do estudo. Assim, o grupo dos participantes da pesquisa com marcha patológica ficou reduzido a cinco pessoas, diferente do necessário para os testes calculados anteriormente.

Outro fato foi a impossibilidade de utilização do sistema de validação nos participantes da pesquisa de marcha patológica, pois além de atrapalhar a sua caminhada, alguns utilizavam órteses que os auxiliam na marcha. Além do mais, a Clínica de Fisioterapia da UFU não contava com um suporte corporal para a realização dos testes, tal suporte ainda está em fase de construções. A Figura 6.10 corresponde ao local da realização dos testes na Clínica de Fisioterapia da UFU com os participantes da pesquisa com marcha patológica. Assim, os testes foram realizados com acompanhamento de um dos profissionais da saúde que trabalham na Clínica que ficou disposto atrás do participante da pesquisa no intuito de manter seu equilíbrio, Fig. 6.11. Além disto, os profissionais da saúde instruíram para a redução do tempo dos participantes da pesquisa na esteira.

Os dados referentes aos participantes da pesquisa de marcha patológica são descritos a seguir, em que as pressões sanguíneas indicadas foram aferidas nos dias dos testes. Ressalta-se que os mesmos foram indicados de forma numérica para preservar as devidas identidades.

O Participante 1, com pressão sanguínea aferida de 180/ 100 mmHg, possui 72 anos, apresenta AVE isquêmico esquerdo, apresenta marcha hemiparética e não utiliza cadeira de rodas e órtese.

O Participante 2, com pressão sanguínea aferida de 100/ 70 mmHg, possui 51 anos, apresenta AVE isquêmico e hemorrágico esquerdo, apresenta déficit motor em hemicorpo direito e deambula sem auxílio.

O Participante 3, com pressão sanguínea aferida de 100/ 60 mmHg, 48 anos, AVE isquêmico do lado esquerdo, apresenta hemiparesia à direita, realiza marcha compensatória com claudicação sem apoio, utiliza órtese de posicionamento em MMSS e MMII direitos e apresenta disartria.

O Participante 4, com pressão aferida de 110/ 60 mmHg, 52 anos, AVE isquêmico, apresenta hemiparesia à esquerda, deambula sem auxílio, apresenta órtese de posicionamento de punho, mão e dedos em MSE.

O Participante 5, com pressão de 110/ 70 mmHg, 47 anos, AVE isquêmico esquerdo ocasionado por aneurisma cerebral, apresenta hemiparesia á direita, deambula sem uso de apoios, utiliza órtese de posicionamento de punho, mão e dedos em MSS direito.



Figura 6.10: Local de realização dos testes dos participantes da pesquisa com marcha patológica.



Figura 6.11: Participante da pesquisa 5 do grupo de marcha patológica durante a realização de teste.

As Figuras 6.12 a 16, correspondem aos gráficos dos testes dos participantes da pesquisa de marcha patológica. Observa-se que estes diferem dos gráficos apresentados para os participantes da pesquisa da marcha saudável em relação à perda da padronização do movimento, havendo momentos de passada mais curta ou mais longa devido a suas patologias e com outras oscilações presentes na curva que ocorreram devido às inferências que o Kinect fez da articulação dos mesmos.

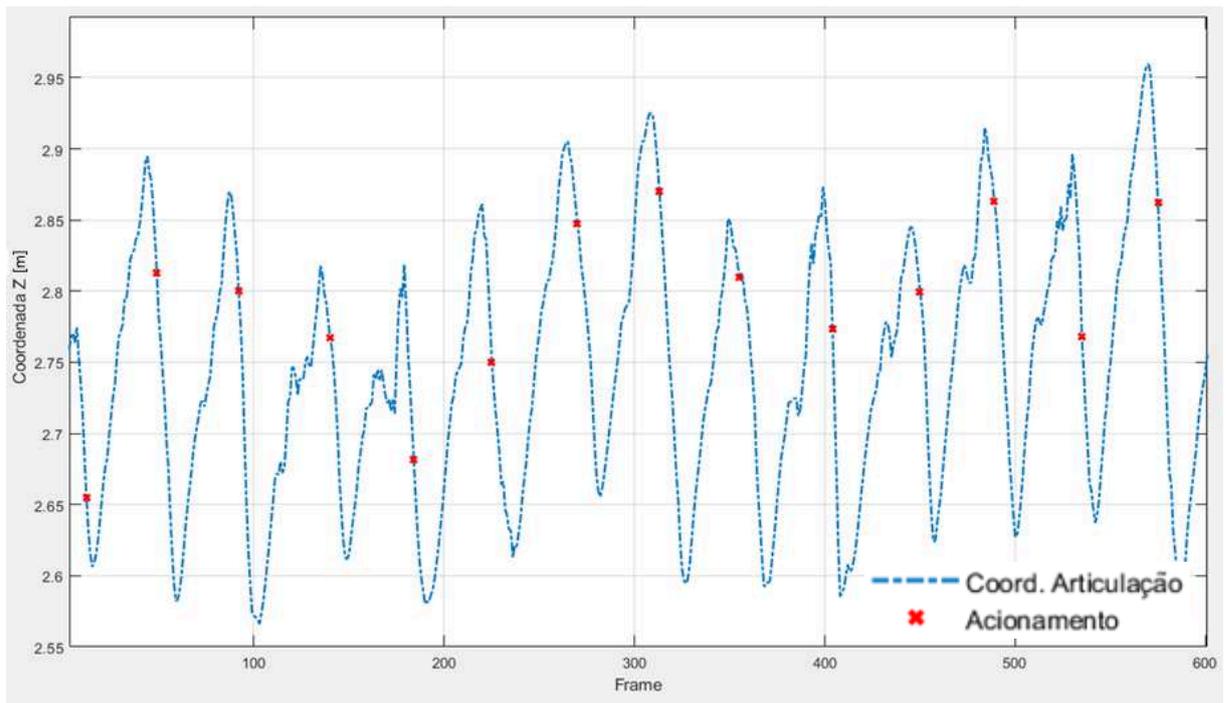


Figura 6.12: Teste Experimental do Participante 1 do Grupo de Marcha Patológica.

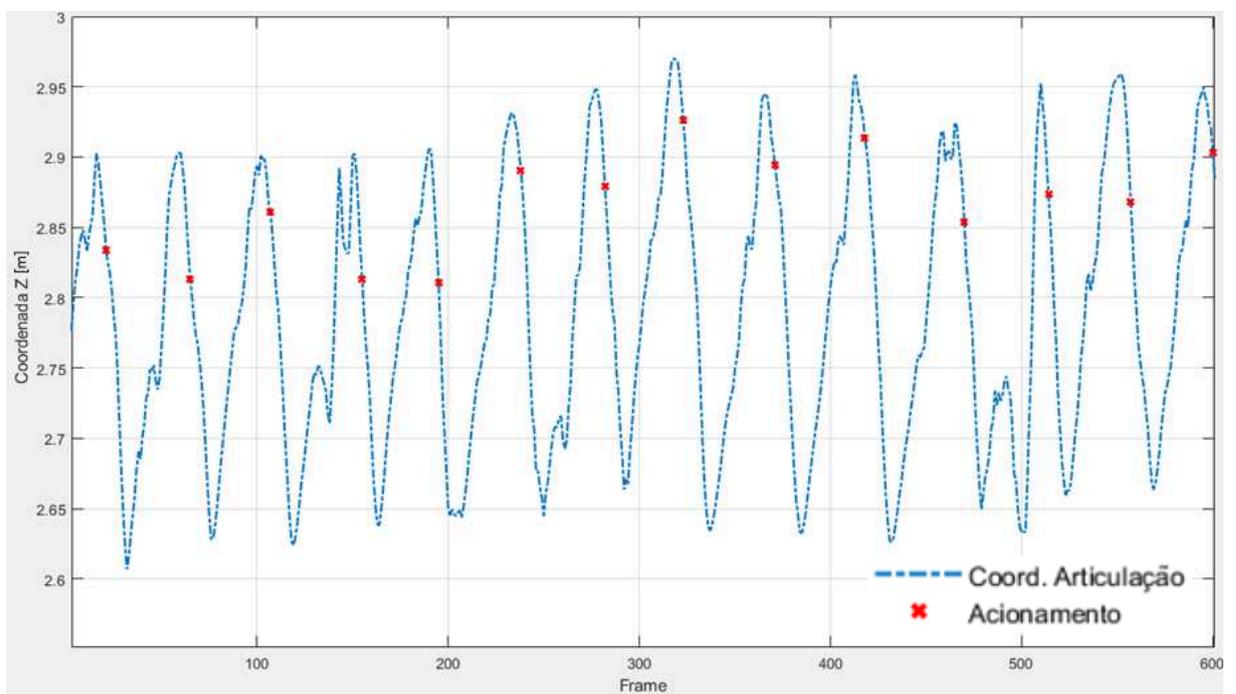


Figura 6.13: Teste Experimental do Participante 2 do Grupo de Marcha Patológica.

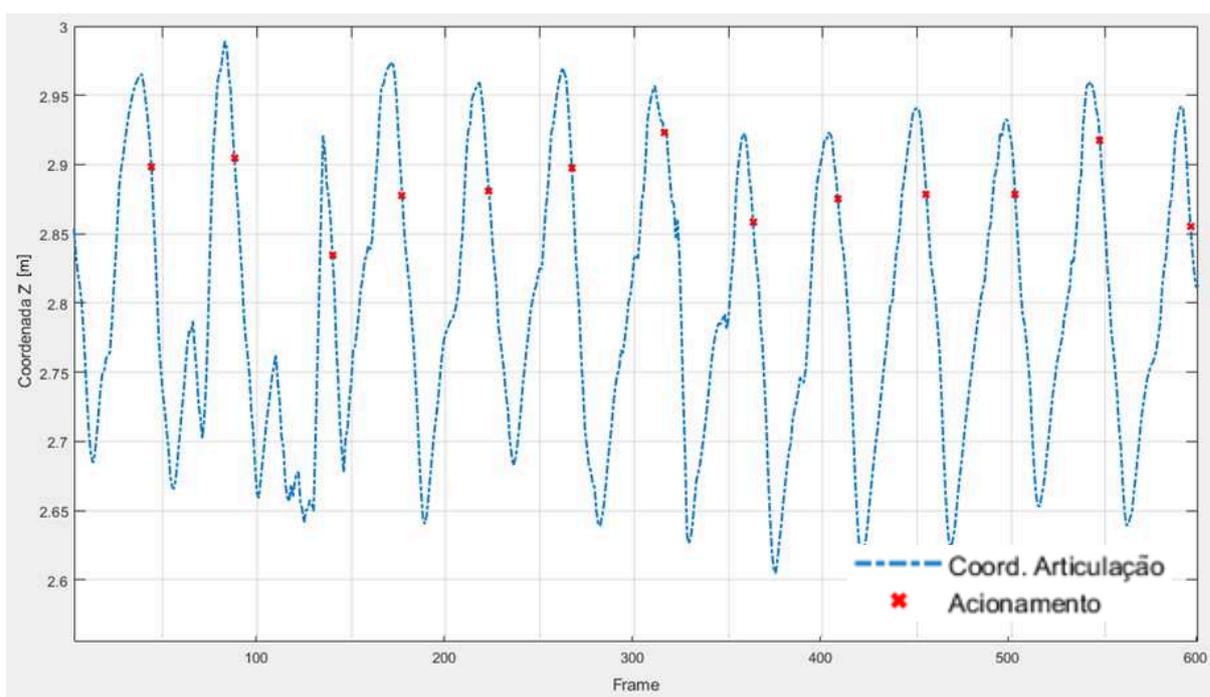


Figura 6.14: Teste Experimental do Participante 3 do Grupo de Marcha Patológica.

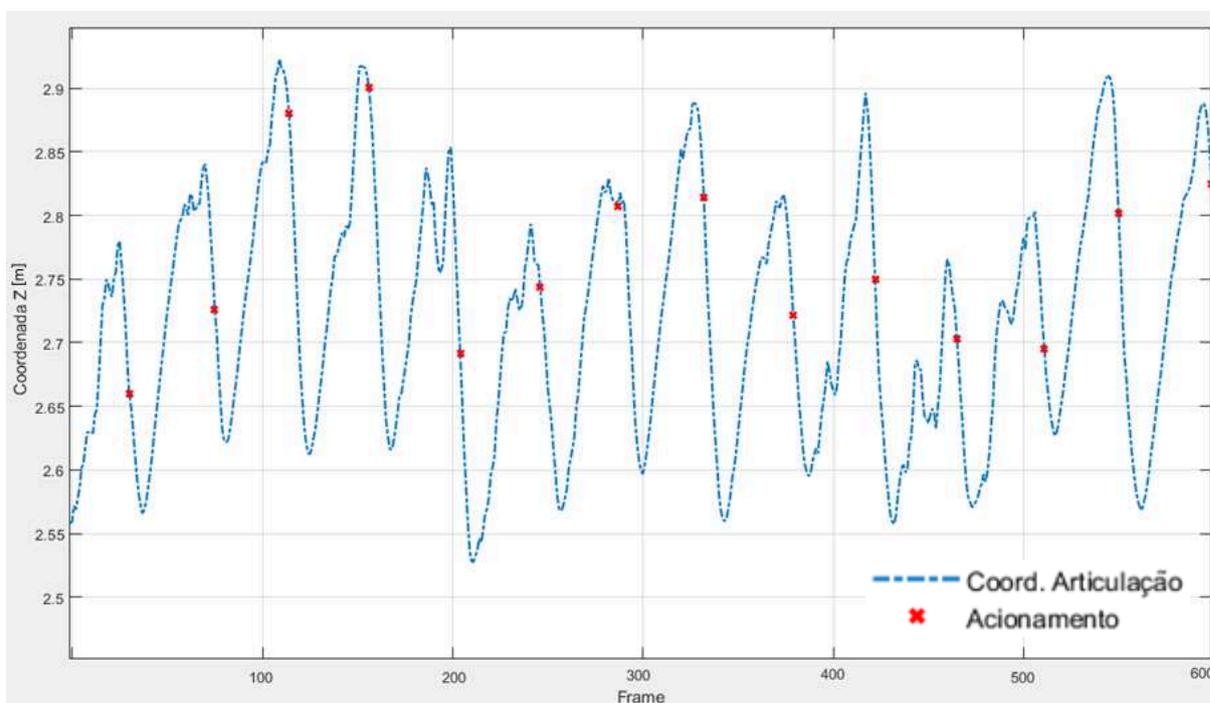


Figura 6.15: Teste Experimental do Participante 4 do Grupo de Marcha Patológica.

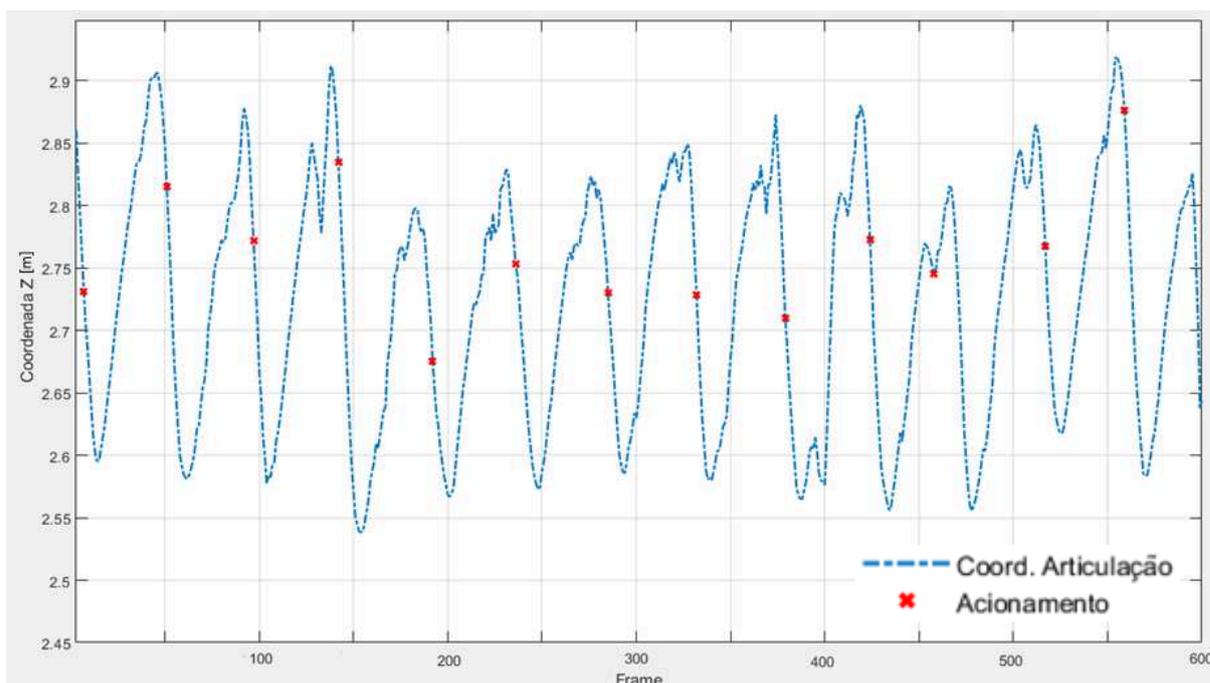


Figura 6.16: Teste Experimental do Participante 5 do Grupo de Marcha Patológica

No entanto, apesar das diferenças nos ciclos da marcha, o sistema acionou em pelo menos 3 frames após o ponto de maior amplitude, apresentando apenas um erro de acionamento para o participante 5 no seu décimo primeiro ciclo de marcha que ocorreu por falha de inferência do Kinect.

A Figura 6.17 apresenta o problema no acionamento do sistema. Os tornozelos do paciente estão bem próximos dificultando a correta leitura da articulação pelo Kinect. Mesmo assim, o acionamento acontece na fase ideal. Deve-se destacar que com o suporte a ser utilizado na estrutura HOPE-G, que suporta o paciente por baixo com um assento de bicicleta/monociclo, as pernas dos pacientes serão automaticamente melhores separadas dificultando o acontecimento deste problema.



Figura 6.17: Problema na movimentação da marcha do paciente

As Figuras 6.18 a 6.20 correspondem a detalhes do ciclo da marcha do participante da pesquisa com marcha patológica 3. Enquanto o membro encontra-se na fase de apoio, Fig. 6.18(b), correspondendo à bola azul na Fig. 6.18(a), a coordenada Z da articulação do tornozelo aumenta.

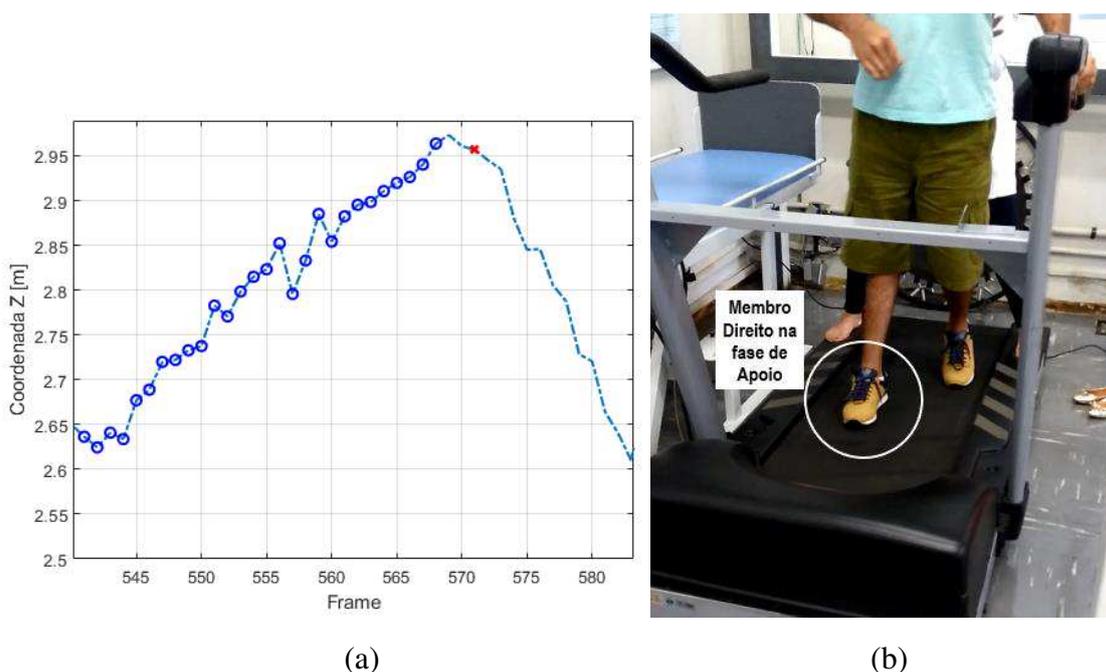


Figura 6.18: Detalhe da fase de apoio. (a) Desenvolvimento da coordenada da articulação do tornozelo para o participante da pesquisa com marcha patológica 3. (b) Frame de vídeo.

Quando o membro atinge a máxima distância em relação á coordenada Z, Fig. 6.19(b), representado pelo quadrado em vermelho, Fig. 6.19(a), o algoritmo verifica se corresponde realmente a um máximo a partir das coordenadas armazenadas e as que virão em seguida. Verificando que o ponto em questão correspondia a um de máxima amplitude, o sistema aciona o basculamento, representado pelo x em vermelho.

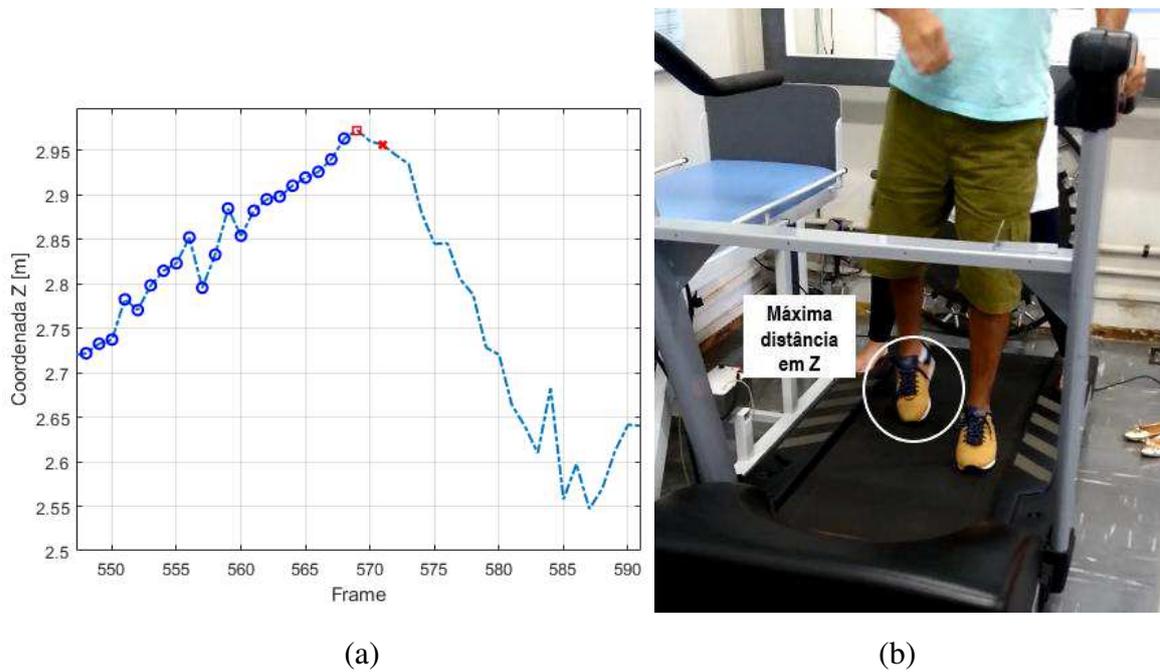


Figura 6.19: Detalhe da fase de distância máxima. (a) Ponto de máxima amplitude representado pelo quadrado em vermelho 3. (b) Frame de vídeo na máxima amplitude.

Os pontos seguintes correspondem ao desenvolvimento da articulação na fase de balanço, triângulo em ciano na Fig. 6.20.

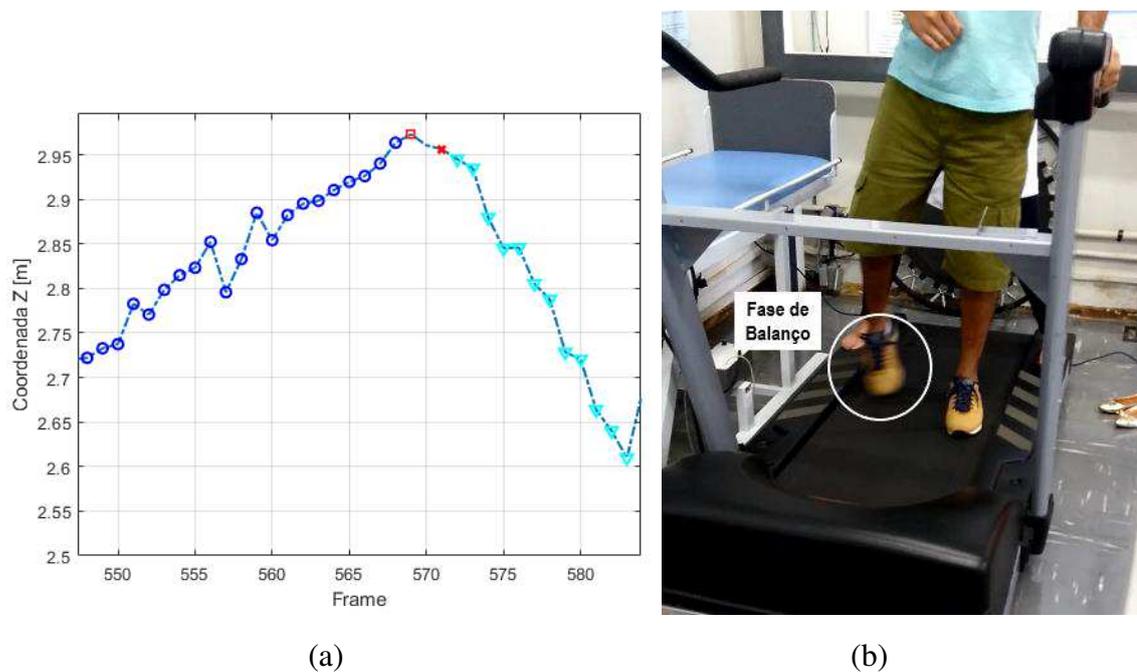


Figura 6.20: Detalhe da fase balanço. (a) Os triângulos em ciano representam pontos em que o membro se encontra na fase de balanço. (b) Frame de vídeo do membro em balanço.

Em relação aos testes com os participantes da pesquisa, tanto com marcha saudável quanto com marcha patológica, observou-se que a necessidade de região sem movimentação de outras pessoas é importante, apesar da fixação do índice do paciente, o mesmo perde a referência com o passar contínuo de diferentes pessoas em volta. Além disso, tal região deve estar totalmente preparada com um suporte e uma esteira própria, visto que as utilizadas nos testes possuíam painéis frontais que foram retirados, além de um suporte para o peso do corpo que além de manter o equilíbrio durante os testes, os torna seguros quanto a quedas, tais problemas serão sanados com a construção da estrutura HOPE-G. Além disso, apenas pacientes que possuem certo grau de mobilidade, capazes de caminhar na esteira sem dores insuportáveis, puderam realizar os testes sem maiores dores ou transtornos.

Além do mais, o sistema de validação não pode ser utilizado para os participantes da pesquisa com marcha patológica, assim, a determinação exata dos momentos de acionamento e os de perda de contato foi realizada de modo visual a partir das filmagens e da análise dos gráficos obtidos. Todos os gráficos relacionados com os frames de vídeo para os participantes da pesquisa com marcha patológica encontram-se no Apêndice H.

6.3.Determinação do desenvolvimento angular das articulações

Além dos dados obtidos para acionamento do sistema, o sistema sem marcadores também pode ser utilizado para salvar as coordenadas articulares e obter o desenvolvimento angular das articulações. Para isso, conjuntamente com o rastreamento das coordenadas articulares do tornozelo, as outras articulações que fazem parte do processo de marcha são rastreados e seus dados armazenados para que seja possível, entre as sessões de fisioterapia do paciente, determinar a sua evolução. A Figura 6.21, corresponde ao desenvolvimento da coordenada articular do joelho do participante da pesquisa com marcha saudável 5 durante o teste com velocidade de 2,4 km/h.

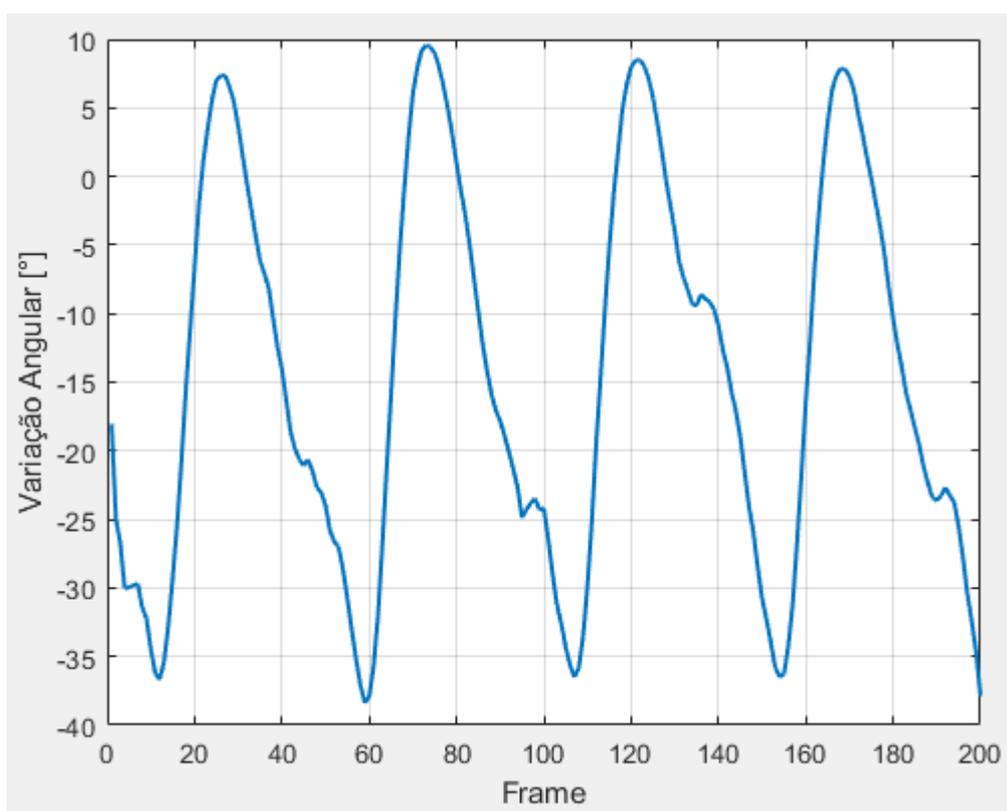


Figura 6.21: Variação Angular da articulação do Joelho de um dos Participantes da Pesquisa.

6.4. Comentários

Neste capítulo foram apresentados os dados referentes aos testes experimentais realizados em dois grupos, no grupo dos participantes da pesquisa de marcha saudável e no grupo dos participantes da pesquisa de marcha patológica. Em ambos os casos se observou que o sistema sem marcadores reconheceu e acionou em todos os ciclos de marcha, na grande maioria dos casos, no momento ótimo, pré-determinado no algoritmo.

A única falha que ocorreu nos voluntários saudáveis não inviabiliza o uso do sistema, correspondendo ao acionamento na faixa não desejada. A falha no paciente 5 foi devido a não separação correta das pernas durante a marcha. Esta falha será minimizada com a utilização do suporte em desenvolvimento da estrutura HOPE-G.

CAPÍTULO VII

CONCLUSÕES

As incapacidades causadas por doenças tanto crônicas, quanto sequelas de lesões neurológicas ou de acidentes, dificultam a vida das pessoas prejudicando a sua capacidade de realizar tarefas antes rotineiras, mas que agora se tornam incapazes sem o auxílio de outras pessoas. Dentre estas tarefas, a capacidade de se locomover de um lado para o outro torna-se um trabalho de grande gasto energético, quase sempre mais difícil ainda devido as condições das calçadas e passeios dos perímetros urbanos.

Assim, surgem os procedimentos de reabilitação, que visam auxiliar o deficiente na sua recuperação física e psicológica, no intuito de reintegrá-lo novamente na sociedade.

Durante os procedimentos de reabilitação, vários movimentos devem ser realizados diversas vezes, em várias repetições e amplitudes diferentes, assim, há a possibilidade de utilização de estruturas robóticas para auxiliar o profissional da saúde a realizar estas tarefas.

Tendo como base estes precedentes, e de que uma das maiores incapacidades está relacionada com a de movimentação de um lugar ao outro, este trabalho teve como objetivo principal o estudo e desenvolvimento de um sistema de controle sem marcadores, para ser utilizado em uma nova estrutura robótica de reabilitação da marcha humana, denominada HOPE-G.

Um sistema de controle sem marcadores, *markerless system*, consiste na utilização apenas dos movimentos do corpo humano para acionar a estrutura de reabilitação, sendo assim sem a utilização de sensores acoplados aos membros dos pacientes, como exoesqueletos, que podem demandar calibração do sistema e demora para se inicializar o procedimento de reabilitação, além de causar desconforto para o paciente e dores.

A ideia principal deste sistema consiste na utilização do Microsoft Kinect v2 como base do sistema de controle, devido ao seu menor custo, quando comparado com outros sistemas atualmente no mercado, precisão e facilidade de utilização. O mesmo tem a capacidade de reconhecer e rastrear 25 articulações do corpo e foi utilizado conjuntamente com o Matlab para que fosse possível identificar os dados das articulações referentes à Marcha Humana, além de analisar e determinar as melhores abordagens para o controle do sistema.

Dentre as abordagens possíveis, observou-se que a utilização da coordenada de profundidade do tornozelo é a melhor opção, pois além de possuir uma alta precisão comparada às outras articulações que fazem parte do ciclo da marcha, possui um padrão simples e seu ponto de máxima amplitude de afastamento está intimamente ligado com o início da fase de balanço do membro, correspondente ao ponto em que o mesmo perde o contato com o solo.

No intuito de testar a validade e confiabilidade do sistema e da abordagem utilizada, desenvolveu-se um sistema de validação baseado em *footswitches* que foi fixado na perna dos indivíduos saudáveis e enviou, simultaneamente ao processo de aquisição de dados pelo Microsoft Kinect, informações referentes ao estado de contato dos sensores, um fixado no antepé e outro no calcanhar. O estado ótimo de acionamento do sistema corresponde ao momento imediatamente após a ausência de contato em ambos os sensores.

Testes experimentais foram realizados com grupos de marcha saudável e marcha patológica no intuito de verificar o comportamento do sistema de controle sem marcadores.

Nos testes realizados, os participantes da pesquisa com marcha saudável foram colocados para caminhar em uma esteira ergométrica nas velocidades de 1,0 km/h, 1,6 km/h, 2,4 km/h e 3,0 km/h, durante os testes, os mesmos afirmaram uma dificuldade de locomoção nas velocidades mais baixas, devido à diferença em relação à velocidade normal de marcha. Nestes testes, observou-se que o algoritmo desenvolvido acionou o sistema de basculamento em média, no pior caso, até 0,12 segundos após o início da fase de balanço, correspondendo a cerca de apenas 3 frames de diferença. Além disso, o sistema foi acionado em todos os ciclos

de marcha rastreados. E, para um teste ANOVA, obteve-se que é possível dizer que a média da diferença entre frames entre as velocidades de 1,6 km/h, 2,4 km/h e 3,0 km/h podem ser consideradas as mesmas para um nível de significância de 4,35%, valor-p da ANOVA que corresponde ao nível de significância necessário para se aceitar a hipótese nula de que as médias são iguais.

Nos testes experimentais com o grupo de participantes da pesquisa com marcha patológica, apesar da não possibilidade de utilização do dispositivo de validação, foi possível observar que o sistema sem marcadores conseguiu rastrear as articulações da marcha e verificou-se que em apenas um dos testes houve uma falha, devido a marcha patológica do paciente.

Além disso, com o sistema sem marcadores é possível armazenar os dados das articulações e determinar seu desenvolvimento angular, sendo assim possível identificar a evolução do paciente no tratamento.

Em resumo, a utilização de um sistema sem marcadores torna-se uma opção quando se quer retirar a influência de exoesqueletos/marcadores e evitar problemas relacionados à calibração, demora para inicialização dos procedimentos de reabilitação e até mesmo causar desconforto ou dores para os pacientes. A ideia principal por trás do sistema é acionar o sistema basculante das esteiras bipartidas de uma nova estrutura robótica que está sendo desenvolvida sem a utilização de qualquer sensor fixado no corpo do paciente, utilizando assim seus próprios movimentos. Verificou-se que a utilização do Microsoft Kinect v2 é uma boa opção devido sua facilidade de uso e preço, verificando que o algoritmo desenvolvido foi capaz de identificar a marcha de pessoas saudáveis e patológicas em todos os casos e ainda, verificou-se que o tempo médio máximo, no pior caso, ocorreu cerca de 0,12 segundos para os participantes saudáveis e que para os participantes patológicos é de pelo menos 3 frames após o ponto de máxima amplitude. Além disso, é possível identificar o desenvolvimento das articulações devido à capacidade de rastrear e armazená-las para uso nos protocolos de tratamento do paciente.

Os problemas/limitações encontrados correspondem à falta de um local reservado e de uma estrutura própria com uma esteira e sistema de sustentação preparados para qualquer pessoa que possa realizar os procedimentos, problemas esses que serão sanados com a construção da estrutura HOPE-G.

Dentre os trabalhos futuros sugeridos, tem-se composição da estrutura com o sistema sem marcadores em si e a possibilidade de mudança de hardware/software utilizado para o rastreamento das articulações, visto que a Microsoft encerrou a produção do Microsoft Kinect v2.

CAPÍTULO VIII

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AHMED, F.; PAUL, P. P.; GAVRILOVA, M. L.; **Kinect-based gait recognition using sequences of the most relevant joint relative angles.** JWSCG. 2015.

ALCÂNTARA, C. B. de. et al. **Tratamento Neuroevolutivo - Conceito Bobath.** Cap. 20.

ARAÚJO, A. G., NARDINI, A. L., BARROS, R. M. L. **Descrição da Movimentação Geral do Corpo, aplicada à Marcha Patológica.** 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. 2008.

BARBOSA, A. M. **Desenvolvimento de uma Estrutura Robótica Atuada por Cabos para Reabilitação do Membro Inferior Humano.** 2013. 118f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Co-Orientador: Rogério Sales Gonçalves.

BERNAL, L. **Evaluación de la marcha normal y patológica. Reeduación en las diferentes patologias.** 2008.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. Diretrizes de atenção à reabilitação da pessoa com acidente vascular cerebral / Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde, Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. – Brasília: Ministério da Saúde, 72p, 2013.

CARVALHO, J. C. M.; GONÇALVES, R. S. **Desenvolvimento de uma estrutura robótica paralela atuada por cabos para reabilitação dos movimentos do ombro.** In: VI Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2010, Campina Grande, PB. VI Congresso Nacional de Engenharia Mecânica.

CENSO IBGE, 2010:
ftp://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo_Demografico_2010/Caracteristicas_Gerais_Religio_Deficiencia/tab1_3.pdf>. Acesso em: 14/07/2017.

CHUNG, T. M.; **Avaliação cinética e cinemática da marcha de adultos do sexo masculino.** *Acta Fisiátrica* 7, 2000.

Como corrigir o pé equino na paralisia cerebral? Disponível em:
<http://www.criancaesaude.com.br/paralisia-cerebral/drmrangel/como-corriger-o-pe-equino-na-paralisia-cerebral/>>. Acesso em 28/04/2018.

Conheça os sintomas do mal de Parkinson. Disponível:
<http://www.brasil.gov.br/saude/2014/10/conheca-os-sintomas-do-mal-de-parkinson>>. Acesso em: 20/01/2018.

DIAZ, I. GIL J. J., SANCHEZ E. **Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges**, *Journal of Robotics*, 2011. <https://doi.org/10.1155/2011/759764>

DOBKIN B., P. DUNCAN, **Should Body Weight-Supported Treadmill Training and Robotic-Assistive Steppers for Locomotor Training Trot Back to the Starting Gate?** *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 26, no. 4, pp. 308-317, 2012. <https://doi.org/10.1177/1545968312439687>

DONALD et al. **Heart disease and stroke statistics - 2010 update a report from the american heart association.** *Circulation*, 121(7):e46-e215, February 2010. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.109.192667>

DORSEY, E.R., CONSTANTINESCU, R., THOMPSON, J.P. et al.; **Project number of people with Parkinson disease in the most populous nations, 2005 through 2030.** *Neurology*, 2007. <https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000247740.47667.03>

DUNCAN P. W., K. J. SULLIVAN, A. L. BEHRMAN, S. P. AZEN, S. S. WU, S. E. NADEAU, B. H. DOBKIN, D. K. ROSE, J. K. TILSON, and others, **Protocol for the Locomotor Experience Applied Post-stroke (LEAPS) trial: a randomized controlled trial**, *BMC Neurol.*, vol. 7, no. 1, 2007. <https://doi.org/10.1186/1471-2377-7-39>

DUNCAN, P. W., K. J. SULLIVAN, A. L. BEHRMAN, S. P. AZEN, S. S. WU, S. E. NADEAU, B. H. DOBKIN, D. K. ROSE, J. K. TILSON, S. CEN, S. K. HAYDEN, **Body-Weight-Supported Treadmill Rehabilitation after Stroke**, *N. Engl. J. Med.*, vol. 364, no. 21, pp. 2026-2036, 2011. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa1010790>

EDWARD C. S., CHANDRAMOULI K., SANDEEP P. K., **Emerging Treatments for Motor Rehabilitation After Stroke.** *The Neurohospitalist.* Vol. 5(2) 77-88, 2015. <https://doi.org/10.1177/1941874414561023>

FALOPPA, F.; ALBERTONI, W. M.; **Ortopedia e Traumatologia.** Manole, 2008.

GEERSE D. J.; COOLEN, B.H.; ROERDINK M.; **Kinematic Validation of a Multi-Kinect v2 Instrumented 10-Meter Walkway for Quantitative Gait Assessments.** *PLoS ONE 10*, 2015. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0139913>

G-EO System™: World's Most Versatile Gait Trainer. Disponível: <https://www.rehatechnology.com/images/products/GEOSystem/G-EO-System-Brochure_1703_EN_web.pdf>. Acesso em: 12/11/2017.

GONÇALVES R. S., KREBS H. I. **MIT-Skywalker: Considerations on the Design of a Body Weight Support System, Submitted to Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation,** 2017. <https://doi.org/10.1186/s12984-017-0302-6>

GONÇALVES, R. S., HAMILTON T., DAHER A. R., HIRAI H., KREBS H. I., **MIT-Skywalker: Evaluating Comfort of Bicycle/Saddle Seat.** Submitted to 2017 IEEE-RAS-EMBS International Conference on Rehabilitation Robotics, 2017. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009300>

GONÇALVES, R. S.; RODRIGUES, L. A. O. **Desenvolvimento de Jogos Aplicados a Reabilitação do Membro Superior Humano.** In: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014, Uberlândia. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014.

HESSE S., **Treadmill training with partial body weight support after stroke: A review.** *NeuroRehabilitation* 22, 1-11, 2007.

HOGAN N., STERNAD D., **Dynamic primitives of motor behavior,** *Biol. Cybern.*, vol. 106, no. 11–12, pp. 727–739, 2012. <https://doi.org/10.1007/s00422-012-0527-1>

IÑAKI D., J. J. GIL, E. SÁNCHEZ, **Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges,** *Journal of Robotics*, vol. 2011, Article ID 759764, 11 pages, 2011.

INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TODD, F.; **Human Walking.** Williams & Wilkins, Baltimore. 1981.

KAHN JH, HORNBY TG. **Gait Symmetry Adaptations Following Unilateral Step Training in Hemiparesis.** In *Physical Therapy*, 2009, vol. 89, no. 5, p.474-483. <https://doi.org/10.2522/ptj.20080237>

KNUDSON, D.; **Fundamentals of Biomechanics.** Second Edition. Springer. 2003. <https://doi.org/10.1007/978-1-4757-5298-4>

KWAKKEL, G., DE GOEDE, C.J.T., VAN WEGEN, E.E.H. **Impact of physical therapy for Parkinson's disease: A critical review of the literature.** *Parkinsonism and Related Disorders*, 2007. [https://doi.org/10.1016/S1353-8020\(08\)70053-1](https://doi.org/10.1016/S1353-8020(08)70053-1)

LATASH, M. L., ZATSIORSKY V. M. **Classics in Movement Science.** Human Kinectis, 2001.

LEIGHTLEY, D.; YAP, M. H.; COULSON, J.; BARNOUIN, Y.; MCPHEE, J. S.; **Benchmarking human motion analysis using Kinect one: na open source dataset.** Em: *Proceeding of APSIPA*, 2015.

LIM, D.; KIM, C; JUNG, H.; CHUN, K.; **Use of the Microsoft Kinect system to characterize balance ability during balance training.** *Clin Interv Aging*. 2015.

LO, A.C., et al. **Reduction of freezing of gait in Parkinson's disease by repetitive robot-assisted treadmill training: a pilot study.** *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2010. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-7-51>

MAGEE, D. J. **Avaliação Musculoesquelética.** Manole, 4ª ed., 2005.

MARRERO, R. C. M.; RULL, I. M. **Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor.** Elsevier, 2007.

MEHRHOLZ, J.; POHL, M.; ELSNER. B.; **Treadmill training and body weight support for walking after stroke.** *The Cochcrane Database of Systematic Reviews*. Vol 1. 2014.

Microsoft Kinect. Disponível em: <<https://developer.microsoft.com/pt-br/windows/kinect>>. Acesso em 15/04/2018.

MIOT, H. A. **Tamanho da amostra em estudos clínicos e experimentais.** *Editorial*. 2011.

MIZRAHI, J.; SOLZI, P.; RING, H.; NISELL, R.; **Postural stability in stroke patients: Vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces.** *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 27, no. 2, pp. 181–190, 1989. <https://doi.org/10.1007/BF02446228>

MOZAFFARIAN D. et al.; **On behalf of the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee.** Heart disease and stroke statistics—2016 update: a report from the American Heart Association. *Circulation*. 2016. <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000350>

MUYBRIDGE, E.; **The Human Figure in Motion. An Electrophotographic Investigation of Consecutive Phases of Muscular Actions.** Third impression. London, 1907. pp. 12-15.

NEUMANN, D. A. **Kinesiology of the musculoskeletal system.** Mosby Inc, St. Louis, 2002.

Noraxon Products. Disponível em <<https://www.noraxon.com/product/footswitch-fsrs-inline/>>. Acesso em 20/01/2018.

NUNES, W. M.. **Desenvolvimento de uma Estrutura Robótica para Reabilitação dos Movimentos do Ombro.** 2012. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Uberlândia, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior. Co-Orientador: Rogério Sales Gonçalves.

Organização Mundial da Saúde. Disponível: < <http://www.who.int/>> . Acesso em: 12/11/2017.

PAUL J. P.; **The history of musculoskeletal modelling in human gait.** Theoretical Issues in Ergonomics Science, 6:3-4, 217-224. 2005. <https://doi.org/10.1080/14639220512331329464>

PERRY, J. **Análise da Marcha: Marcha Normal.** Manole, São Paulo. 2005.

PRAT, J. **Biomecánica de la marcha humana normal y patológica.** Instituto de Biomécanica de Valencia, 1993.

Reabilitação após lesão muscular. Disponível em: <<https://www.emaze.com/@ALOWRFFQ>>. Acesso em 28/04/2018.

REISMAN DS, BASTIAN AJ, MORTON SM. **Neurophysiologic and rehabilitation insights from the split-belt and other locomotor adaptation paradigms.** In Physical Therapy, 2010, vol. 90, no. 2, p.187-195, p.193.

RICO, C. L. **Marcha Normal e Patológica: Estudo Teórico e Experimental de uma Órtese de Tornozelo e Pé.** 2014. 113 f. Dissertação de Mestrado – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto.

ROMEI, M.; GALLI, M.; MOTTA, F.; *et al.* **Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology.** *Gait and Posture*, 2004. V. 19. p. 85-90. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00017-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00017-1)

ROSE J. *et al.*, **Postural balance in children with cerebral palsy.** *Dev. Med. Child Neurol.* , vol. 44, no. 1, pp. 58–63, 2002. <https://doi.org/10.1017/S0012162201001669>

SACCO, I.C.N.; TANAKA, C. **Cinesiologia e Biomecânica dos Complexos Articulares.** Guanabara Koogan, Rio de Janeiro. 2008.

Safe and Free overground gait training. Disponível: <https://www.hocoma.com/solutions/andago/>. Acesso em 12/11/2017.

SAVITT, J. M., DAWSON, V. L., DAWSON, T. M. **Diagnosis and treatment of Parkinson disease: molecules to medicine.** *The Journal of Clinical Investigation*, Volume 116, Number 7. July 2006. <https://doi.org/10.1172/JCI29178>

SCHAAL S., D. STERNAD, R. OSU, KAWATOM.. **Rhythmic arm movement is not discrete.** *Nat. Neurosci.*, vol. 7, no. 10, pp. 1136–1143, 2004. <https://doi.org/10.1038/nn1322>

SUSKO T. G., **MIT Skywalker: a novel robot for gait rehabilitation of stroke and cerebral palsy patients**, Thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2015.

SUSKO T., KREBS H. I. **MIT-Skywalker: A novel environment for neural gait rehabilitation, in Biomedical Robotics and Biomechatronics.** 2014.5th IEEE RAS & EMBS International Conference on, 2014, pp. 677–682.

SUSKO. T.; SWAMINATHAN K.; KREBS H. I. **MIT-Skywalker: A Novel Gait Neurorehabilitation Robot for Stroke and Cerebral Palsy.** *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, V. 24, n 10, 1089-1099, 2016. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2016.2533492>

VUGHAN, C. L.; DAVIS B. L.; O'CONNOR, J. C.; **Dynamics of Human Gait.** 2ª Edição. Kiboho Publishers, South Africa. 153p. 1992.

XU, X.; MCGORRY, R. W.; CHOU L.-S.; J-h, L.; C-CHI, C.; **Accuracy of the Microsoft Kinect for measuring gait parameters during treadmill walking.** *Gait Posture*. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.002>

YANG, L.; **3D Sensing and Tracking Human Gait**. 2015. 86 f. Thesis – School of Electrical Engineering and Computer Science. University of Ottawa.

YANG, L.; ZHANG, L.; DONG, H.; ALELAIWAI, A.; EL SADDIK, A.; **Evaluating and Improving the Depth Accuracy of Kinect for Windows v2**. *IEEE Sensors Journal*. 2015. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2015.2416651>

APÊNDICES

Capítulo A APÊNDICE A – Programa em Matlab

```

clc; clear all; close all; imagreset;

%% Retorna informações relacionadas à aquisição via Kinect
info = imaqhwinfo('kinect');

%% Cria os objetos de color e depth do tipo videoinput
colorVid = videoinput('kinect',1);
depthVid = videoinput('kinect',2);

%% Configurações de Trigger
triggerconfig(depthVid, 'manual');
depthVid.FramesPerTrigger = 1;
depthVid.TriggerRepeat = inf;

%% Define a fonte de recepção de dados e configura o sensor de
% profundidade para retornar as coordenadas das articulações
depthSrc = getselectedsource(depthVid);
depthSrc.EnableBodyTracking = 'on';

%% Configura a comunicação Serial
s = serial('COM4');
s.InputBufferSize = 1;
s.TimeOut = 0.01;
pause(1)

%% Teste da aquisição do sensor de profundidade
start(depthVid);
preview(depthVid);
pause(2)
stoppreview(depthVid);
closepreview(depthVid);

%% Teste de aquisição do sensor de cor
start(colorVid);
preview(colorVid);
pause(5)
stoppreview(colorVid);
closepreview(colorVid);

%% Inicializa os vetores, alocando espaço na memória
n = 1000; % Número de Frames
data_13 = zeros(n,3); % Vetor Referente à coordenada da articulação do
Quadril Esquerdo
data_14 = zeros(n,3); % Vetor Referente à coordenada da articulação do
Joelho Esquerdo
data_15 = zeros(n,3); % Vetor Referente à coordenada da articulação do
Calcânhar Esquerdo
data_17 = zeros(n,3); % Vetor Referente à coordenada da articulação do
Quadril Direito

```

```

data_18 = zeros(n,3); % Vetor Referente à coordenada da articulação do
Joelho Direito
data_19 = zeros(n,3); % Vetor Referente à coordenada da articulação do
Calcânhar Direito

datafsr = zeros(n,1); % Vetor referente ao sensor FSR

fopen(s) % Inicia a Comunicação Serial

%% Inicialização de Variáveis Auxiliares
acionado = -100*zeros(1,1000);
j=1;
flagMAX = 0;
flagDOWN = 0;

for(i=1:n)
    tic;

    [~,data] = getsnapshot(depthVid); % Obtém os dados das articulações em
um frame
    depthMetaData = data;
    [Y, I] = max(depthMetaData.BodyTrackingID); % Determina o índice dos
corpos rastreados
    frames(i) = i;

    if depthMetaData.IsBodyTracked == 0 % Caso haja falha de reconhecimento

        disp('##### FALHA NO RECONHECIMENTO #####')

    end
    data_13(i,:) = depthMetaData.JointPositions(13,:,I)'; % Armazena os
dados referentes à articulação do Quadril Esquerdo
    data_14(i,:) = depthMetaData.JointPositions(14,:,I)'; % Armazena os
dados referentes à articulação do Joelho Esquerdo
    data_15(i,:) = depthMetaData.JointPositions(15,:,I)'; % Armazena os
dados referentes à articulação do Tornozelo Esquerdo

    data_17(i,:) = depthMetaData.JointPositions(17,:,I)'; % Armazena os
dados referentes à articulação do Quadril Direito
    data_18(i,:) = depthMetaData.JointPositions(18,:,I)'; % Armazena os
dados referentes à articulação do Joelho Direito
    data_19(i,:) = depthMetaData.JointPositions(19,:,I)'; % Armazena os
dados referentes à articulação do Tornozelo Direito

    estado(i) = depthMetaData.JointTrackingState(19,I)';

    % ACIONAMENTO
    if i>3
        ds = (data_19(1:i,3));

        if(ds(i) > ds(i-1))
            flagMAX = flagMAX + 1;
            flagDOWN = 1;
        end
    end
end

```

```

    if(ds(i) <= ds(i-1))

        flagDOWN = flagDOWN+1;

        if(flagMAX > 10 && flagDOWN > 2)
            fprintf(s, '%d\n',4)
            acionado(j) = i;
            flagMAX = 0;
            flagDOWN=1;
        end
    end

end

if(i==acionado(j)+10)
    fprintf(s, '%d\n',1)
    j=j+1;
    pause(0.1)

end

if(i>1)
    if(s.BytesAvailable == 0) % Verifica se há bytes no buffer
        datafsr(i) = datafsr(i-1);
    else
        datafsr(i) = fread(s)-'0'; % `Recebe os dados da Comunicação
Serial
    end
else
    datafsr(1) = 4;
end

t(i) = toc;
end

fclose(s) % Finaliza a Comunicação Serial

GraficoMarcha(data_19(:,3), acionado, datafsr)

```

Capítulo B APÊNDICE B – Circuito Elétrico e Código Fonte do Arduino do Sistema de Validação

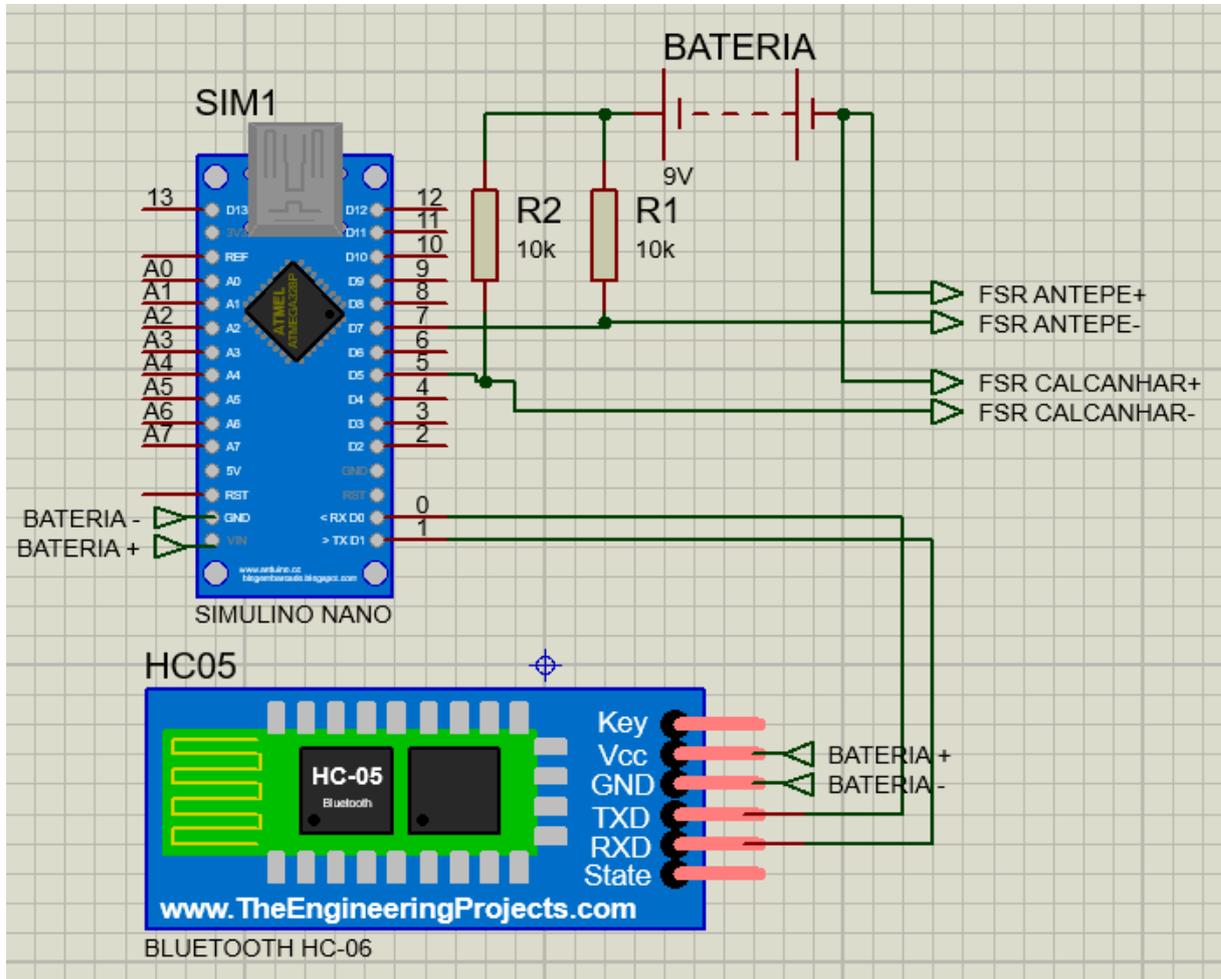


Figura B.1: Circuito do Sistema de Validação.

```
#include <SoftwareSerial.h>
int fsr = 5, fsr2 = 7, contato, contato2, op, op0 = 0;;
SoftwareSerial BT(10, 11); //RX e TX

void setup() {

  Serial.begin(9600);
  BT.begin(9600);
  pinMode(fsr, INPUT);
}

void loop() {

  contato = digitalRead(fsr);
  contato2 = digitalRead(fsr2);

  if (contato && contato2)
  {
    Serial.println(1);
  }
}
```

```
    op = 1;
}
if (contato && contato2 == 0)
{
    Serial.println(2);
    op = 2;
}
if (contato == 0 && contato2)
{
    Serial.println(3);
    op = 3;
}
if (contato == 0 && contato2 == 0)
{
    Serial.println(4);
    op = 4;
}
if (op != op0)
{
    BT.print(op);
    op0 = op;
    delay(10);
}
}
```

APÊNDICE C: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa intitulada “**Desenvolvimento de um sistema sem marcadores para controle de um dispositivo robótico para reabilitação da marcha humana**”, sob a responsabilidade dos pesquisadores Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves, UFU, Profa. Dra. Camilla Zamfolini Hallal, Me. Lucas Antônio Oliveira Rodrigues, UFU, Vitor Vieira Salim, UFU, Guilherme Ramalho Costa, UFU, Ítalo Siqueira Rodrigues, UFU, Vinicius Pompeu de Moraes, UFU.

Nesta pesquisa nós estamos buscando desenvolver um sistema de controle sem marcadores que será utilizado em uma nova estrutura robótica para a reabilitação da marcha humana, denominada HOPE-G. Um sistema de controle sem marcadores consiste na utilização apenas dos movimentos do corpo humano para acionar a estrutura de reabilitação, sendo assim sem a utilização de sensores acoplados aos membros, que podem causar desconforto e dores durante os procedimentos de reabilitação.

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será obtido pelo pesquisador Vitor Vieira Salim antes da coleta dos dados nas dependências da Clínica do Curso de Fisioterapia da UFU, situada na Av. Duque de Caxias, 285, Centro, Uberlândia – MG.

Na sua participação, você será submetido a uma caminhada em esteira com velocidade controlada, que será gravada e utilizada no desenvolvimento da pesquisa. Ressalta-se que após a utilização no trabalho, a gravação será excluída.

Em nenhum momento você será identificado. Os resultados da pesquisa serão publicados e ainda assim a sua identidade será preservada.

Você não terá nenhum gasto nem ganho financeiro por participar na pesquisa.

Os riscos consistem em quedas durante a caminhada, que serão minimizados utilizando-se apoios e suspensão para o indivíduo, bem como risco de identificação do participante.

Para evitar a identificação dos participantes, durante os testes, os dados coletados serão nomeados de maneira padrão e sistêmica, como “Dados do Participante X”, sendo X um número inteiro qualquer, além do mais, as gravações em vídeo serão feitas apenas do joelho para baixo, dificultando o reconhecimento dos participantes.

Durante os procedimentos, os pesquisadores se responsabilizarão pela integridade dos participantes da coleta, se comprometendo a oferecer serviço de urgência em caso de quedas, além do mais, todos os testes experimentais serão acompanhados por profissionais da área de saúde que trabalham na Clínica do Curso de Fisioterapia, local de realização dos testes.

A participação no presente estudo irá contribuir para o desenvolvimento de um novo equipamento/controle para reabilitação da marcha humana, além de conhecimento científico relacionado a estruturas de reabilitação que proporcionem um melhor procedimento de reabilitação.

Você é livre para deixar de participar da pesquisa a qualquer momento sem qualquer prejuízo ou coação. Até o momento da divulgação dos resultados, você também é livre para solicitar a retirada dos seus dados, devendo o pesquisador responsável devolver-lhe o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido assinado por você.

Uma via original deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com você.

Em caso de qualquer dúvida ou reclamação a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com: Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves, contato via (34) 9 9218 8095, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Av. João Naves de Ávila, 2121, Campus Santa Mônica, Uberlândia, MG. Você poderá também entrar em contato com o CEP - Comitê de Ética na Pesquisa com Seres Humanos na Universidade Federal de Uberlândia, localizado na Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco A, sala 224, *campus* Santa Mônica – Uberlândia/MG, 38408-100; telefone: 34-3239-4131. O CEP é um colegiado independente criado para defender os interesses dos participantes das pesquisas em sua integridade e dignidade e para contribuir para o desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos conforme resoluções do Conselho Nacional de Saúde.

Uberlândia, de de 20.....

Assinatura do(s) pesquisador(es)

Eu aceito participar do projeto citado acima, voluntariamente, após ter sido devidamente esclarecido.

Assinatura do participante da pesquisa

APÊNDICE D: Gráficos dos Testes Experimentais dos Participantes da Pesquisa com Marcha Saudável para a velocidade de 1,0 km/h

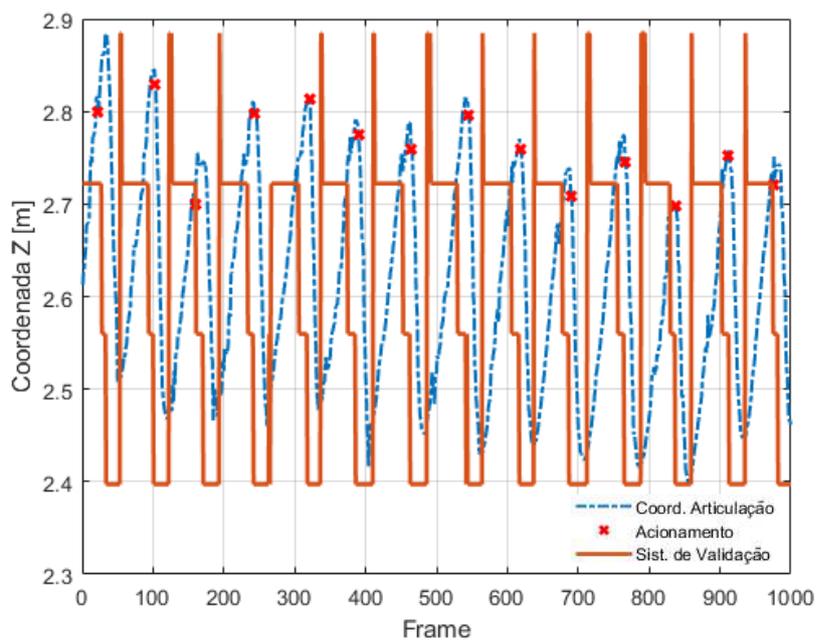


Figura D.1: Gráfico referente ao participante da pesquisa 1 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.

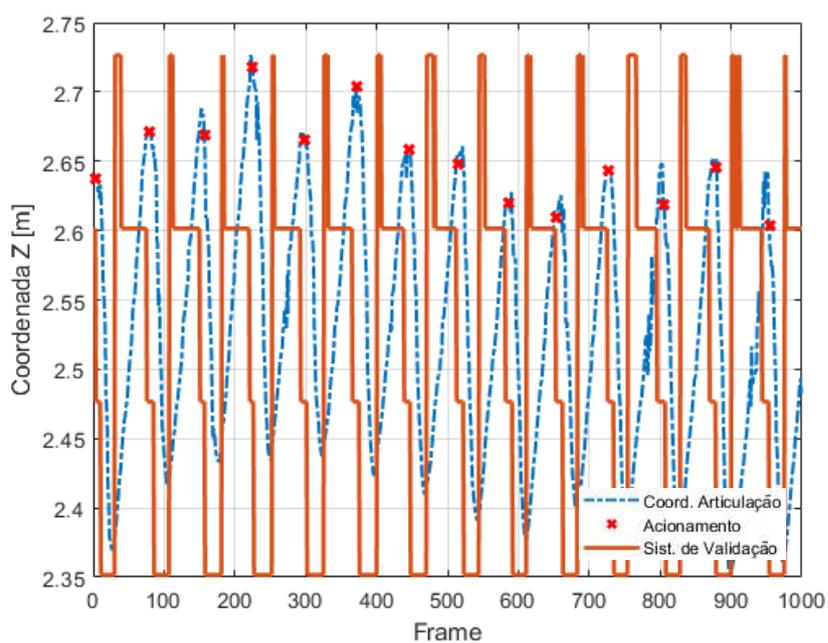


Figura D.2: Gráfico referente ao participante da pesquisa 2 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.

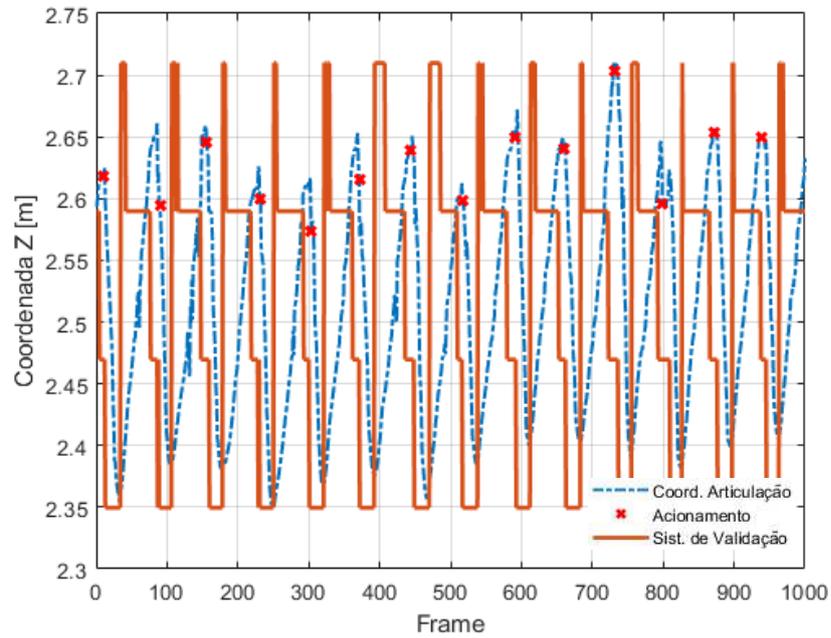


Figura D.3: Gráfico referente ao participante da pesquisa 3 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.

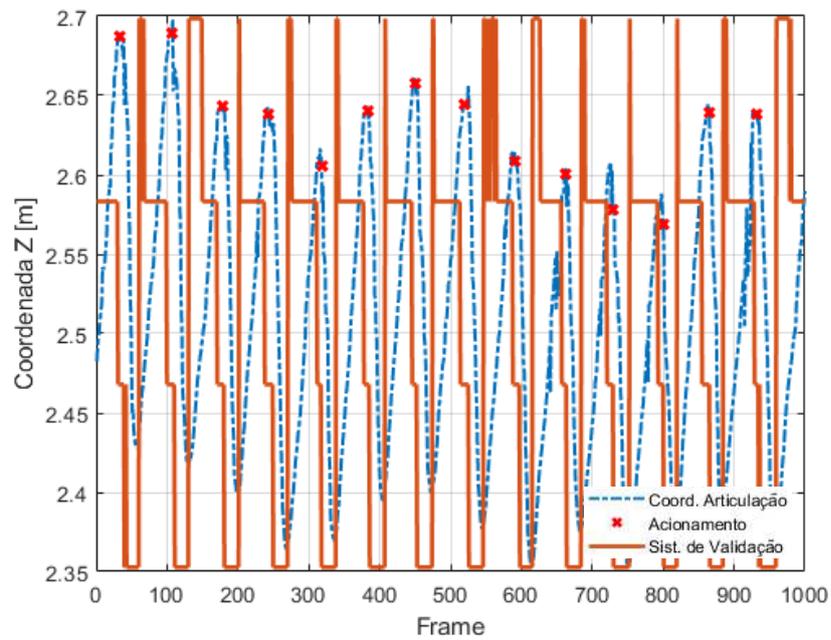


Figura D.4: Gráfico referente ao participante da pesquisa 4 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.

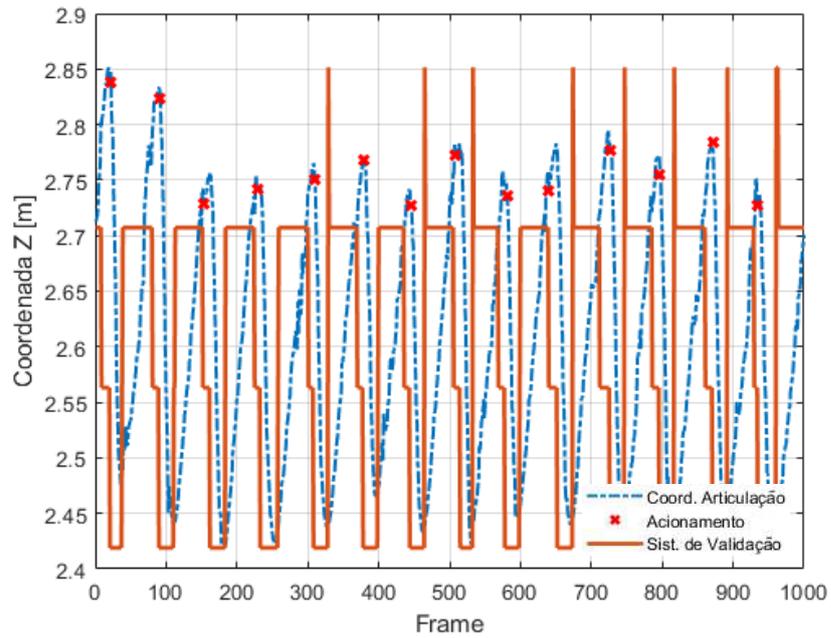


Figura D.5: Gráfico referente ao participante da pesquisa 5 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.

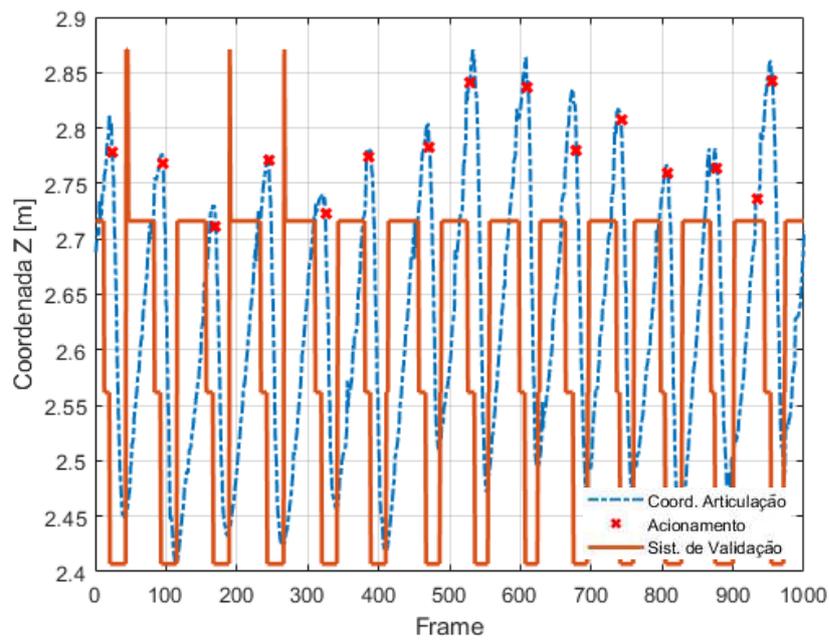


Figura D.6: Gráfico referente ao participante da pesquisa 6 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.

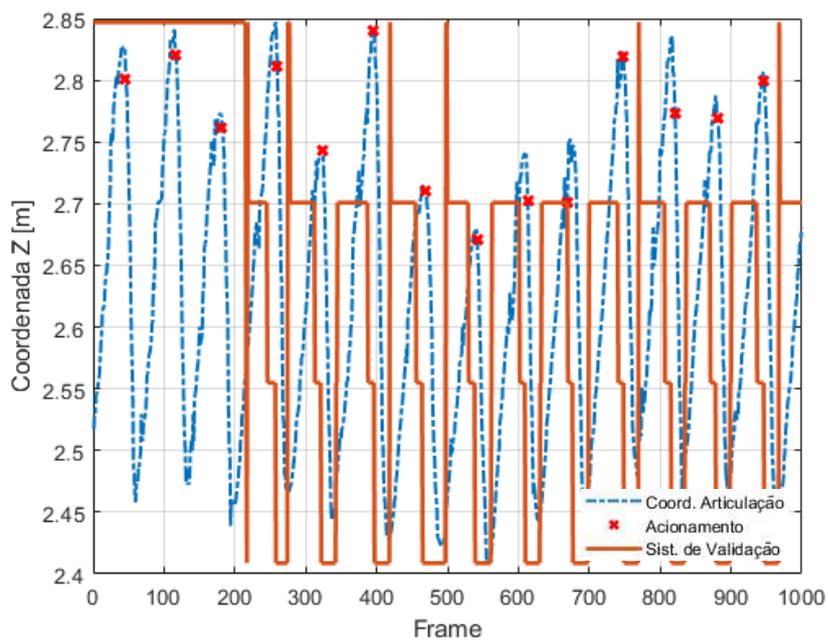


Figura D.7: Gráfico referente ao participante da pesquisa 7 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.

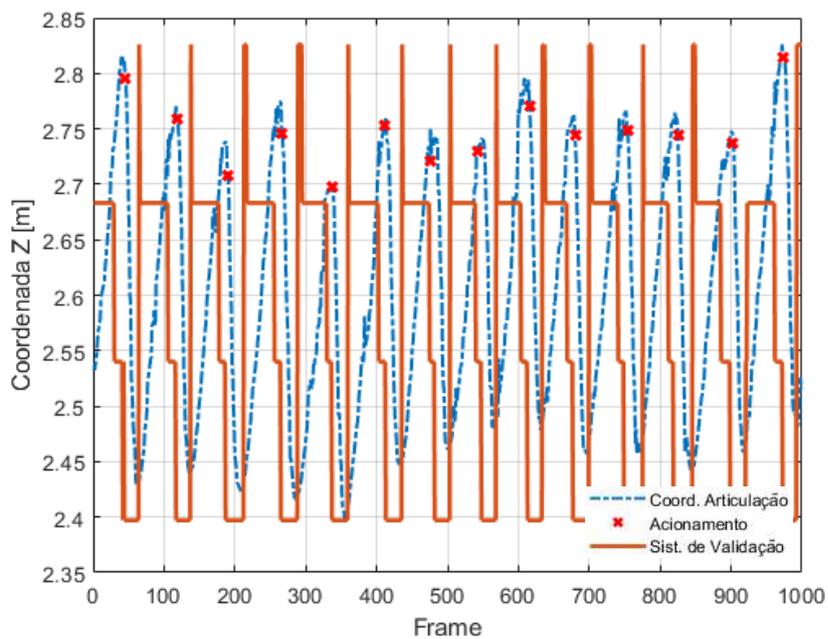


Figura D.8: Gráfico referente ao participante da pesquisa 8 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.

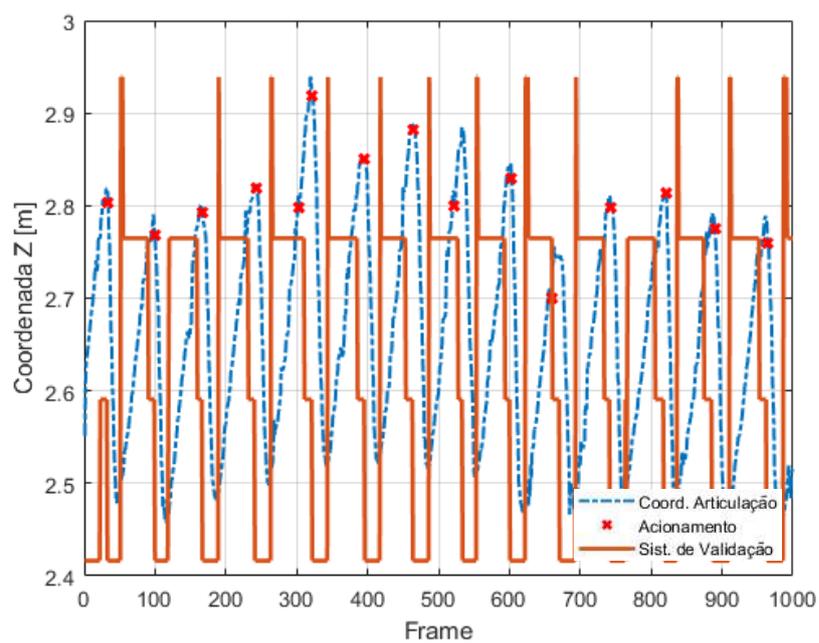


Figura D.9: Gráfico referente ao participante da pesquisa 9 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.

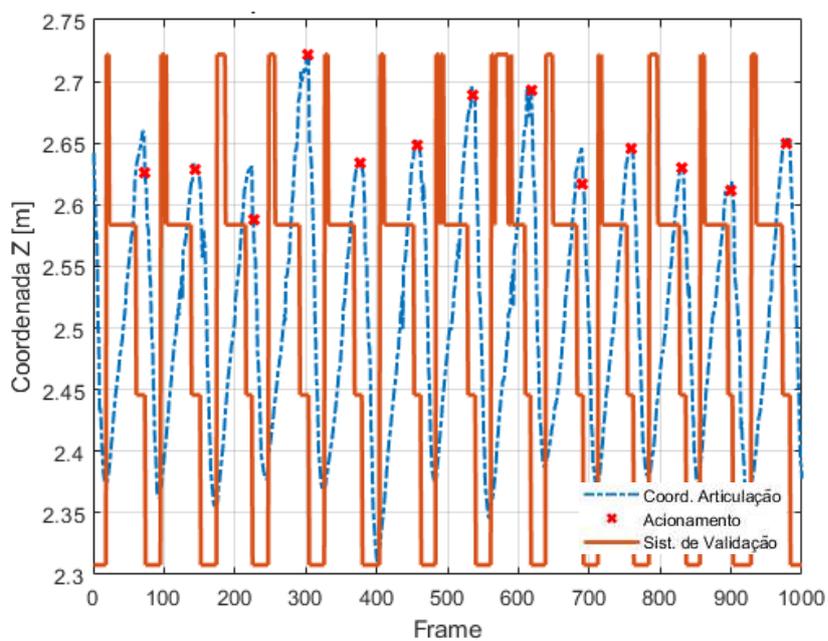


Figura D.10: Gráfico referente ao participante da pesquisa 10 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.

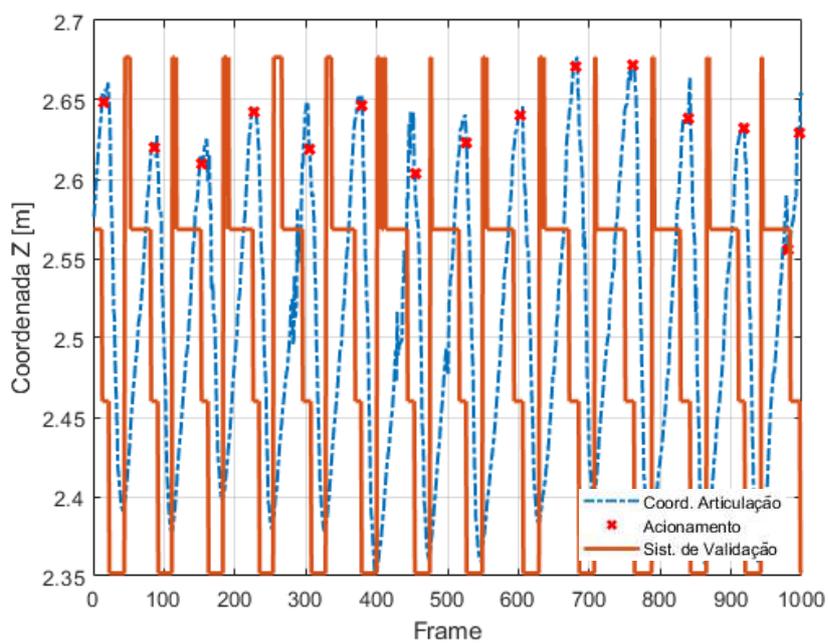


Figura D.11: Gráfico referente ao participante da pesquisa 11 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.

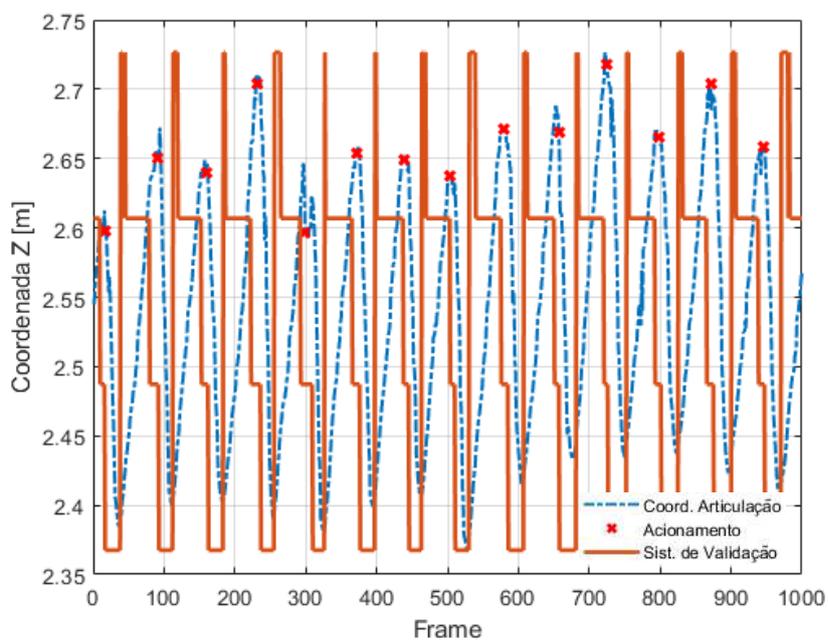


Figura D.12: Gráfico referente ao participante da pesquisa 12 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.

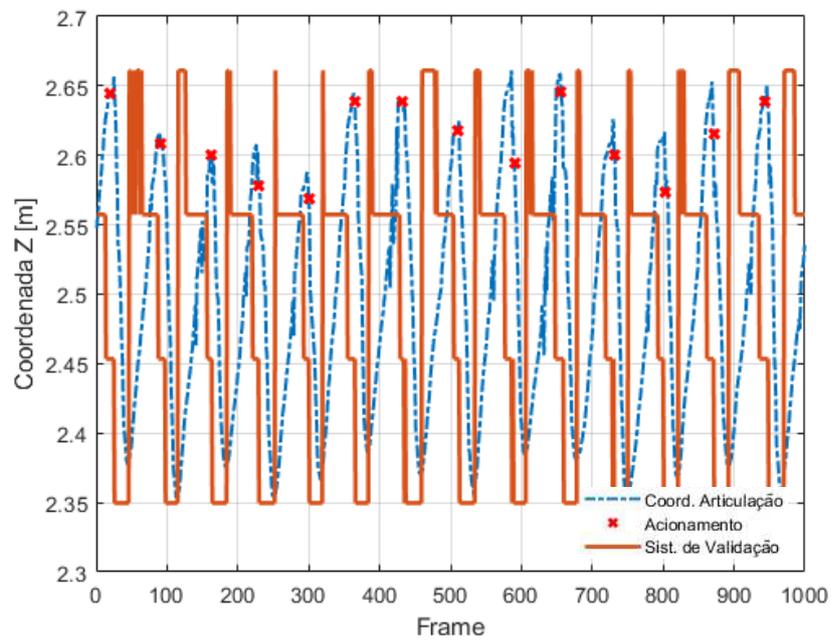


Figura D.13: Gráfico referente ao participante da pesquisa 13 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.

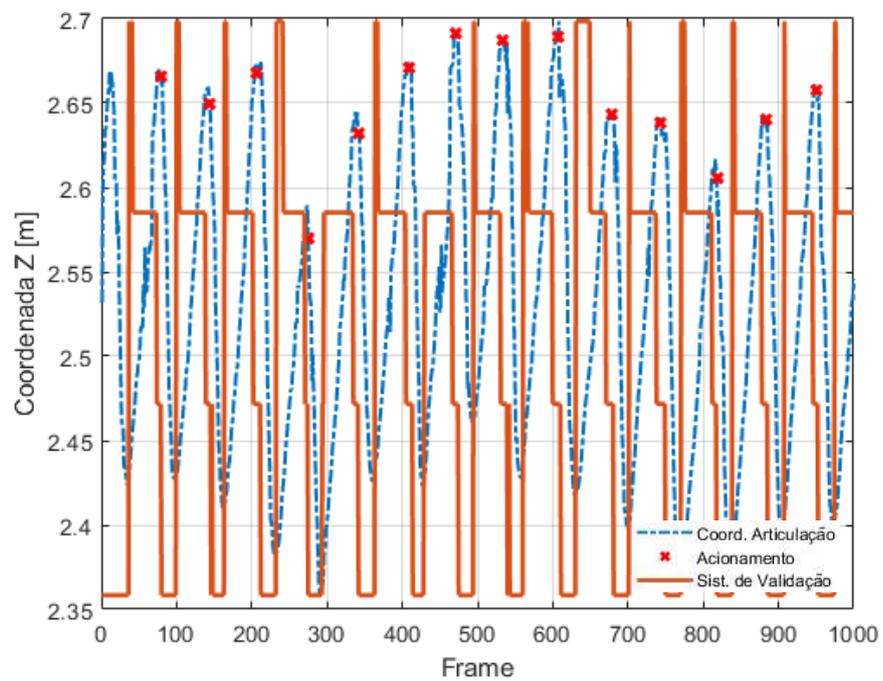


Figura D.14: Gráfico referente ao participante da pesquisa 14 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.

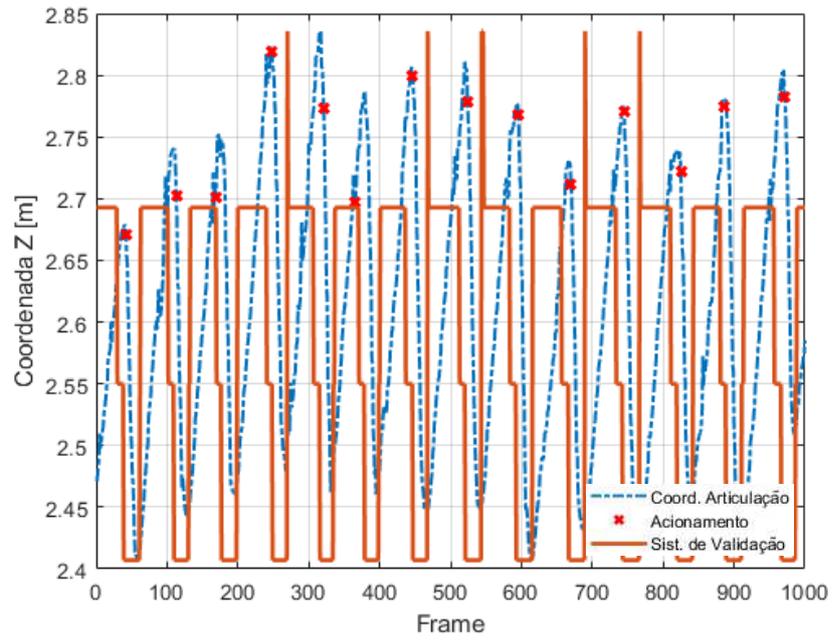


Figura D.15: Gráfico referente ao participante da pesquisa 15 com marcha saudável à velocidade de 1,0 km/h.

APÊNDICE E: Gráficos dos Testes Experimentais dos Participantes da Pesquisa com Marcha Saudável para a velocidade de 1,6 km/h

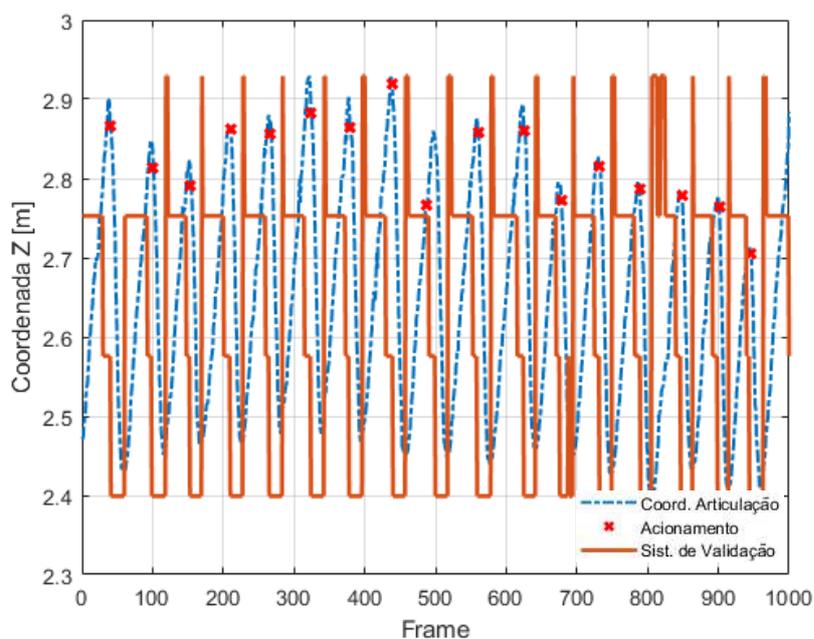


Figura E.1: Gráfico referente ao participante da pesquisa 1 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.

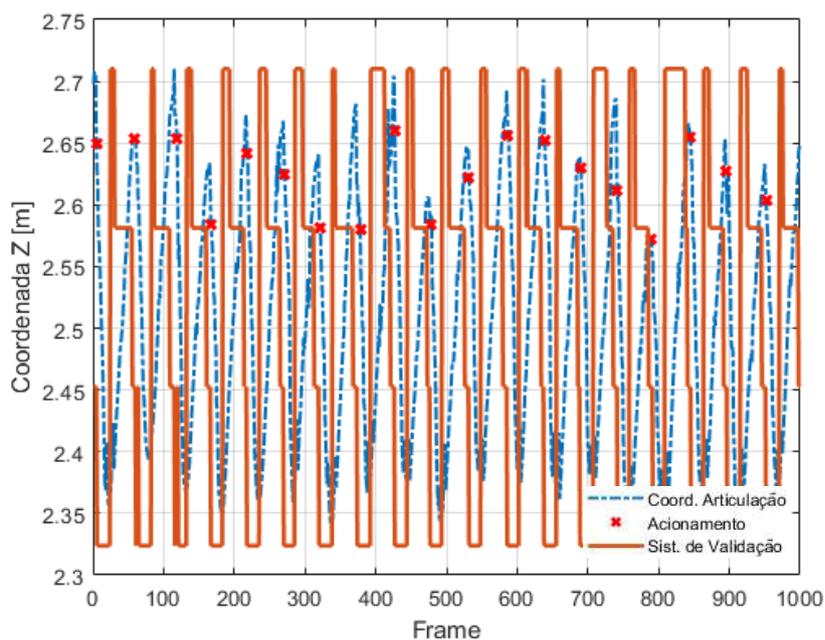


Figura E.2: Gráfico referente ao participante da pesquisa 2 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.

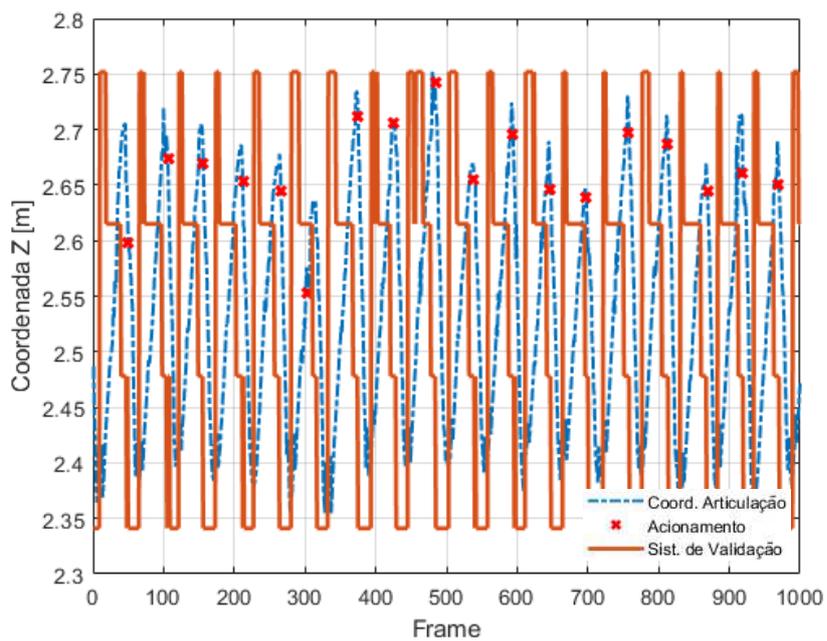


Figura E.3: Gráfico referente ao participante da pesquisa 3 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.

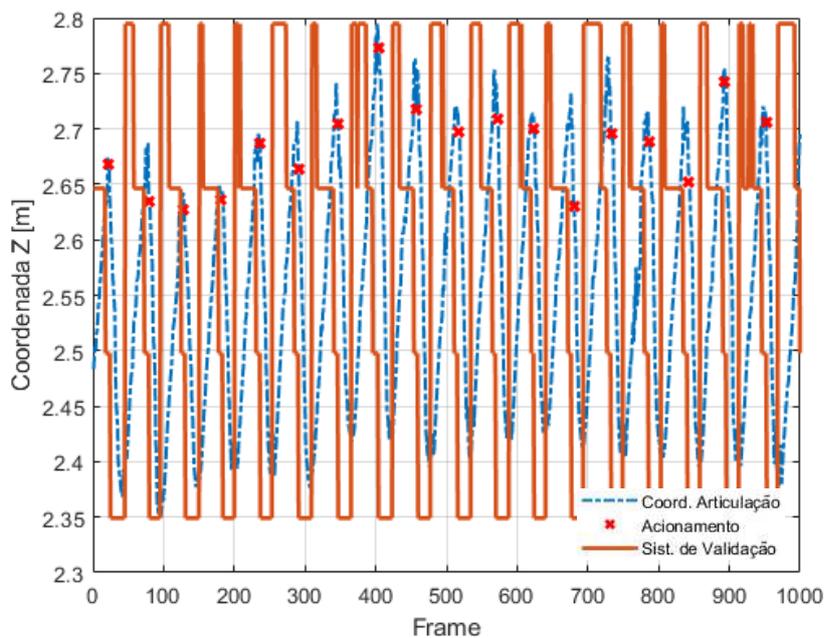


Figura E.4: Gráfico referente ao participante da pesquisa 4 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.

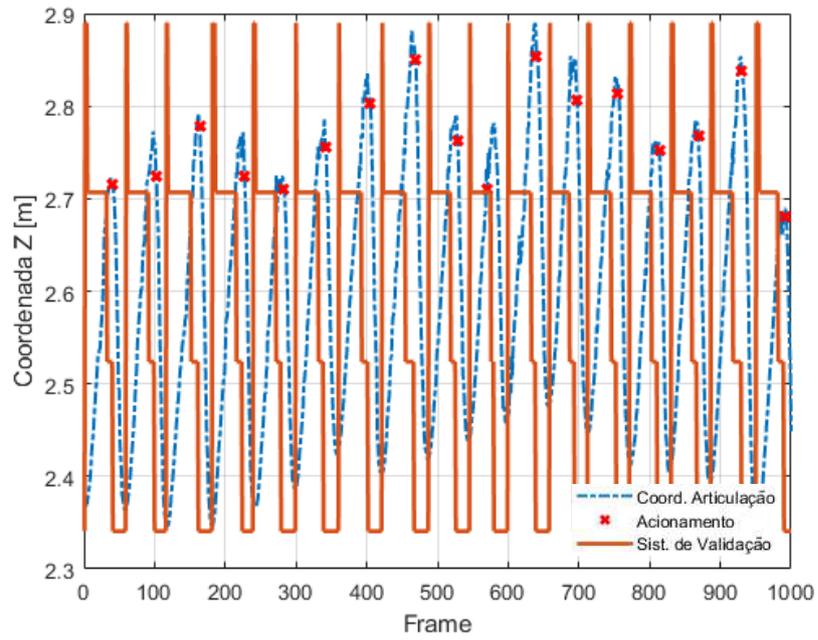


Figura E.5: Gráfico referente ao participante da pesquisa 5 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.

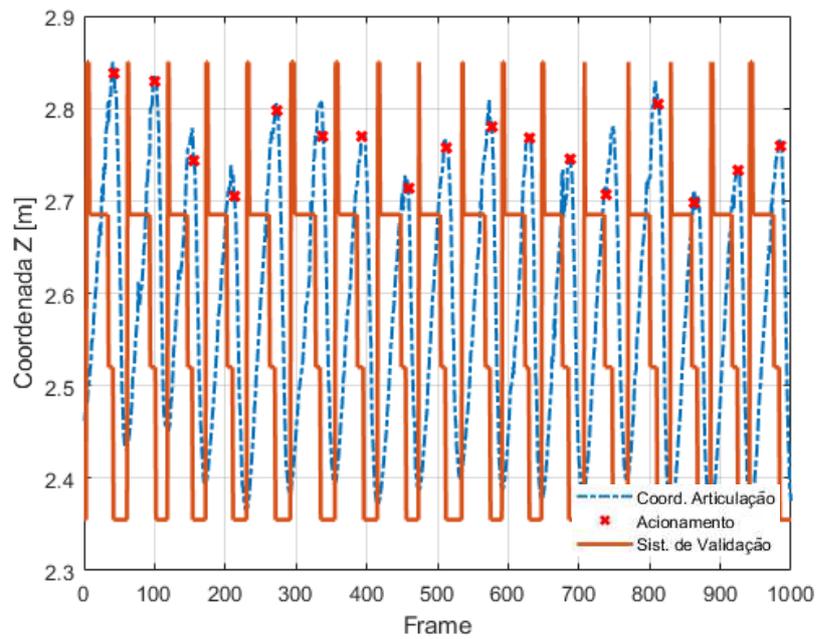


Figura E.6: Gráfico referente ao participante da pesquisa 6 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.

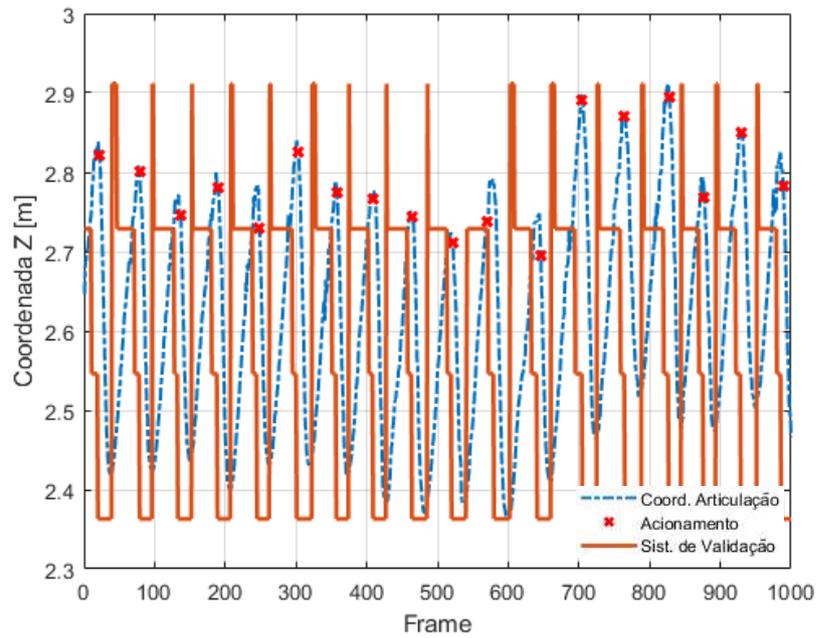


Figura E.7: Gráfico referente ao participante da pesquisa 7 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.

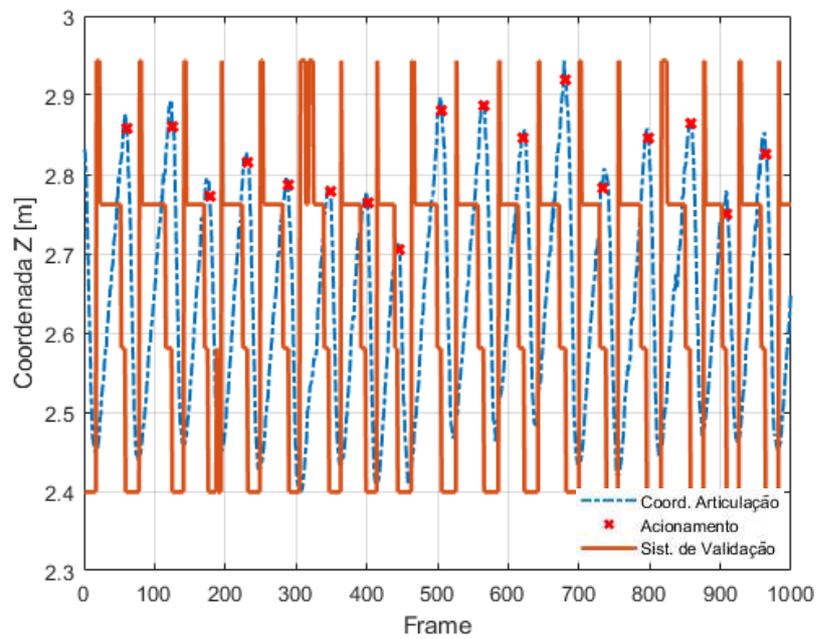


Figura E.8: Gráfico referente ao participante da pesquisa 8 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.

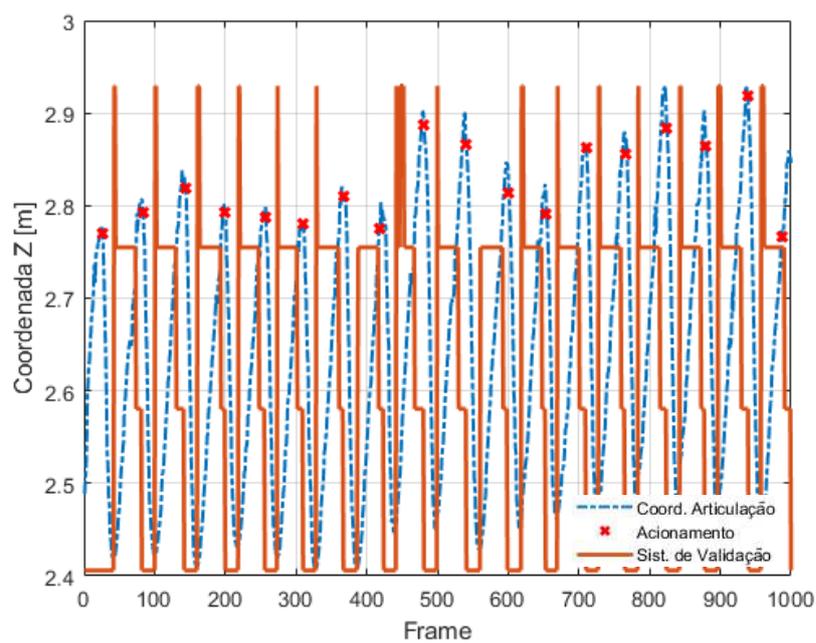


Figura E.9: Gráfico referente ao participante da pesquisa 9 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.

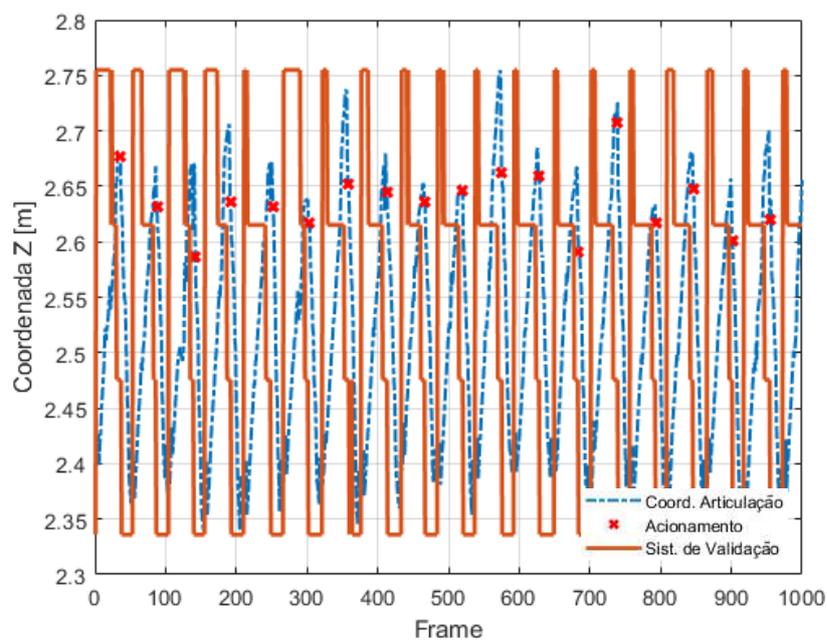


Figura E.10: Gráfico referente ao participante da pesquisa 10 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.

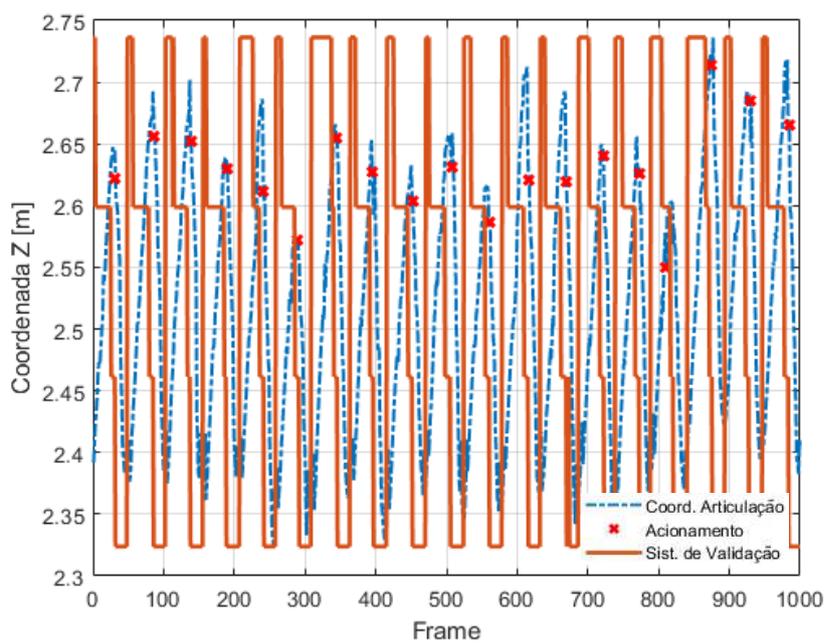


Figura E.11: Gráfico referente ao participante da pesquisa 11 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.

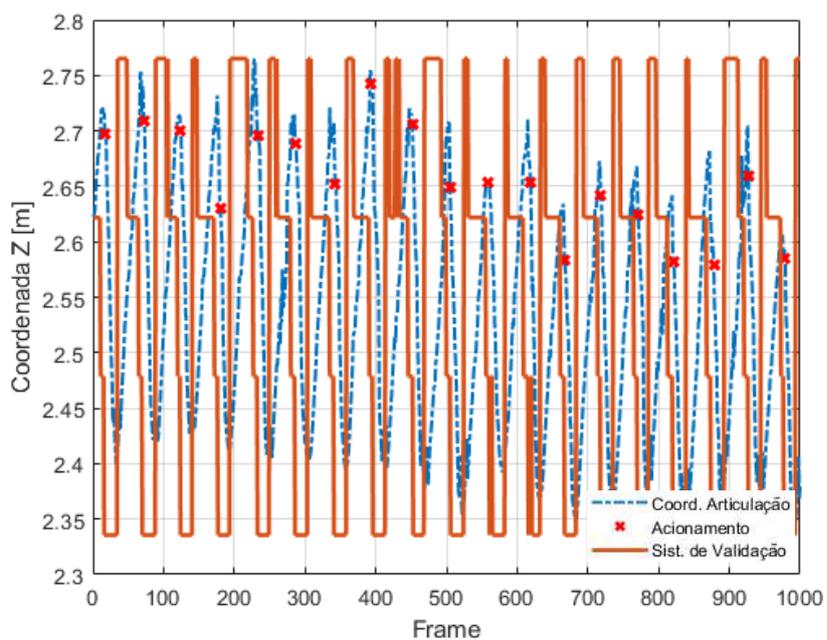


Figura E.12: Gráfico referente ao participante da pesquisa 12 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.

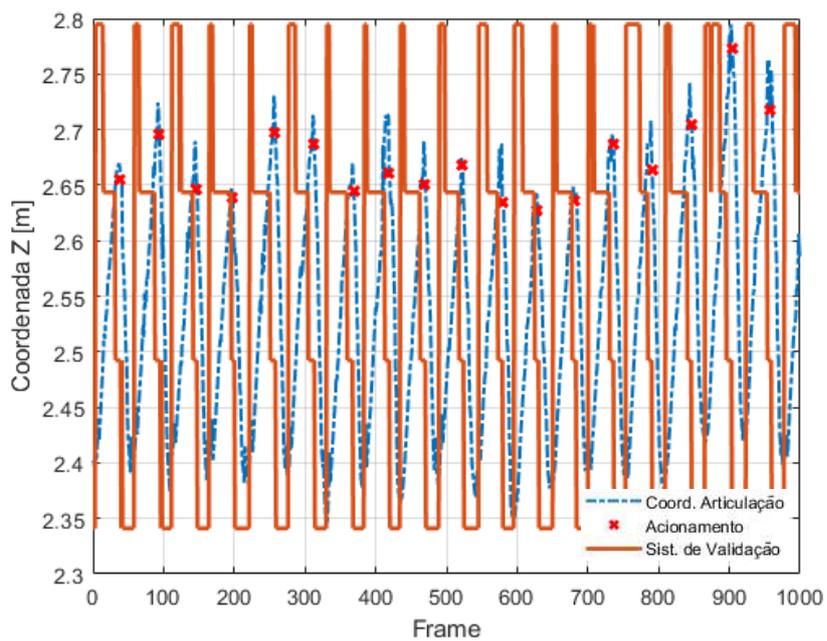


Figura E.13: Gráfico referente ao participante da pesquisa 13 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.

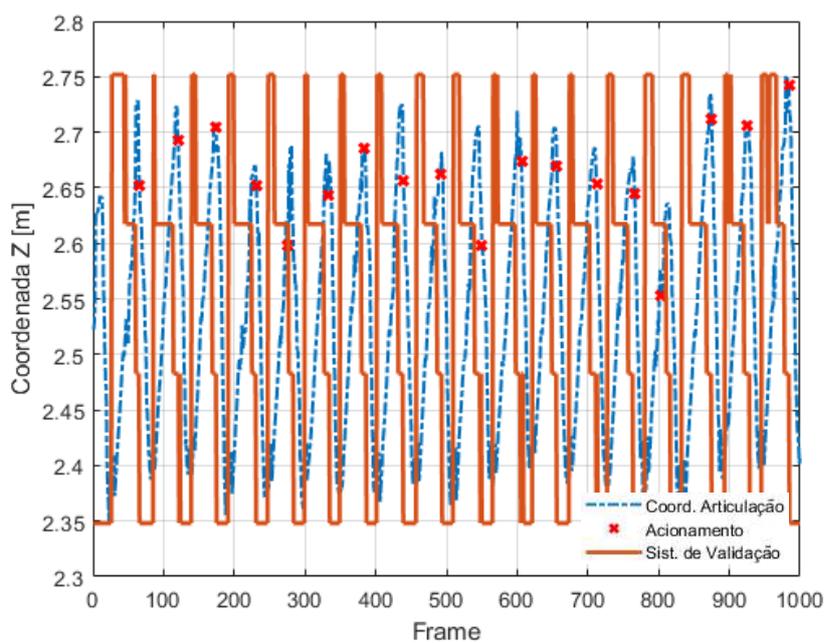


Figura E.14: Gráfico referente ao participante da pesquisa 14 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.

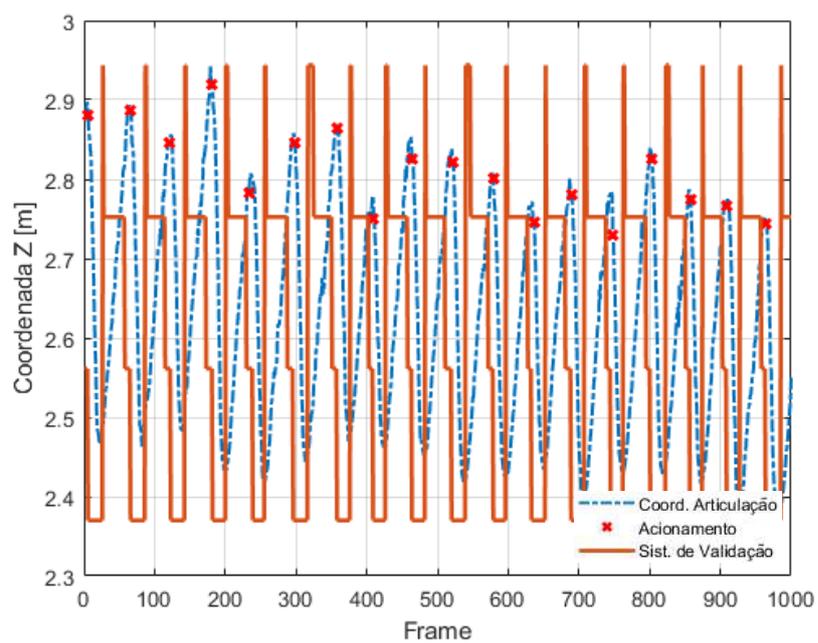


Figura E.15: Gráfico referente ao participante da pesquisa 15 com marcha saudável à velocidade de 1,6 km/h.

APÊNDICE F: Gráficos dos Testes Experimentais dos Participantes da Pesquisa com Marcha Saudável para a velocidade de 2,4 km/h

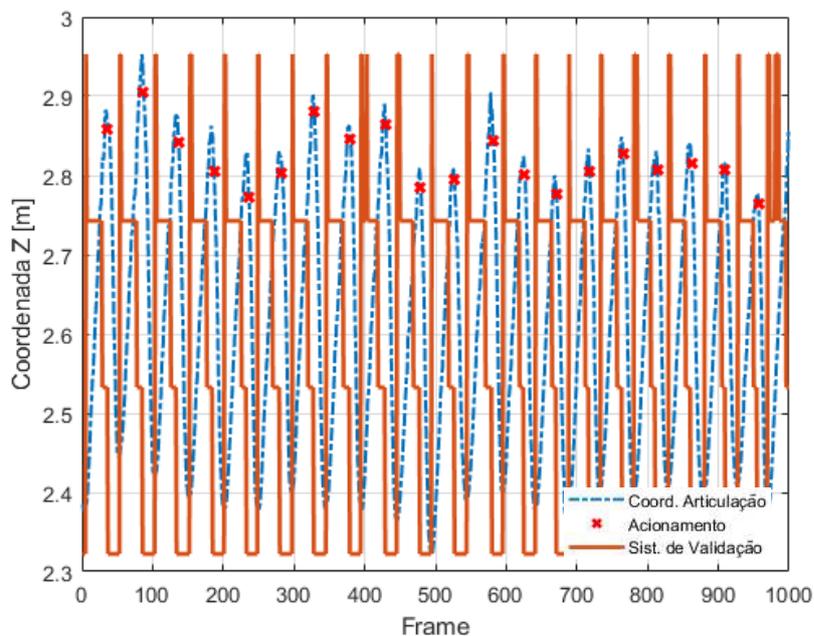


Figura F.1: Gráfico referente ao participante da pesquisa 1 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.

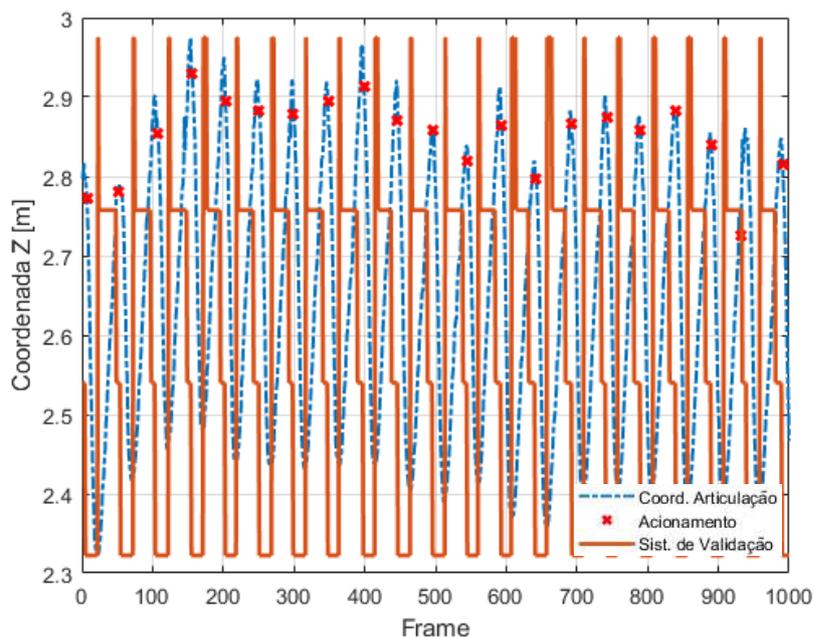


Figura F.2: Gráfico referente ao participante da pesquisa 2 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.

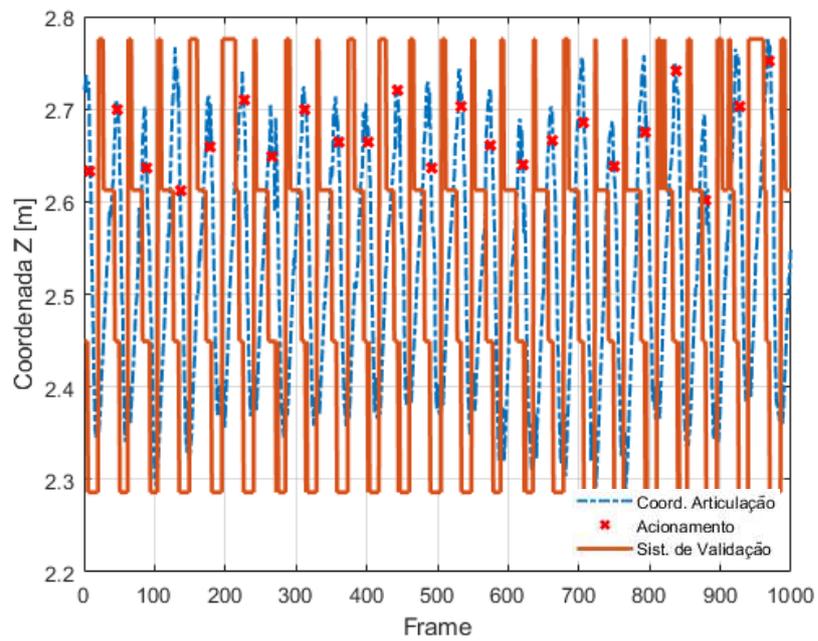


Figura F.3: Gráfico referente ao participante da pesquisa 3 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.

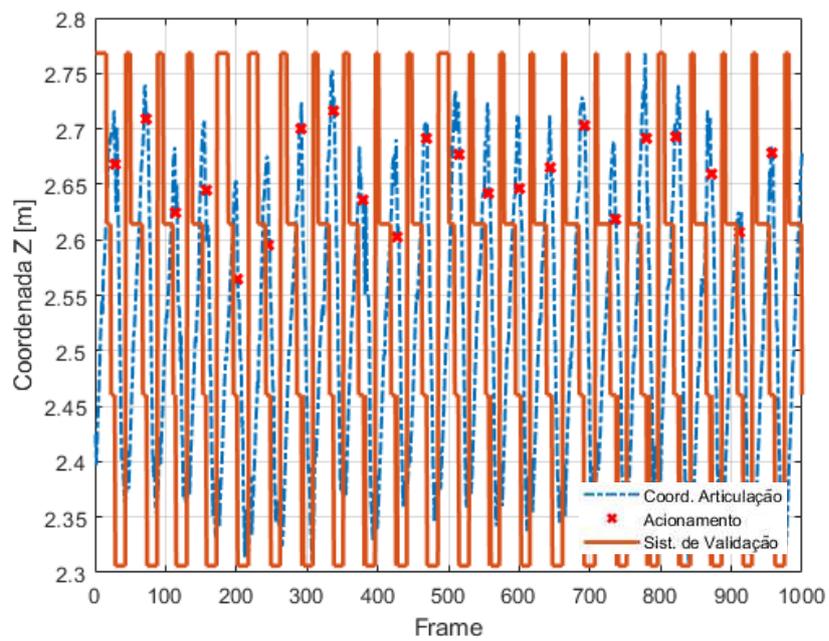


Figura F.4: Gráfico referente ao participante da pesquisa 4 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.

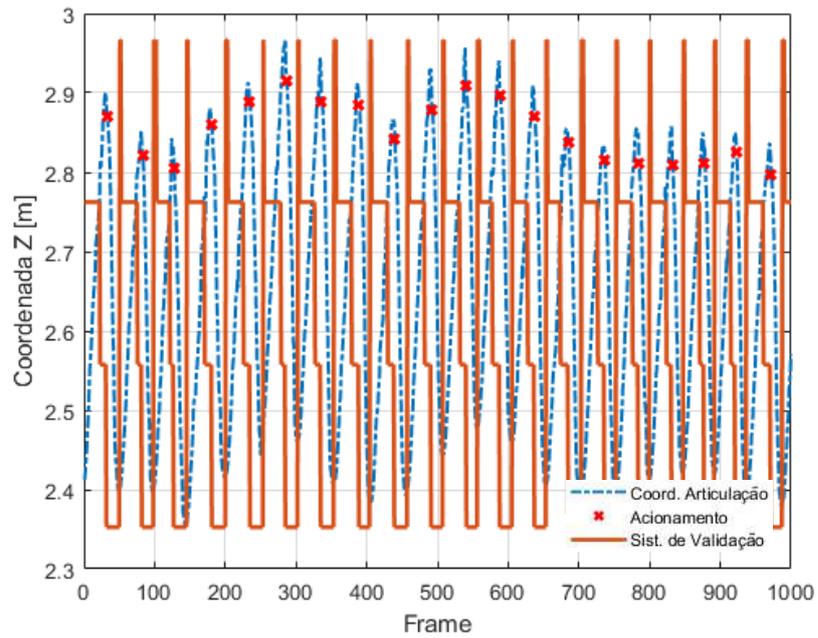


Figura F.5: Gráfico referente ao participante da pesquisa 5 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.

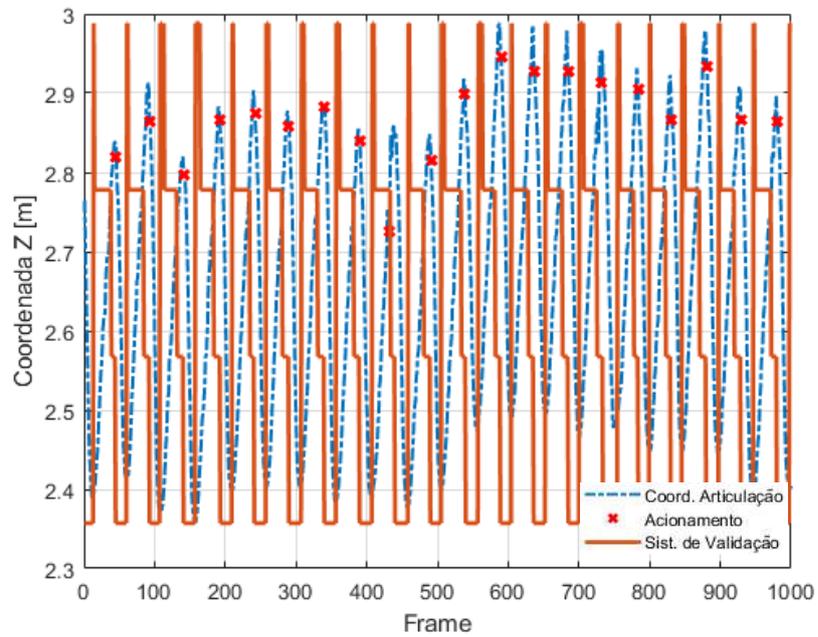


Figura F.6: Gráfico referente ao participante da pesquisa 6 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.

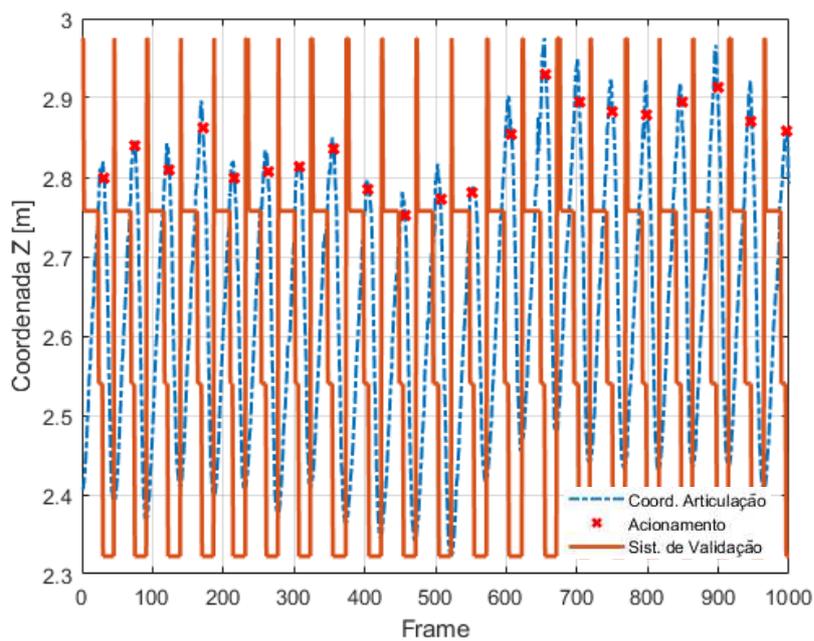


Figura F.7: Gráfico referente ao participante da pesquisa 7 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.

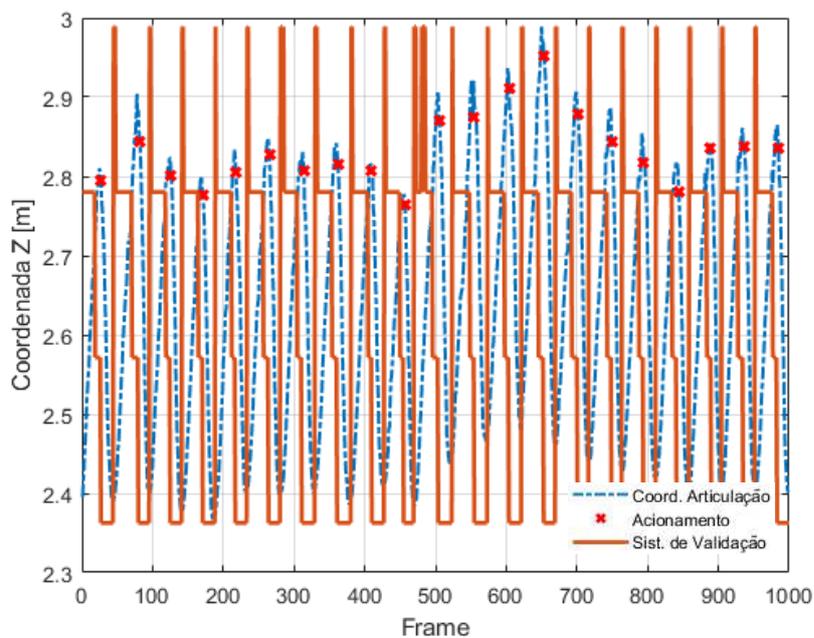


Figura F.8: Gráfico referente ao participante da pesquisa 8 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.

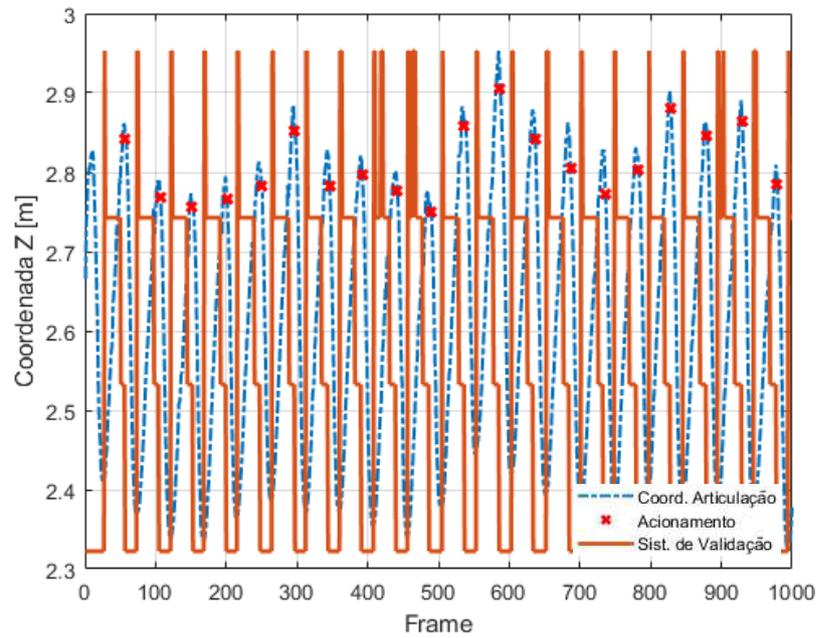


Figura F.9: Gráfico referente ao participante da pesquisa 9 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.

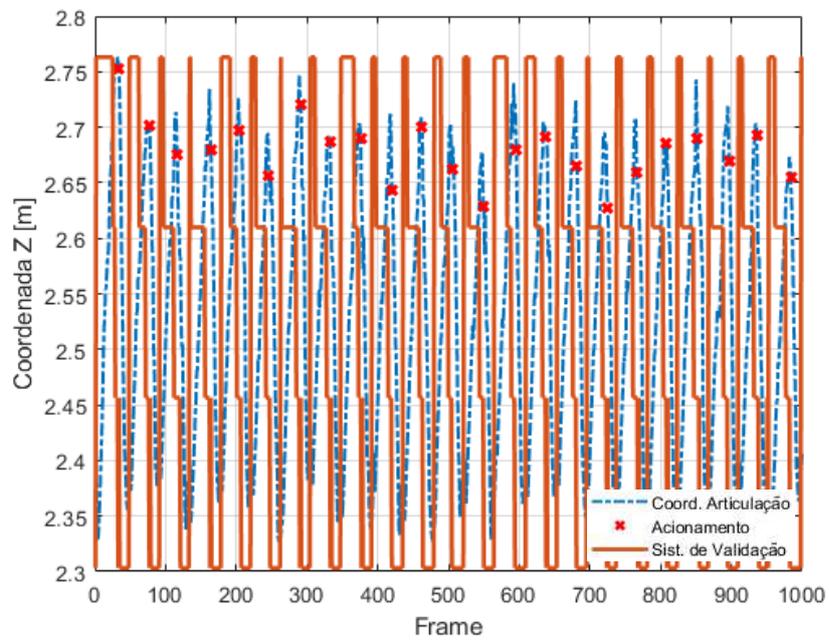


Figura F.10: Gráfico referente ao participante da pesquisa 10 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.

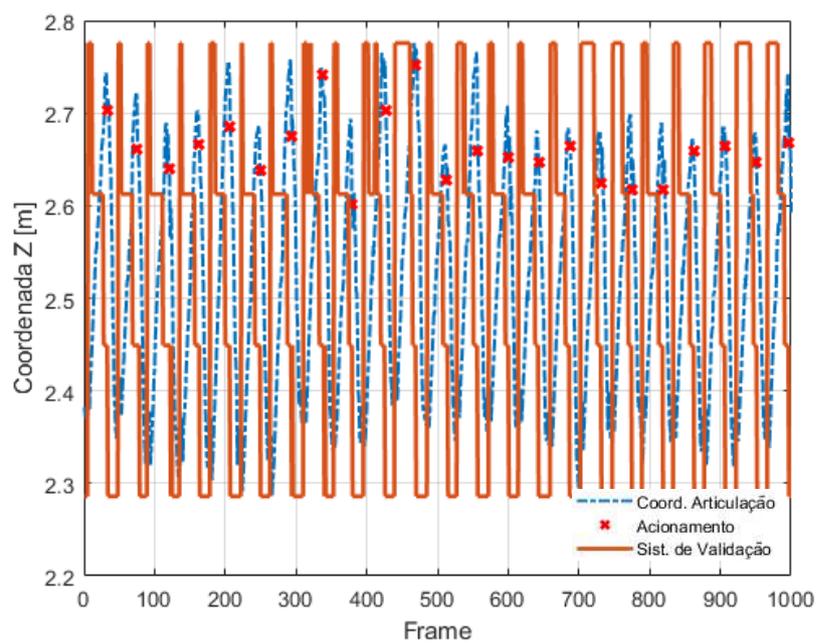


Figura F.11: Gráfico referente ao participante da pesquisa 11 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.

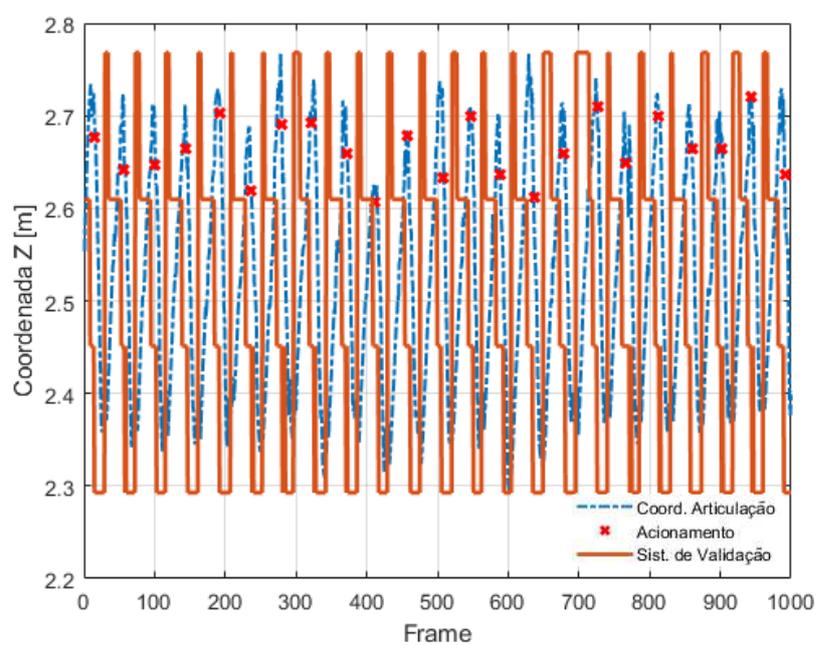


Figura F.12: Gráfico referente ao participante da pesquisa 12 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.

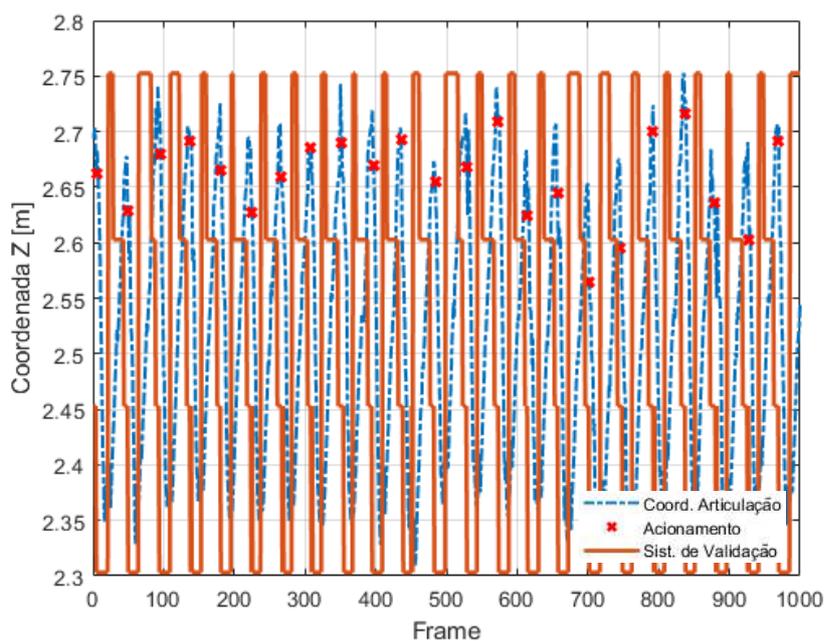


Figura F.13: Gráfico referente ao participante da pesquisa 13 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.

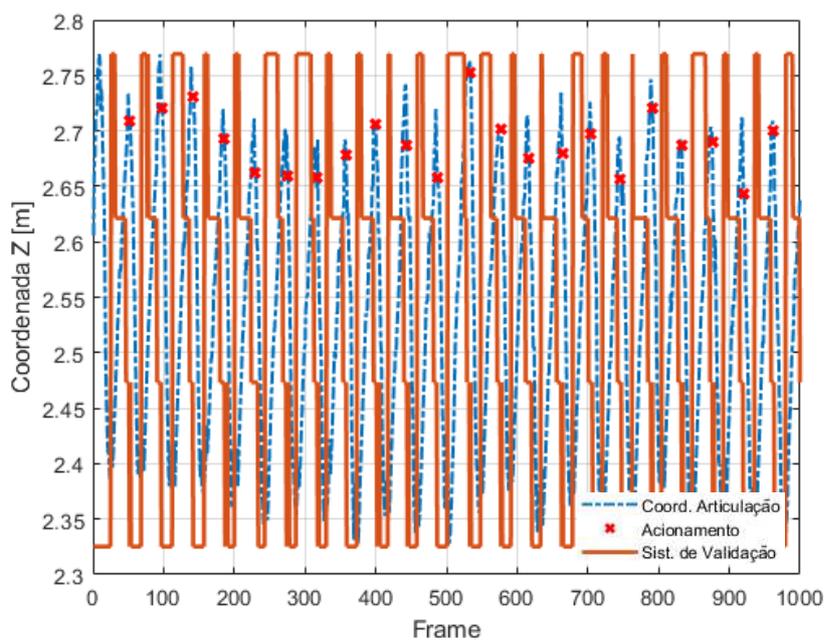


Figura F.14: Gráfico referente ao participante da pesquisa 14 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.

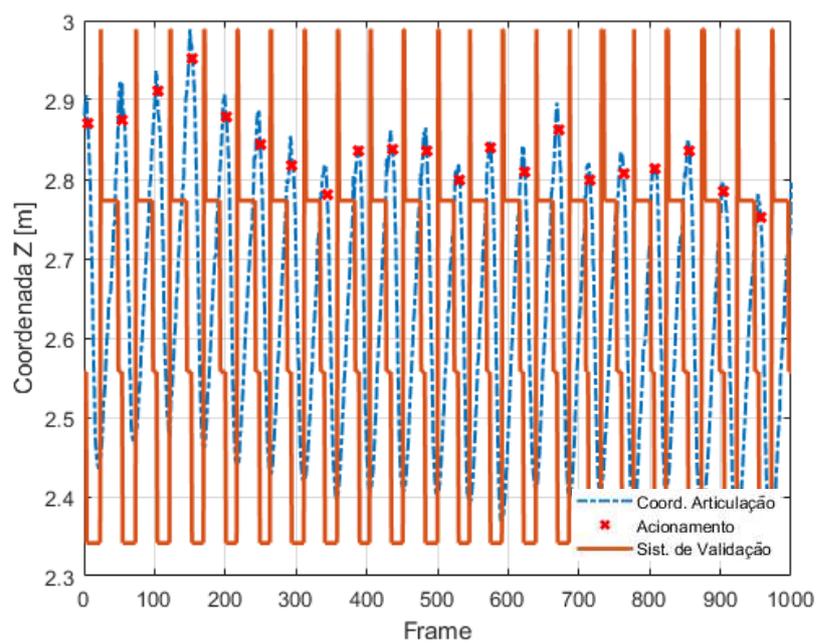


Figura F.15: Gráfico referente ao participante da pesquisa 15 com marcha saudável à velocidade de 2,4 km/h.

APÊNDICE G: Gráficos dos Testes Experimentais dos Participantes da Pesquisa com Marcha Saudável para a velocidade de 3,0 km/h

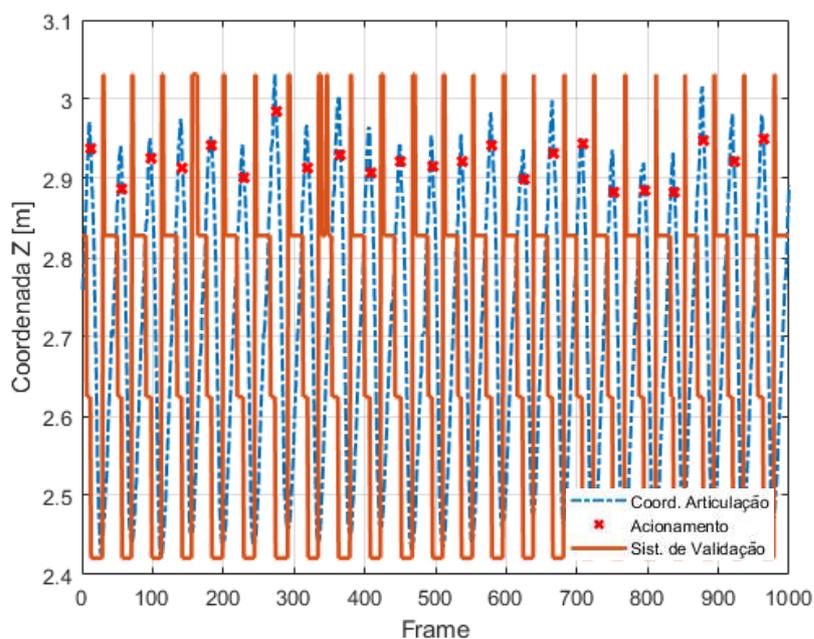


Figura G.1: Gráfico referente ao participante da pesquisa 1 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.

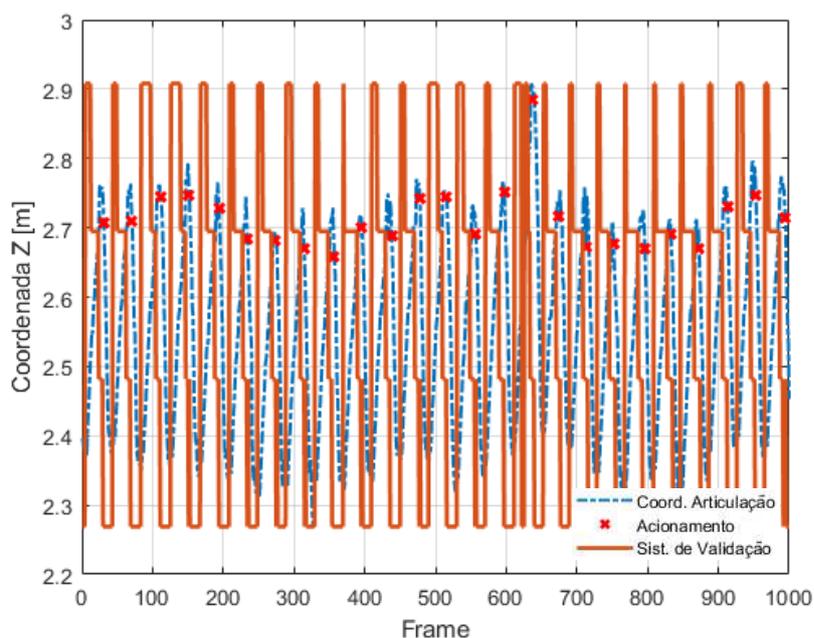


Figura G.2: Gráfico referente ao participante da pesquisa 2 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.

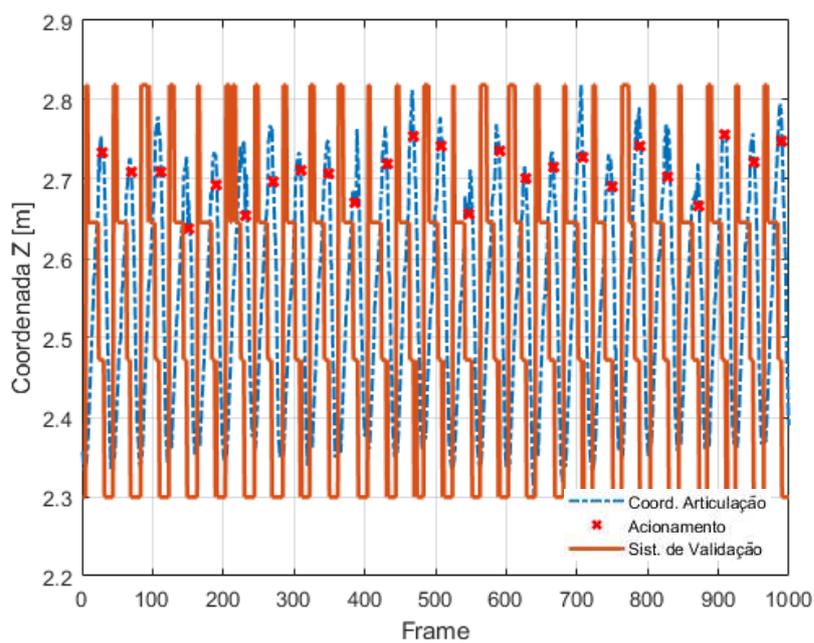


Figura G.3: Gráfico referente ao participante da pesquisa 3 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.

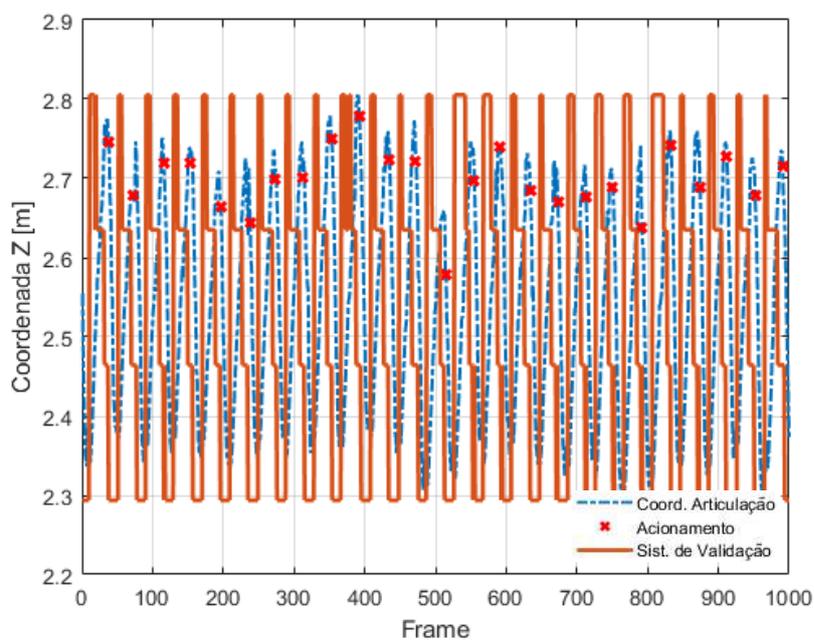


Figura G.4: Gráfico referente ao participante da pesquisa 4 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.

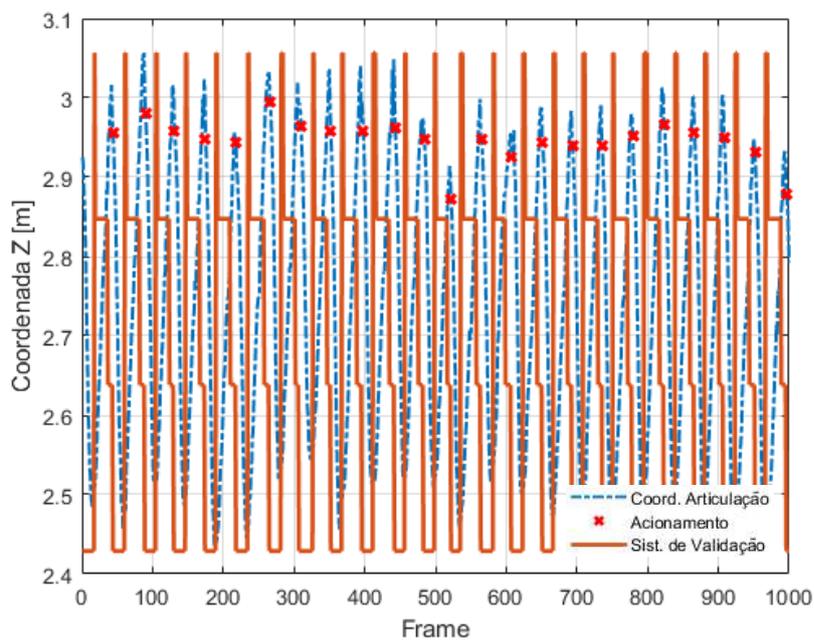


Figura G.5: Gráfico referente ao participante da pesquisa 5 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.

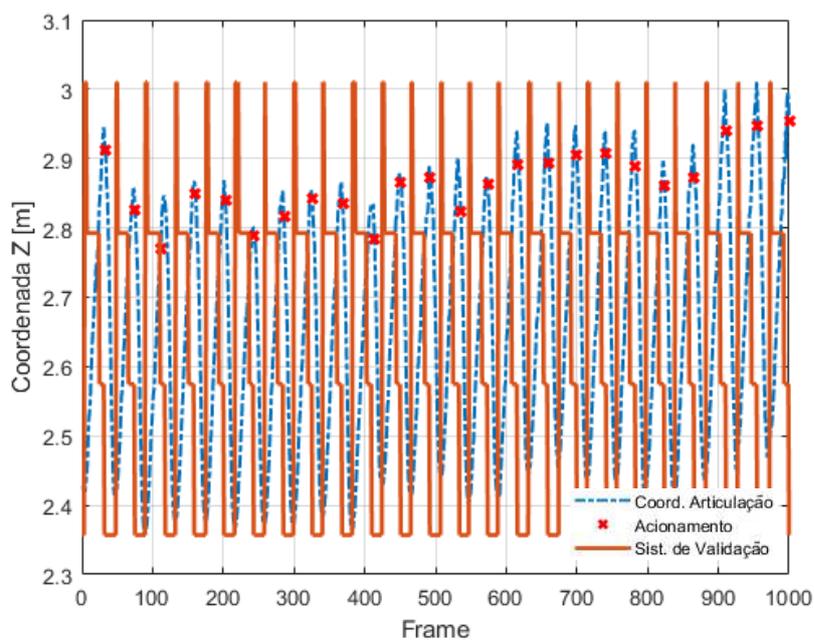


Figura G.6: Gráfico referente ao participante da pesquisa 6 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.

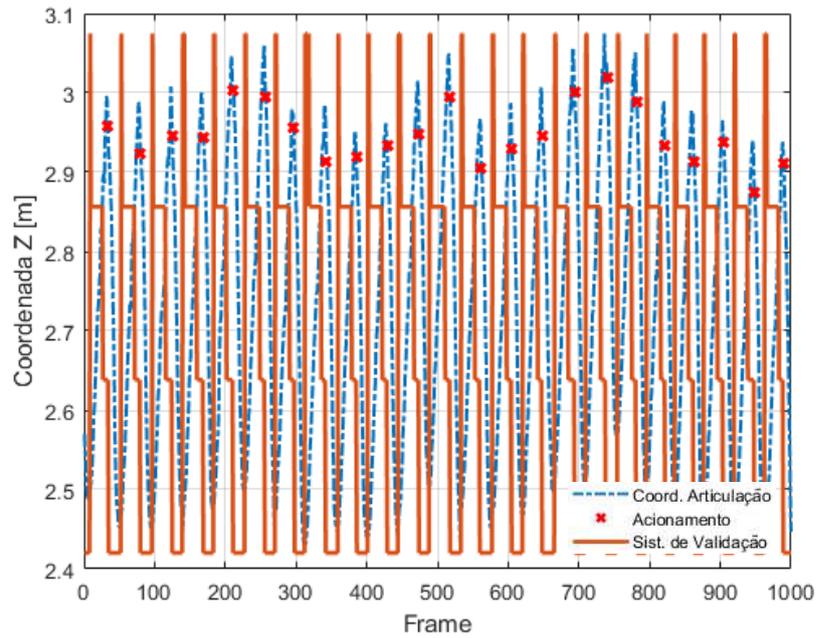


Figura G.7: Gráfico referente ao participante da pesquisa 7 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.

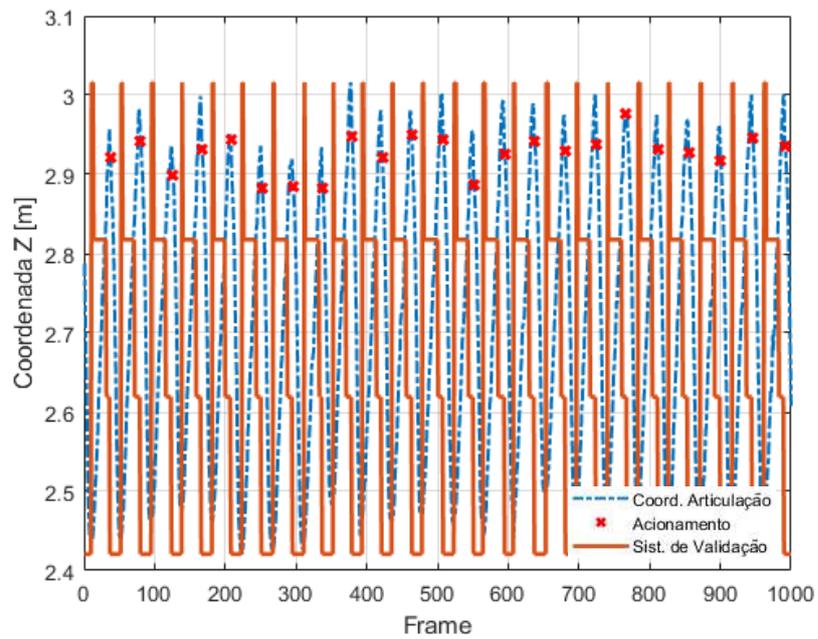


Figura G.8: Gráfico referente ao participante da pesquisa 8 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.

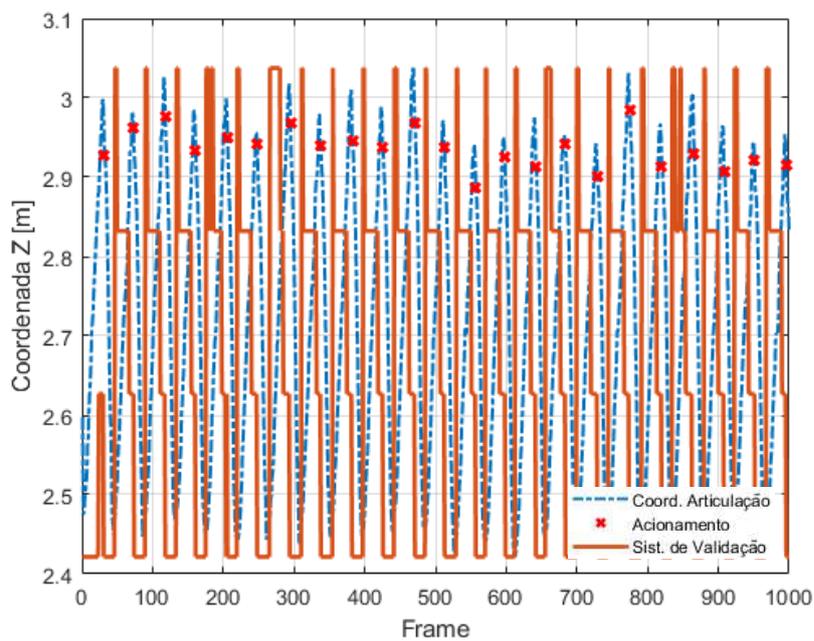


Figura G.9: Gráfico referente ao participante da pesquisa 9 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.

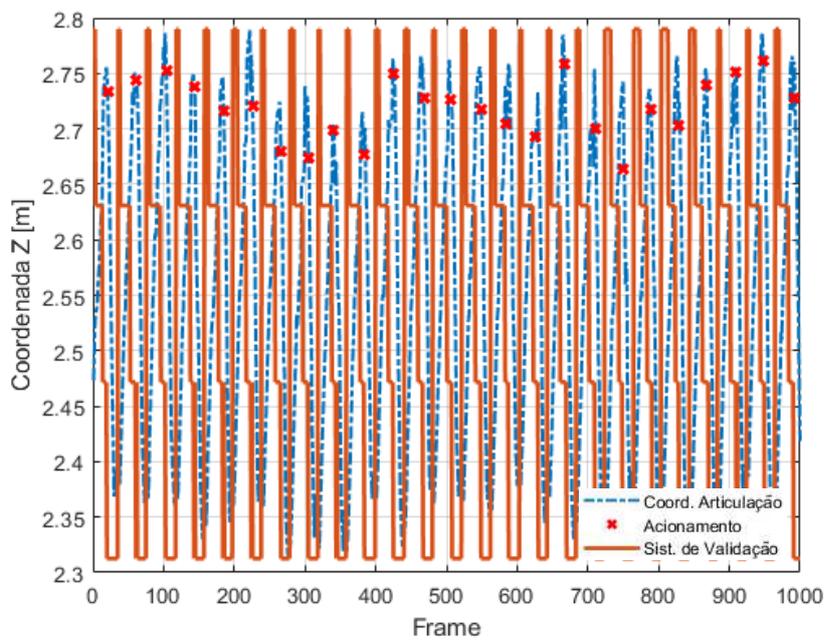


Figura G.10: Gráfico referente ao participante da pesquisa 10 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.

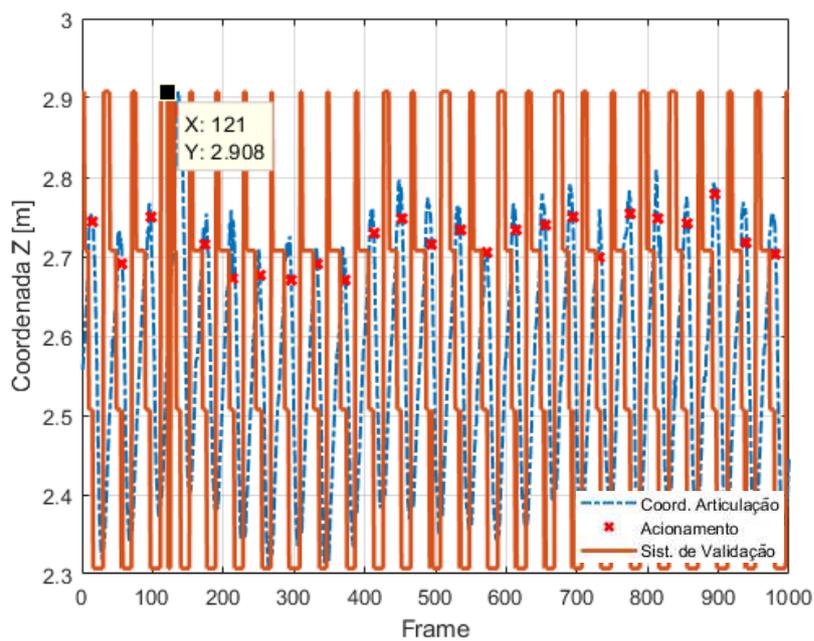


Figura G.11: Gráfico referente ao participante da pesquisa 11 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.

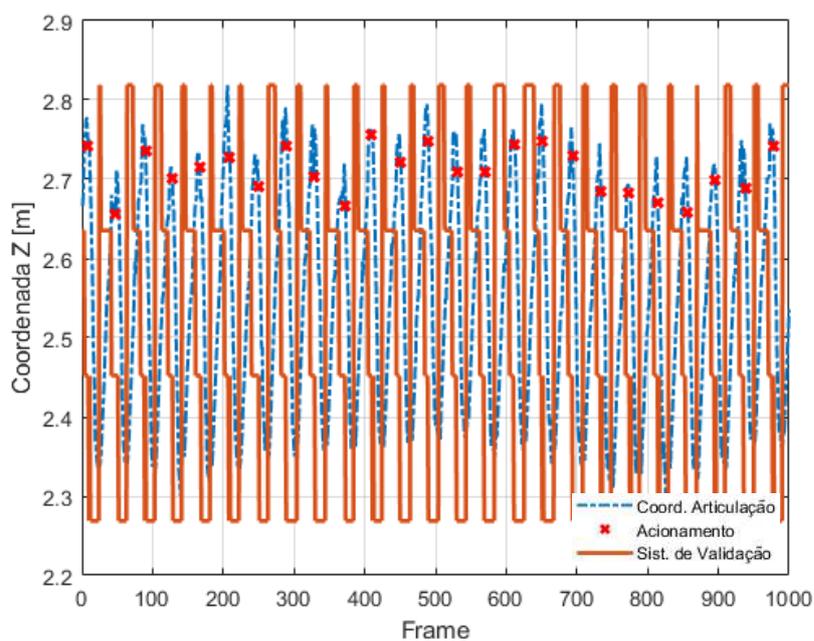


Figura G.12: Gráfico referente ao participante da pesquisa 12 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.

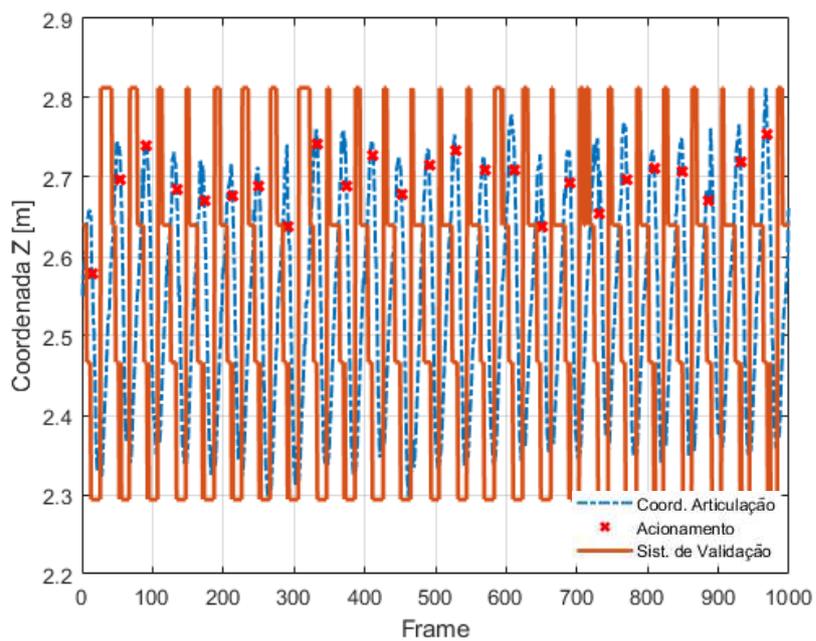


Figura G.13: Gráfico referente ao participante da pesquisa 13 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.

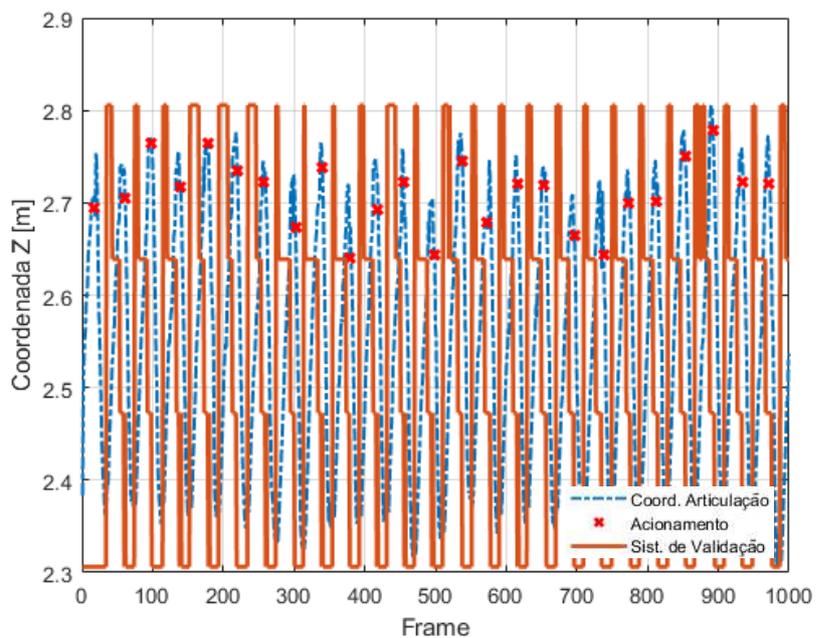


Figura G.14: Gráfico referente ao participante da pesquisa 14 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.

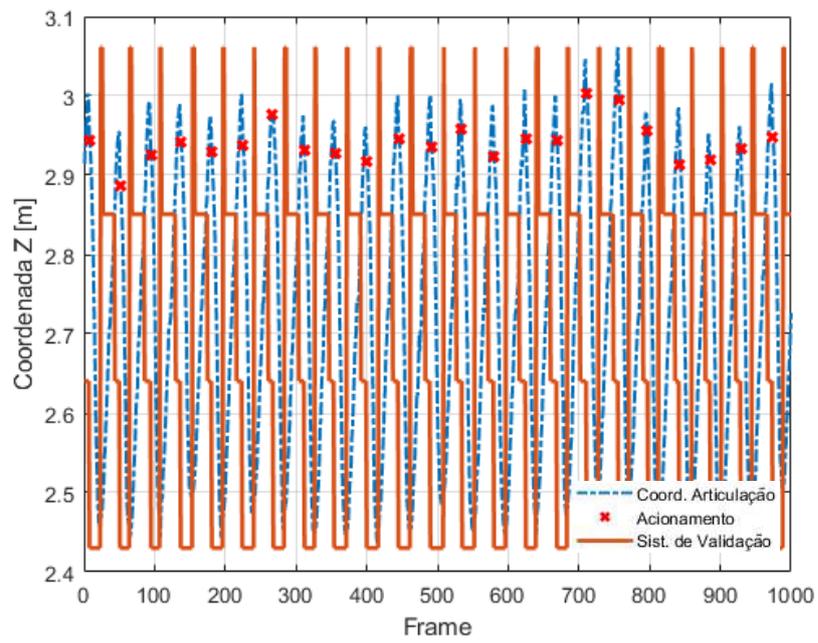


Figura G.15: Gráfico referente ao participante da pesquisa 15 com marcha saudável à velocidade de 3,0 km/h.

APÊNDICE H: Gráficos dos Testes Experimentais dos Participantes da Pesquisa com Marcha Patológica

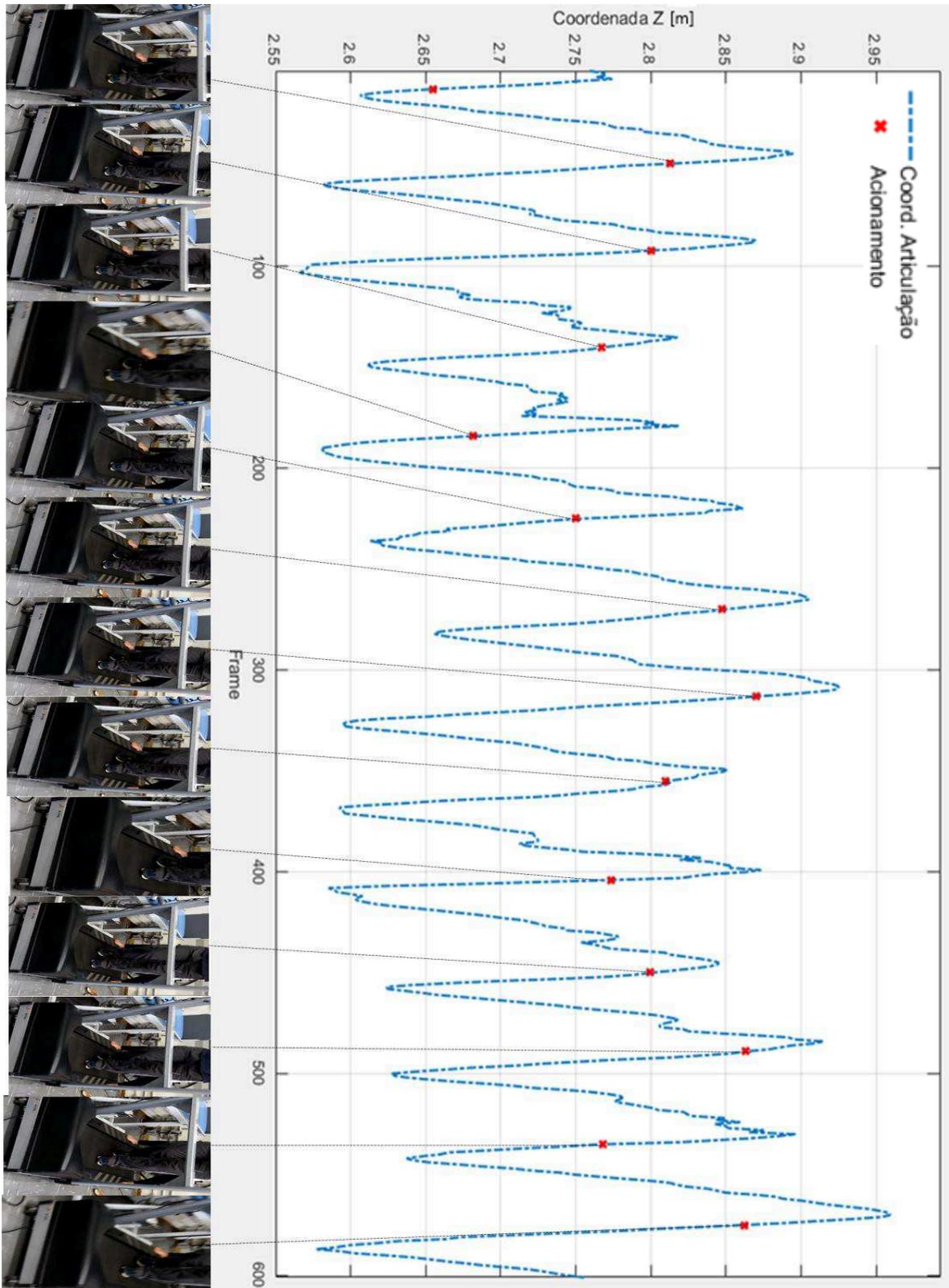


Figura H.1: Gráfico do Participante da Pesquisa com marcha patológica 1.

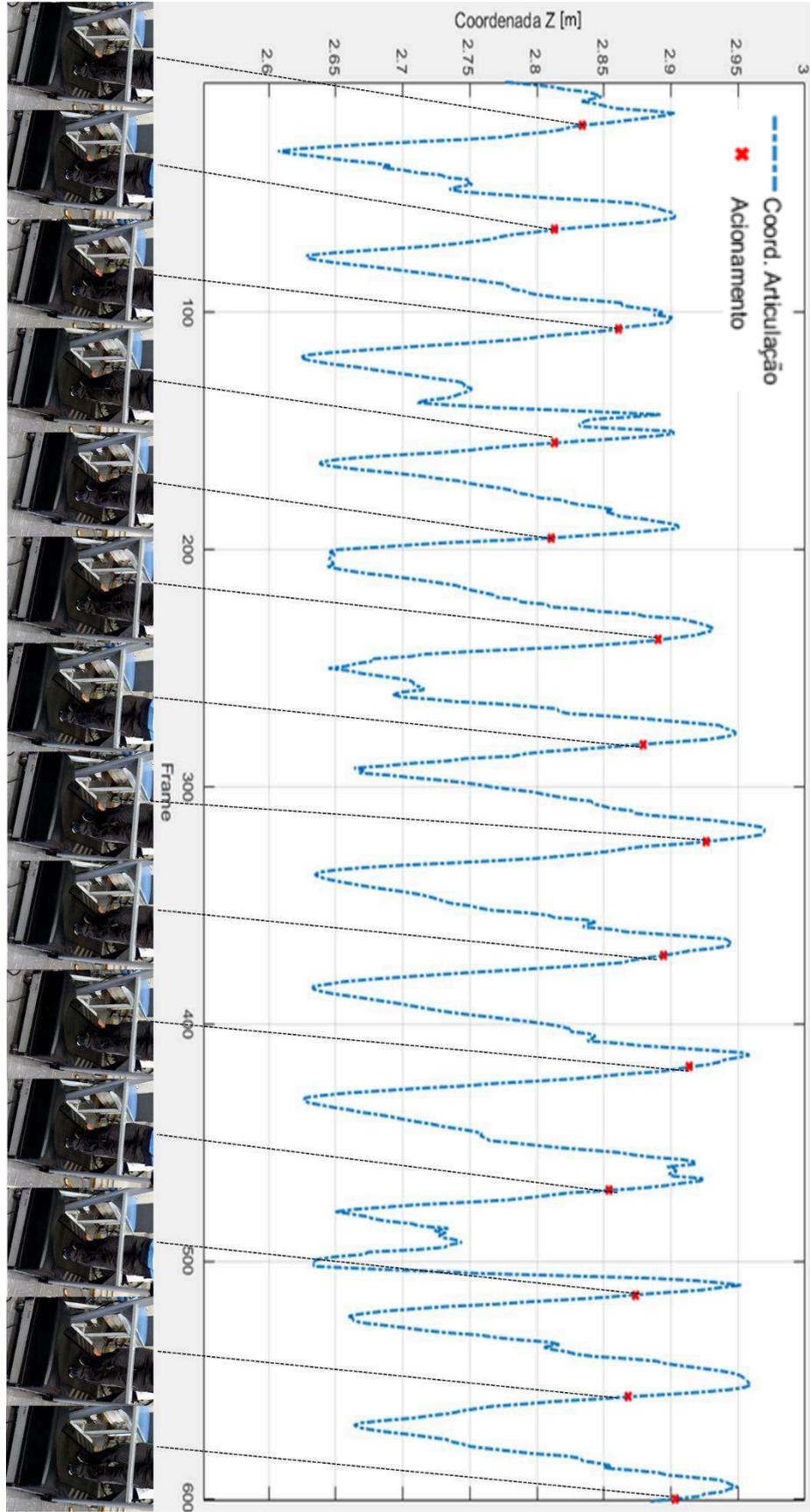


Figura H.2: Gráfico do Participante da Pesquisa com marcha patológica 2.

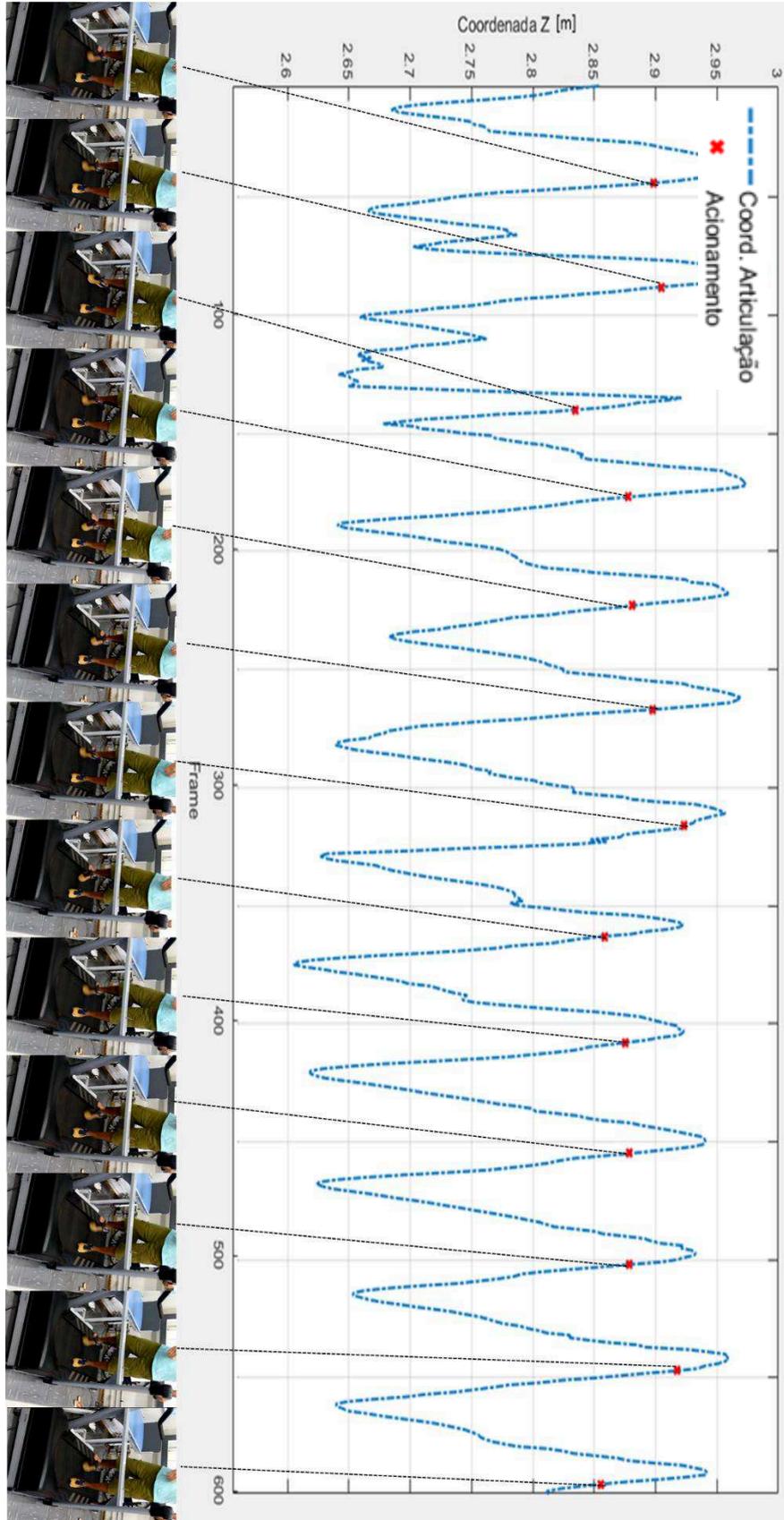


Figura H.3: Gráfico do Participante da Pesquisa com marcha patológica 3.

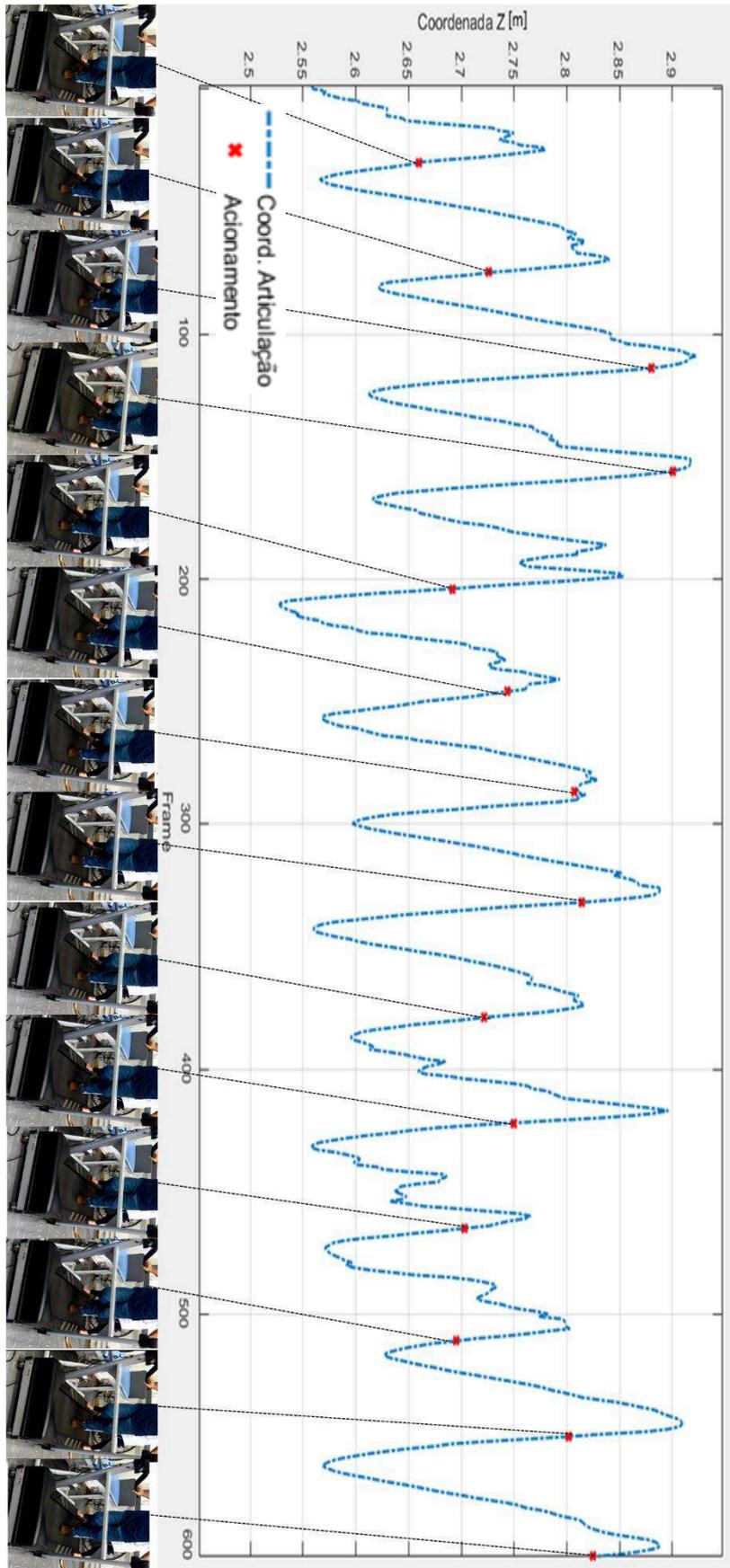


Figura H.4: Gráfico do Participante da Pesquisa com marcha patológica 4.

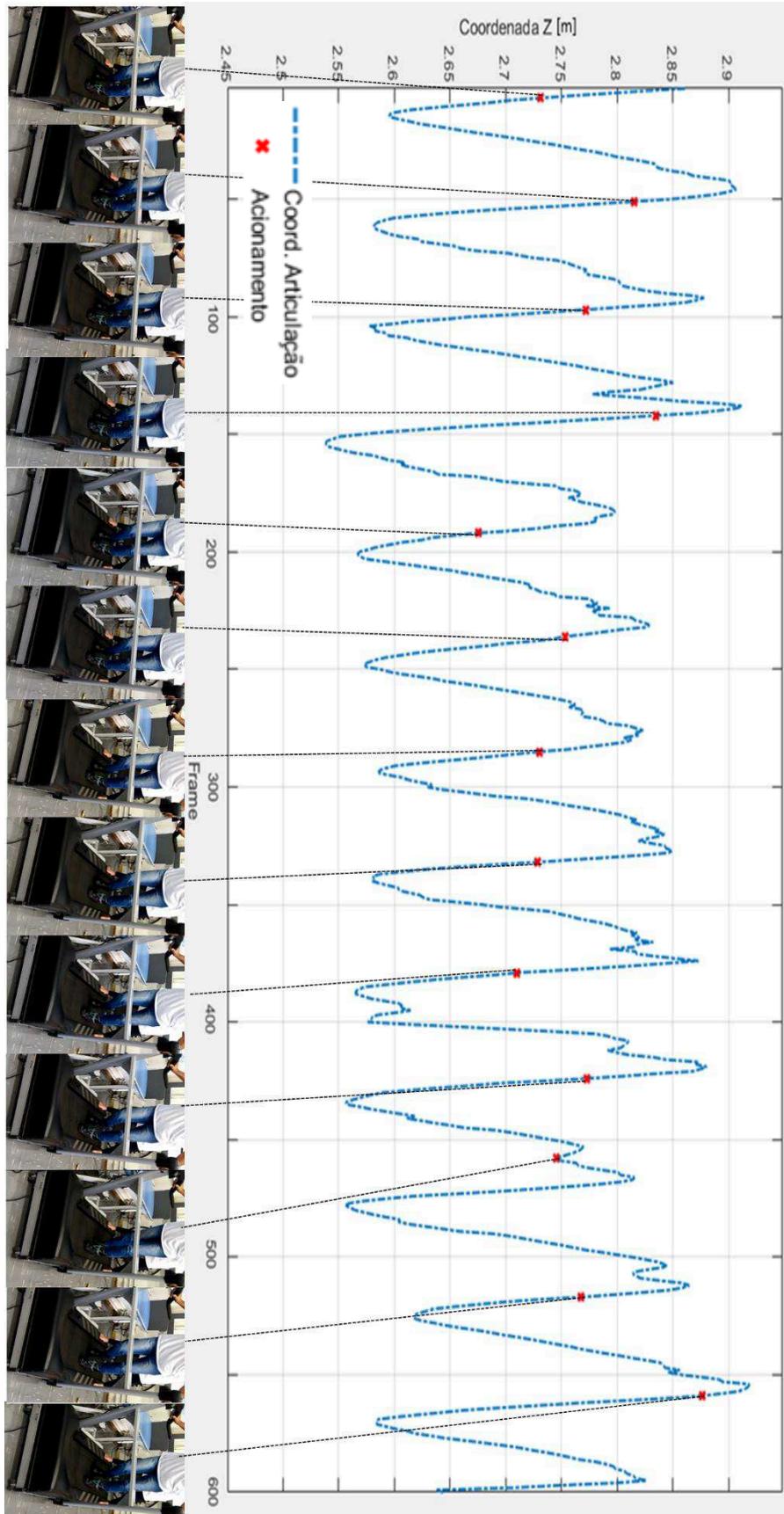


Figura H.5: Gráfico do Participante da Pesquisa com marcha patológica 5.