

Anderson Sachetto Rosa

**Sistema para análise de marcha online baseado
em IMUs**

Vitória, ES

2017

Anderson Sachetto Rosa

Sistema para análise de marcha online baseado em IMUs

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Universidade Federal do Espírito Santo – UFES

Centro Tecnológico

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Orientador: Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto

Vitória, ES

2017

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)
(Biblioteca Setorial Tecnológica,
Universidade Federal do Espírito Santo, ES, Brasil)

R788s Rosa, Anderson Sachetto, 1990-
Sistema para análise de marcha online baseado em IMUs./
Anderson Sachetto Rosa. – 2017.
78 f. : il.

Orientador: Anselmo Frizera Neto.
Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) –
Universidade Federal do Espírito Santo, Centro Tecnológico.

1. Unidade de medição inercial (IMU). 2. Marcha humana. 3.
Sistemas de controle por realimentação. 4. Cinemática. I.
Frizera Neto, Anselmo. II. Universidade Federal do Espírito
Santo. Centro Tecnológico. III. Título.

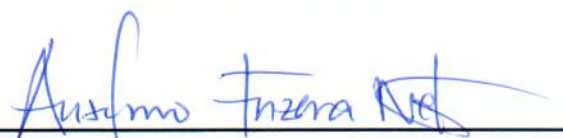
CDU: 621.3

Anderson Sachetto Rosa

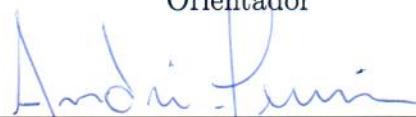
Sistema para análise de marcha online baseado em IMUs

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Trabalho aprovado. Vitória, ES, 30 de março de 2017:



Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto
Orientador



Prof. Dr. André Ferreira
Universidade Federal do Espírito Santo



Prof. Dr. Antônio Padilha L. Bo
Universidade de Brasília

Vitória, ES

2017

Aos meus pais, minha irmã e minha esposa.

Agradecimentos

Gostaria de agradecer primeiramente a Deus, em quem acredito firmemente e em quem deposito minhas alegrias, tristezas, emoções, esperanças. Em quem busco força, sabedoria e graças.

Agradeço também a meus pais e minha irmã, pessoas inigualáveis e indescritíveis, que souberam lidar com um filho/irmão ausente, enfurnado em livros, notas de aula, EPCs, trabalhos e mais trabalhos desde quando entrei no curso de graduação em 2008. Eles são a base de tudo que sou hoje, me sustentaram e suportaram por todos os dias da minha vida. A eles minha eterna gratidão.

Agradeço de maneira muito especial a minha querida esposa, com quem “juntei as escovas de dentes” no mesmo mês em que as aulas deste mestrado se iniciaram. Desde então, ela tem suportado todas as dificuldades me dando um apoio incondicional, segurando a barra em algumas certas situações, e principalmente me incentivado a seguir sempre em frente.

Aos meus amigos e parentes, os quais precisei muitas vezes abdicar do convívio pra me dedicar à esta formação, e que mesmo assim continuam a me chamar para os churrascos, aniversários, comemorações, etc.

Ao meu orientador, Prof. Anselmo, que me acolheu e me deu todo o suporte necessário durante toda a execução deste trabalho.

Aos parceiros do LAI que, apesar de não frequentar tão regularmente como eles, me acolheram e me deram suporte sempre que precisei, me ajudando nos testes, com equipamentos, chaves, etc. Gostaria de destacar a cooperação dos colegas Laura Suzana Vargas Valencia e Thomaz Rodrigues Botelho pelo grande apoio no desenvolvimento da pesquisa e na participação do cotidiano do laboratório.

À Faculdade UCL, que foi grande incentivadora da minha formação no mestrado, e me deu o apoio necessário para que eu o cursasse de forma regular, me concedendo tempo de estudos e horários flexíveis.

Agradeço também ao PPGEE/UFES, por ter viabilizado esta grande conquista. Aos professores com quem cursei as disciplinas e à secretária que sempre esteve pronta a auxiliar com questões burocráticas.

E todos aqueles que fizeram parte da minha vida durante esse período, e acompanharam minha luta para a realização deste sonho.

Para vencer, você não deve bater no peito e ir contra tudo e contra todos. A melhor maneira é mostrar os seus motivos e buscar o apoio dos seus amigos e familiares. Nos momentos difíceis são eles que estarão ao seu lado e que darão força para que você reerga e continue seu trabalho.

Rafael Caiaffa

Resumo

A avaliação clínica da capacidade funcional da marcha de pacientes frequentemente ocorre de maneira subjetiva, com base na experiência do profissional clínico e informações descritivas sobre os padrões de movimento. Este trabalho descreve o desenvolvimento de um sistema para análise de marcha online, dotado de uma Interface Gráfica de Usuário, capaz de prover a estes profissionais informações quantitativas a respeito da cinemática da marcha de pacientes à medida que ela ocorre. Um módulo de armazenamento dos dados também foi desenvolvido para que o usuário possa registrar sua marcha durante atividades cotidianas, para que uma análise posterior seja feita pelo profissional clínico, através do próprio sistema. O funcionamento online foi garantido, uma vez que o processamento, desde a aquisição da amostra até sua exibição na tela, é feito antes que uma nova amostra seja coletada pelo sistema de aquisição de dados. Os testes do sistema desenvolvido foram divididos em duas seções, com duas repetições cada, nas quais sete participantes eram postos a caminhar em uma esteira. Na primeira seção, 10 passadas com a perna direita foram adquiridas para cada participante, com o intuito de avaliar a capacidade do sistema em delimitar os ciclos da marcha. Na segunda, cada participante foi posto a caminhar por um minuto, a fim de avaliar a coerência dos dados processados ao longo do tempo. Para estimar os parâmetros cinemáticos da marcha, foco deste trabalho, é de fundamental importância detectar os eventos de **HS** (Heel Strike - Atingir do Calcanhar) e **TO** (Toe Off - Retirada do Pé) durante a marcha, tarefa executada de forma correta em 94% dos casos.

Palavras-chaves: IMU. Análise de marcha online. *Feedback* clínico. Parâmetros cinemáticos.

Abstract

A clinical evaluation of functional gait capacity often occurs subjectively, based on the clinical practitioner's experience and descriptive information on standard movement. This M.Sc. Dissertation describe the development of a system to online gait analysis, provided with a Graphcal User interface, able to supply these professionals with quantity informations about the kinematics of patient gait during the moviment execution. A database module has been developed to record the patiente gait parammmeters during its daily live, with possibilitie further analysis by the clinical proffetional using the same system. The online operation was ensured, since the processing, from the acquisition of the sample to its on-screen display,is done before of a new sample be received by the data acquisition system. The system tests was divided in two sections, with two repetitions each one, and the subjects was placed to walk in a treadmill. In the first section, 10 stride with the right leg was obtained for each subject, to evaluate the system capacity in to delimit the gait cicles. In the second, each subject gait by one minute, to available the processing data system during the time. To gait kinematics estimate, aim of this work, its very important to detect the HS (Heel Strike) and TO (Toe Off) events, during the gait execution. This task was correctly executed in 94

Keywords: IMU. Online gait analysis. Clinical feedback. Kinematics parameters.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Representação para os principais eventos do ciclo natural da marcha humana. Adaptado de (WHITTLE, 2007d).	23
Figura 2 – Representação para o comprimento de uma passada. Adaptado de (WHITTLE, 2007b).	24
Figura 3 – Representação dos planos anatômicos. Adaptado de (WHITTLE, 2007a).	26
Figura 4 – Representação dos movimentos para as articulações de quadril, joelho e tornozelo. Adaptado de (WHITTLE, 2007a).	27
Figura 5 – Representação de um laboratório equipado com o sistema BTS Gaitlab. (BTS S.p.A., 2017)	29
Figura 6 – Sistema GRAIL equipando um laboratório de análise de movimentos. (Motekforce Link, 2017)	29
Figura 7 – Sistema MVN BIOMECH de sensores inerciais. (Motekforce Link, 2017)	31
Figura 8 – Sistema Tech MCS de sensores inerciais. (Technaid S.L., 2017a)	31
Figura 9 – Diagrama do sistema proposto por Dingwelp e Davis (1996)	32
Figura 10 – Tela com a representação gráfica dos parâmetros tridimensionais da marcha, disponibilizados como feedback pelo sistema proposto por Morris e Paradiso (2002)	33
Figura 11 – Visão geral do sistema e as representações gráficas adotada no trabalho (NOORT et al., 2014).	33
Figura 12 – Feedback visual: O círculo vermelho representa o ângulo da articulação no instante atual, os movimentos de flexão/extensão movimentam o círculo na vertical, o objetivo a ser alcançado é indicado com a barra horizontal (GELDER et al., 2017).	34
Figura 13 – Sistema Tech MCS v.3. Editado de (Technaid S.L., 2013).	35
Figura 14 – Sistema de coordenadas técnico-anatômico (BF) para os seguimentos da pélvis, coxa, perna e pé. Eixos coordenados X, Y e Z representados nas cores vermelho, verde e azul, respectivamente (VARGAS et al., 2016).	38
Figura 15 – Eventos e fases da marcha ao longo do tempo. Editado de (WHITTLE, 2007d)	42
Figura 16 – Registro de ω_p feito com o uso da GUI desenvolvida nesta dissertação.	43
Figura 17 – Diagrama de blocos do algoritmo para obtenção de pontos de interesse.	44
Figura 18 – Diagrama de blocos do algoritmo para classificação de novos pontos.	45
Figura 19 – Médias dos ângulos da articulação do quadril expressa em porcentagem do ciclo da marcha, para 10 passos dados por um dos participantes durante os testes. Os parâmetros cinemáticos H1 - H5, H8, H9, H11 e H12, de cada ciclo estão evidenciados.	47

Figura 20 – Tela de configuração dos parâmetros das aquisições a serem feitas pelo sistema. a)Forma de captura dos dados; b)Escolha da frequência de aquisição; c)blocos de texto onde com os nomes dos sensores; d)Escolha da localização dos sensores de acordo com o avatar mostrado em e).	48
Figura 21 – Tela para escolha dos processamentos a serem feitos. a) Possíveis escolhas para processamento.	49
Figura 22 – Tela para escolha dos dados a serem plotados. a)É possível escolher três curvas para cada um dos três gráficos da interface.	50
Figura 23 – Tela principal da GUI desenvolvida durante uma captura de dados. a)Três gráficos que exibem informações em online; b)Conjunto de gráficos para plotagem da média e desvio padrão para a informação selecionada pelo usuário; c)Parâmetros de Benedetti (BENEDETTI; PIGNOTTI, 1998); d)Cadência; e)Opção de pausar e retornar a exibição dos dados; f)Opções para salvar os dados.	51
Figura 24 – Posicionamento dos sensores em um dos participantes.	52
Figura 25 – Ângulos da articulação do quadril para os 10 ciclos executados pelo participante 2. As linhas verticais verdes indicam o instante de início e fim de cada ciclo (HS), as linhas verticais vermelhas indicam os pontos de TO.	56
Figura 26 – Ângulos da articulação do joelho para os 10 ciclos executados pelo participante 2. As linhas verticais verdes indicam o instante de início e fim de cada ciclo (HS), as linhas verticais vermelhas indicam os pontos de TO.	56
Figura 27 – Ângulos da articulação do tornozelo para os 10 ciclos executados pelo participante 2. As linhas verticais verdes indicam o instante de início e fim de cada ciclo (HS), as linhas verticais vermelhas indicam os pontos de TO.. . . .	57
Figura 28 – Representação do erro na identificação dos eventos de (HS) e TO durante a Seção 1 dos testes com o Participante 1.	58
Figura 29 – Representação gráfica para o tempo médio de ciclo de cada um dos participantes, em suas quatro seções de testes.	59
Figura 30 – Representação da cinemática angular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo do participante 1. Valores representados pela média e desvio padrão obtidos durante a terceira seção de testes.	61
Figura 31 – Representação da cinemática angular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo do participante 2. Valores representados pela média e desvio padrão obtidos durante a terceira seção de testes.	61

Figura 32 – Representação da cinemática angular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo do participante 3. Valores representados pela média e desvio padrão obtidos durante a terceira seção de testes.	62
Figura 33 – Representação da cinemática angular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo do participante 4. Valores representados pela média e desvio padrão obtidos durante a terceira seção de testes.	62
Figura 34 – Representação da cinemática angular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo do participante 5. Valores representados pela média e desvio padrão obtidos durante a terceira seção de testes.	63
Figura 35 – Representação da cinemática angular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo do participante 6. Valores representados pela média e desvio padrão obtidos durante a terceira seção de testes.	63
Figura 36 – Representação da cinemática angular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo do participante 7. Valores representados pela média e desvio padrão obtidos durante a terceira seção de testes.	64
Figura 37 – Representação gráfica para a média dos ângulos de cada participante para as articulações do quadril, joelho e tornozelo, durante a seção de testes #3. $P\#n$ indica o participante n	64
Figura 38 – Exemplo de rotação no plano, operação cumulativa. a) Caneta rotacionada 90° , seguida por uma rotação de 180° . b) Caneta rotacionada primeiramente 180° , seguida por uma rotação de 90° . O resultado não difere, a ordem não é importante. (VAZ, 2010)	75
Figura 39 – Exemplo de rotação no espaço 3D, operação não-cumulativa. a) Caneta rotacionada 90° em relação a um plano ortogonal à uma direção arbitrariamente escolhida, seguida por uma rotação de 180° a um plano ortogonal ao plano anterior. b) Caneta rotacionada primeiramente 180° em relação a um plano ortogonal à uma direção arbitrariamente escolhida, seguida por uma rotação de 90° a um plano ortogonal ao plano anterior. O resultado difere, a ordem é importante. (VAZ, 2010)	75

Lista de tabelas

Tabela 1 – Valores típicos referentes à marcha de indivíduos saudáveis do sexo masculino (WHITTLE, 2007d).	25
Tabela 2 – Valores típicos referentes à marcha de indivíduos saudáveis do sexo feminino (WHITTLE, 2007d).	25
Tabela 3 – Características principais dos sensores Tech IMU (Technaid S.L., 2013).	36
Tabela 4 – Definição dos quatérnios técnico-anatômicos iniciais, obtidos durante o processo de calibração, com o usuário ereto (VARGAS et al., 2016).	39
Tabela 5 – Sistemas de eixos fixos e flutuante as articulações do quadril, joelho e tornozelo, onde os seguimentos da pélvis, coxa, perna e pé são representados por PV, TH, SH e FT, respectivamente.(VARGAS et al., 2016).	41
Tabela 6 – Ângulos das articulações em função dos quatérnios	41
Tabela 7 – Parâmetros angulares das articulações utilizados na análise de marcha.	46
Tabela 8 – Resultados da detecção dos eventos de HS e TO.	55
Tabela 9 – Tempo de ciclo médio para cada uma das seções as quais os participantes foram submetidos.	58
Tabela 10 – Comparação entre os parâmetros de Benedetti e Pignotti (1998), referentes à articulação do quadril, calculados para os oito participantes e o resultado apresentado em Benedetti e Pignotti (1998).	58
Tabela 11 – Comparação entre os parâmetros de Benedetti e Pignotti (1998), referentes à articulação do joelho, calculados para os oito participantes e o resultado apresentado em Benedetti e Pignotti (1998).	59
Tabela 12 – Comparação entre os parâmetros de Benedetti e Pignotti (1998), referentes à articulação do tornozelo, calculados para os oito participantes e o resultado apresentado em Benedetti e Pignotti (1998).	59

Glossário

ω_p Velocidade angular na direção do plano sagital da **IMU** fixa no pé do usuário.

TS_1 *Threshold* da amostra.

TS_2 *Threshold* de mínima distância entre pontos.

TS_3 *Threshold* de números de amostras de confirmação.

TS_4 *Threshold* de confirmação.

BF *Technic-anatomical frame* - Sistema técnico-anatômico.

CAN *Controller Area Network*.

CI Ciclos completos de marcha Identificados.

DCM *Direction Cosines Matrix* - Matriz de Cossenos Diretores.

EIPS Espinha Ilíaca Posterior Superior.

FP Falso Positivo.

FS *Floor Sensors* - Sensores de solo.

FSR *Force Sensitive Resistors* - Resistor Sensível a Força.

GF *Global Frame* - Sistema de coordenadas global.

GRAIL *Gait Real-time Analysis Interactive Lab* - Laboratório Interativo de Análise de Marcha em Tempo Real.

GRF *Ground Reaction Force* - Sensores de Reação do solo.

GUI *Graphical User Interface* - Interface Gráfica de Usuário.

HS *Heel Strike* - Atingir do calcanhar.

IMU *Inertial Measurement unit* - Unidade de Medição Inercial.

IP *Image Processing* - Processamento de Imagens.

IR *Infra Red* - Infra Vermelho.

ISB *International Society of Biomechanics* - Sociedade Internacional de Biomecânica.

LRS *Laser Range Scanners* - Scanners a Laser.

MARG *Magnetic, Angular Rate, and Gravity* - Magnético, Variação Angular e Gravidade.

MEMS *Micro-Electro-Mechanical System* - Sistema Micro-Eleto-Mecânico.

NWS *Non-Wearable Systems* - Sistemas não vestíveis.

PC *Personal Computer* - Computador Pessoal.

PI Ponto Indefinido.

SDK *Software Development Kit* - Kit de Desenvolvimento de Software.

SL *Stride Length* - Comprimento da Passada.

TO *Toe Off*- Retirada do pé.

ToF *Time-of-Flight* - Tempo de Voo.

WS *Wearable Systems* - Sistemas Vestíveis.

Sumário

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	Motivação	16
1.2	Objetivos	17
1.3	Justificativa	18
1.4	Estrutura da Dissertação	19
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	20
2.1	Conceitos Gerais sobre a Marcha Humana	20
2.2	Tecnologias Para Análise de Marcha	27
2.2.1	Sensores Vestíveis e Não-Vestíveis	28
2.2.2	Análise de Marcha Online	30
3	MATERIAIS E MÉTODOS	35
3.1	O Sistema de Aquisição de Dados	35
3.2	Algoritmo de Alinhamento Sensor-ao-Corpo	37
3.3	Cálculo dos Ângulos das Articulações	40
3.4	Identificação Das Fases da Marcha	41
3.5	Determinação dos Parâmetros da Marcha	45
3.6	Interface Gráfica do Usuário	47
3.7	Protocolo Experimental	51
4	VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL	54
4.1	Avaliação do Algoritmo de Detecção das Fases da Marcha	54
4.2	Tempos Médio de Passada	57
4.3	Estimação Online dos Parâmetros de Benedetti	58
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	65
5.1	Contribuições	65
5.2	Trabalhos Futuros	66
5.3	Publicações	66
	REFERÊNCIAS	67
	APÊNDICE A – REPRESENTAÇÃO DE ORIENTAÇÕES NO ESPAÇO TRIDIMENSIONAL	74

1 Introdução

O estudo de parâmetros de marcha humana tem sido objeto constante de trabalhos científicos e desenvolvimento de novas tecnologias, entre os anos de 2012 e 2013 mais de 3.400 publicações foram produzidas com temas relacionados (HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014). Os estudos envolvendo a análise de marcha humana vêm sendo empregados para promoção da saúde (SUTHERLAND, 2005; WANG et al., 2007), esportes (GOUWANDA; SENANAYAKE, ; PARKER et al., 2008) e segurança (FATHIMA; BANU, 2012; DERAWI et al., 2010)

1.1 Motivação

O envelhecimento, complicações durante o parto, os acidentes ou distúrbios que incluem a doença de Parkinson, paralisia cerebral, acidente vascular cerebral e lesões de medula podem alterar as características biomecânicas que definem um padrão de marcha humana saudável (TIEN; GLASER; AMINOFF, 2010). Frequentemente a avaliação clínica da capacidade funcional dos pacientes é subjetiva, com base na experiência do profissional clínico em informações descritivas sobre os padrões de movimento. Assim, há uma necessidade significativa de ter informação quantitativa tornando a avaliação objetiva e precisa. Além disso, o conhecimento dos parâmetros cinemáticos, como parte fundamental de uma análise completa da marcha humana, ajuda a otimizar as estratégias de reabilitação (FRIZERA et al., 2012). Esta informação quantitativa pode ser utilizada para proporcionar *feedback* ao profissional clínico e ao paciente, a fim de monitorizar a evolução da terapia (LUNENBURGER et al., 2007).

Diferentes pesquisas sobre a reabilitação da marcha demonstraram que o feedback do desempenho da marcha assume um papel importante no reaprendizado motor e melhora a motivação dos pacientes (LUNENBURGER et al., 2007; THIKEY et al., 2012).

Outra situação em que a análise quantitativa pode ser empregada está relacionada ao diagnóstico precoce de doenças e/ou avaliação de suas complicações. O uso de sistemas de análise com boa acurácia, pode ajudar a identificar características que levem ao diagnóstico de patologias, ou ainda, em certos casos o monitoramento ao longo do tempo de sua evolução (HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014).

Com os avanços tecnológicos, pode-se desenvolver ferramentas de hardware e software que auxiliam os profissionais clínicos, gerando informações quantitativas a respeito da marcha humana. Atualmente, os sistemas ópticos baseados em câmeras infravermelho são os dispositivos padrão-ouro usados para medir os parâmetros cinemáticos com alta acurácia

(HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014). No entanto, estas tecnologias apresentam algumas limitações: possuem alto valor de aquisição, apresentam portabilidade reduzida, restringem o estudo a um ambiente de laboratório controlado e requerem pessoal dedicado e experiente para o correto posicionamento de marcadores sobre o corpo e para o posterior processamento de dados. As características acima mencionadas podem dificultar o uso desses sistemas na rotina clínica e nas condições em que o paciente está realizando suas atividades de vida diária (ALFONSO; FRIZERA; CÔCO, 2015).

Recentemente Unidades de Medição Inercial (em inglês *Inertial Measurement Units* – IMUs) têm sido amplamente utilizadas para estimar parâmetros cinemáticos (FAVRE et al., 2009; CUTTI et al., 2010; PALERMO et al., 2014). Tal tecnologia oferece a possibilidade de análise de movimento em tempo real sem um setup complexo e não é limitada a ambientes específicos (HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014). IMUs também apresentam baixo custo e portabilidade, o que os tornam adequados para aplicações ambulatoriais. Assim, IMUs são colocadas em diferentes segmentos do corpo, a fim de detectar e quantificar as características da marcha humana como os ângulos das articulações, fases da marcha, velocidade de caminhada e cadência. Alguns desafios são enfrentados ao utilizar sensores inerciais, o erro acumulativo gerado durante a integração da velocidade angular fornecida pelos giroscópios (LUINGE; VELTINK, 2005) e distúrbios magnéticos que afetam altamente a performance dos magnetômetros (ROETENBERG; BATEN; VELTINK, 2007) exigem processamentos adequados para que tenham a menor influência possível nas medições.

Quando os dados destes sensores são analisados separadamente, o erros acumulativos, e os distúrbios magnéticos, tem grande influência sobre os resultados das medições. Por isso, ao longo dos últimos anos, pesquisadores têm se empenhado no desenvolvimento de algoritmos de fusão sensorial (ROETENBERG; BATEN; VELTINK, 2007; ALFONSO; FRIZERA; CÔCO, 2015), por meio dos quais é possível obter dados tão precisos que viabilizam a sua utilização ao invés dos sistemas ópticos.

1.2 Objetivos

O objetivo principal desta dissertação de mestrado é desenvolver e implementar um sistema de processamento de sinais para análise da marcha humana online. Os sinais serão provenientes de sensores IMU que estarão presos a segmentos do corpo, a saber, pélvis, coxa, perna e pé, para estimação de parâmetros cinemáticos e espaço-temporais das articulações dos membros inferiores. A análise é dita online pois, o processamento de cada nova amostra se dá antes que a próxima amostra seja coletada pelos sensores. Desta forma, pretende-se prover ao profissional clínico parâmetros cinemáticos a respeito do desenvolvimento da marcha à medida que o paciente a executa, possibilitando ainda análises objetivas quanto ao progresso de tratamentos fisioterapêuticos de reabilitação.

Para atingir o objetivo geral proposto, propõe-se os seguintes objetivos específicos.

- Desenvolver uma biblioteca em linguagem Python, que utilize o Kit de Desenvolvimento de Software (em inglês *Software Development Kit* - **SDK**) fornecido pela TechNaid, para recebimento dos dados das **IMUs** utilizadas pelo usuário;
- Implementar algoritmos que processem os dados físicos provenientes dos sensores, a fim de gerar informações quantitativas, úteis na análise clínica;
- Desenvolver uma Interface Gráfica de Usuário (em inglês *Graphical User Interface* - **GUI**) intuitiva e de fácil operação para o que o profissional clínico possa visualizar os dados quantitativos referentes à marcha do paciente. A **GUI** deve ser flexível no que tange a quais dados devem ser exibidos, podendo o profissional optar por exibir ou não conjuntos de dados específicos;
- Possibilitar ao usuário que haja uma geração de *dataloggers* com as informações coletadas em diferentes seções, o que possibilitaria a análise da evolução da sua situação ao longo de diferentes seções.
- Desenvolver um algoritmo de identificação das fases da marcha e de extração de parâmetros espaço temporais para as articulações do quadril, joelho e tornozelo;
- Desenvolver um protocolo de testes que permita avaliar desempenho do processamento dos parâmetros da marcha pela sistema;
- Validar de forma experimental os dados obtidos pelo sistema durante sua execução online, com dados apresentados em outros estudos.

1.3 Justificativa

O desenvolvimento de um sistema para análise de marcha que possibilite o monitoramento online da marcha, dotado de uma **GUI** intuitiva e flexível, permitirá que profissionais clínicos desenvolvam diagnósticos precisos, baseados em dados quantitativos. Possibilitará também, que durante a execução do movimento, sejam propostas correções a pequenos desvios indicando ao paciente em que momento o movimento precisa ser corrigido, utilizando informações gráficas ou numéricas à medida que o movimento é executado. Outra possibilidade é propor metas a serem alcançadas pelo paciente durante a execução do movimento. O *feedback*, dado ao paciente por meio da **GUI** de forma online, irá auxiliá-lo a transpor obstáculos na execução do movimento (**KIM; KREBS, 2012**).

A utilização de **IMU** em sistemas de análise de marcha tendem a, diminuir a complexidade de *setup* do sistema, reduzir os custos com sensores e permitir sua utilização

em ambientes não estruturados (HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014). Características que, em conjunto com sua portabilidade, as tornam adequadas para aplicações ambulatoriais.

A utilização de ferramentas de desenvolvimento em Python (Python Software Foundation, USA), uma linguagem de alto nível, orientada a objeto, e que possui um contínuo desenvolvimento comunitário e aberto (Python Software Foundation, 2017), permite que outros desenvolvedores agreguem funcionalidades, ou utilizem algumas de suas bibliotecas no desenvolvimento de novos sistemas para análise de dados.

Diversos trabalhos apresentados na literatura, que utilizam os Sistemas Vestíveis (em inglês *Wearable Systems* - WS) ou Sistemas não vestíveis (em inglês *Non-Wearable Systems* - NWS), tem demonstrado sua capacidade em fazer análises fidedignas da marcha humana (MARTINS et al., 2014; VARGAS et al., 2016). Porém, são poucos os sistemas que fornecem algum tipo de *feedback* em online a respeito da atividade que o usuário esta desenvolvendo naquele momento, exibindo de forma amigável os dados, para que o profissional clínico tire suas conclusões à medida que o movimento do paciente é executado.

1.4 Estrutura da Dissertação

Esta dissertação está estruturado como segue, o Capítulo 2 apresenta uma revisão da literatura, onde são expostos conceitos da biomecânicos da marcha humana e ferramentas utilizadas para análise de marcha. No capítulo 3 são observados os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento desta dissertação, é feita a apresentação do sistema de aquisição de dados, dos conceitos de apresentação de orientações, como é feita a identificação das fases e a determinação dos parâmetros da marcha e é apresentada a GUI. O capítulo 4 apresenta o protocolo utilizado durante os testes, a descrição dos sujeitos, e os resultados obtidos nos processos de identificação das fases e na determinação dos parâmetros cinemáticos da marcha. No capítulo 5 encontram-se as conclusões e contribuições do trabalho, além dos trabalhos futuros a serem realizados.

2 Fundamentação Teórica

Para o desenvolvimento de ferramentas de análise da marcha, é necessário conhecer suas características e as ferramentas e/ou tecnologias que podem auxiliar neste processo. Nesta seção serão apresentados conceitos sobre a biomecânica da marcha humana, bem como as tecnologias utilizadas no processo de análise da marcha que já foram validadas em diversos trabalhos encontrados na literatura atual.

2.1 Conceitos Gerais sobre a Marcha Humana

O estudo do movimento se dá de forma ampla por meio da Cinesiologia. A biomecânica é uma disciplina da cinesiologia, responsável por estudar os conceitos mecânicos do ponto de vista dos sistemas biológicos, logo, estuda os movimentos do corpo humano, em conjunto com as causas destes movimentos (SILVA, 2015). Tal disciplina visa descrever de forma precisa os movimentos e tudo o que está relacionado à sua produção, provendo conceitos e ferramentas matemáticas, necessárias para o fazê-lo. O estudo da biomecânica traz a diferentes profissionais como, por exemplo, fisioterapeutas, *personal trainers* e treinadores esportistas, informações a respeito da execução de movimentos mais eficientes, necessidades do pacientes, possibilidade do uso de aparelhos para correção, etc (KNUDSON, 2007).

Amadio e Serrão (2007) listam quatro campos de pesquisas, relacionados ao movimento humano, para os quais os estudos da biomecânica estão voltados, são eles:

- Esporte de alto rendimento, onde são estudadas técnicas para aperfeiçoamento do movimento afim de otimizar o rendimento esportivo, minimizar sobrecargas e otimizar treinamentos;
- Esportes escolares e recreação, pesquisas voltadas para a eficiência da aprendizagem, onde a preocupação está na adequação de sistemas e equipamentos com feedback pedagógicos;
- Prevenção e reabilitação voltada para a saúde, visa adequar e desenvolver equipamentos, bem como técnicas, procedimentos e métodos voltados para terapias, descrição de patologias, etc. Os resultados provenientes da biomecânica auxiliam fisioterapeutas e outros profissionais clínicos a prescrever exercícios, dispositivos de assistência, ou próteses;
- Atividades cotidianas e do trabalho, visa a segurança nas tarefas da vida cotidiana e

do trabalho, estudando os grupos de movimentos nas dependências das estações de trabalho, e meio ambiente.

A biomecânica do movimento humano é dividida em quatro diferentes áreas de estudo, a cinemática, dinâmica, antropometria e eletromiografia, por meio dos quais é possível medir e/ou descrever os movimentos por meio de suas trajetórias, forças envolvidas, dimensões dos membros e atividades elétricas musculares relacionadas, respectivamente (WINTER, 1979).

Na cinemática o movimento é descrito sem relacioná-lo às forças que o provocaram, sejam elas internas ou externas, ou seja, apenas são vistas as variáveis cinemáticas do movimento em detalhes como deslocamentos lineares e angulares, velocidade e acelerações (ROSE; GAMBLE, 2005; WINTER, 2009).

Para o estudo da dinâmica são analisadas as forças envolvidas nos sistemas biomecânicos, são mensuradas principalmente as forças de reação do solo sobre pontos de apoio, esta é uma força externa que serve de base para as estimativas das forças internas, que são aquelas que agem nos músculos, ligamentos e articulações. Sua medida é feita de forma direta através de plataformas de força, comumente dispostas no chão, em geral, quando se deseja analisar a marcha (AMADIO; SERRÃO, 2007).

Na antropometria o interesse está voltado para a determinação de características do corpo humano como, estatura, massa, volume, forma, densidade e centro de gravidade. A antropometria permite a construção de modelos para a obtenção das forças, torque e potências articulares a partir dos dados cinemáticos e das forças de reação com o solo (SILVA, 2015). A partir dela, é possível desenvolver um modelo biomecânico para o sistema que se deseja analisar. Algumas destas propriedades são obtidas por meio de estudos cadavéricos, realizando medidas diretas (AMADIO et al., 1999).

Com o uso da eletromiografia é possível representar os níveis da atividade muscular durante o desenvolvimento de determinadas tarefas. A eletromiografia registra as atividades elétricas dos músculos durante a contração muscular por meio do seu potencial de ação. O seu uso auxilia no diagnóstico de doenças neuromusculares, possibilita investigar como se dá o recrutamento das fibras musculares durante atividades específicas, etc (SILVA, 2015).

Na marcha humana, os parâmetros cinemáticos estão relacionados aos movimentos desenvolvidos pelos membros e os ângulos das articulações que são formados durante o processo da marcha. Mas, para que a marcha ocorra é preciso que hajam forças internas que, em conjunto com o peso corporal, irão agir sobre o solo, gerando forças de reação que tendem a mover o centro de gravidade. Estas forças são geradas a partir dos músculos que recebem comandos de ação provenientes do sistema nervoso central, e podem ser estudados com o uso da eletromiografia. As características antropométricas darão a forma

da marcha de cada paciente, verificadas quando avalia-se o tamanho da passada, por exemplo (AMADIO et al., 1999; SILVA, 2015).

A marcha bípede é formada por um processo cíclico e rítmico de locomover o corpo à frente de forma progressiva (ROSE; GAMBLE, 2005). Seu processo se dá pelo movimento periódico de cada pé entre posições de sustentação, em conjunto com forças de reação do solo para sustentação do corpo (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999). Durante o processo de marcha, existe sempre ao menos um dos pés em contato com o solo, característica esta que diferencia a marcha da corrida, em alguns instantes ambos estarão em contato com o solo, é o momento de transição, no qual o peso do corpo é transferido de uma perna para a outra, e a que antes sustentou passa para a etapa de balanço, na qual será lançada para a frente, a espera da carga do corpo para que o processo possa continuar (ROSE; GAMBLE, 2005).

O movimento cíclico e repetitivo presente na marcha, não garante porém que todos os ciclos sejam iguais, mas pode servir como aproximação para muitas pessoas saudáveis (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999).

A marcha humana tem seus ciclos divididos em duas grandes fases, a fase de apoio e a fase de balanço, que compreendem aproximadamente 60% e 40% dos ciclos de marcha, respectivamente (WHITTLE, 2007b). Tomando a perna direita como referência, Figura 1, a fase de apoio acontece enquanto o pé direito estiver em contato com o solo, no momento da sua retirada inicia-se a fase de balanço que perdurará até que o pé direito volte a ter contato com o solo. Por convenção, um novo ciclo de marcha se inicia todas as vezes em que o pé de referência entra em contato com o solo (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999).

A Figura 1 nos mostra ainda, sete subdivisões das fases da marcha mais o evento de contato inicial, que é enumerado apenas como um marco de início do ciclo. Destas subdivisões, quatro são referentes à fase de apoio, (1) transferência de carga, (2) apoio médio, (3) apoio terminal e (4) pré balanço; e três referentes à fase de balanço, (1) inicial (2) médio e (3) terminal. Para os casos típicos, estas subdivisões seguem a seguinte proporção (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999; WHITTLE, 2007b):

1. Contato inicial (0%);
2. Transferência de carga (0-10%);
3. Apoio média (10-30%);
4. Apoio terminal (30-50%);
5. Pré balanço (50-60%);
6. Balanço inicial (60-70%);

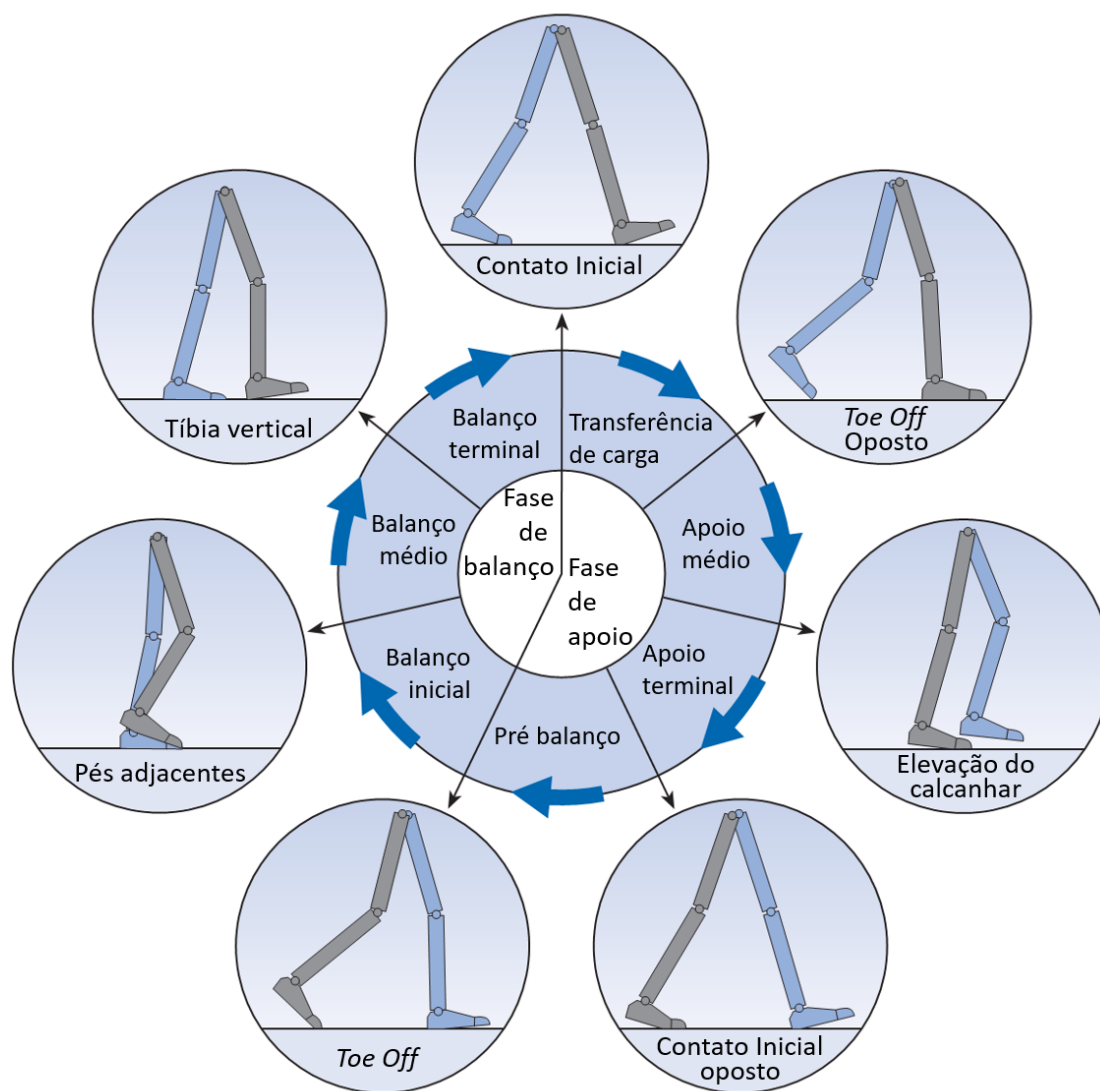


Figura 1 – Representação para os principais eventos do ciclo natural da marcha humana. Adaptado de (WHITTLE, 2007d).

7. Balanço médio (70-85%);
8. Balanço terminal (85-100%).

Outros autores subdividem as fases da marcha de formas diferentes. Tao et al. (2012), subdividem da forma como já mencionado, entretanto, considera a etapa de pré balanço como sendo inerente à fase de balanço, e não de apoio. Rose e Gamble (2005) subdividem o ciclo em apenas seis períodos sendo, (1) apoio duplo inicial, (2) apoio único, (3) segundo apoio duplo, (4) balanço inicial, (5) balanço médio e (6) balanço terminal, de forma que, (1,2 e 3) representam a fase de apoio, (4, 5 e 6) referentes à fase de balanço.

A representação fracionada do ciclo enfatiza as relações temporais da marcha, entretanto, existe a possibilidade de se obter informações bastante relevantes, se a estudarmos do ponto de vistas das posições dos pés no chão, ou seja, por meio das pegadas pode-se

obter informações importantes sobre os parâmetros de distância da marcha (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999).

Quando caminhamos, nos movemos uma distância específica a cada ciclo, esta distância é chamada de comprimento da passada (em inglês *Stride Length - SL*), Figura 2, e esta é a distância compreendida entre duas posições distintas e consecutivas do mesmo pé, quando apoiado no solo (WHITTLE, 2007b). Para que uma passada seja executada por completo, é preciso que tenham ocorridos dois passos, um com o pé esquerdo, e outro com o pé direito (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999). Em indivíduos saudáveis, ambos os passos têm aproximadamente o mesmo comprimento, já em indivíduos com alguma disfunção na marcha, é possível que haja algumas diferenças no comprimento de cada passo. Quando, por exemplo, o pé direito é movido à frente, executando um passo, e em seguida o pé esquerdo não é movido à frente do pé direito, mas apenas para o lado deste, disse que o *SL* é igual ao comprimento do passo direito (WHITTLE, 2007b).

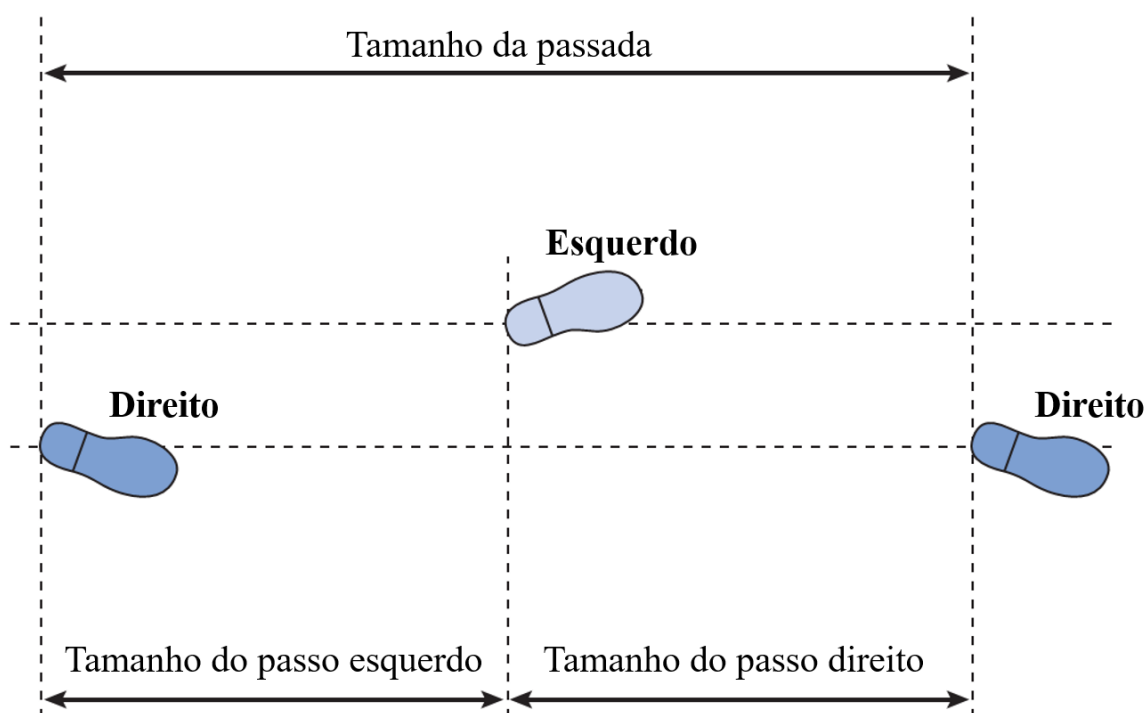


Figura 2 – Representação para o comprimento de uma passada. Adaptado de (WHITTLE, 2007b).

O *SL* representa uma das características espaço-temporais que podem ser medidos e servem como padrões de avaliação da marcha. A cadência é outra destas características e corresponde ao número de passos dados pelo indivíduo por minuto. O valor da cadência está relacionado ao tempo gasto para executar cada passo. Outra característica bastante avaliada é a velocidade da marcha, que pode ser obtida através do tamanho de cada passo e a cadência (YOO; NIXON, 2011). Em indivíduos saudáveis a cadência, bem como outras características, podem variar com a idade e o sexo. A Tabela 1 nos mostra valores típicos

destas características para uma marcha livre de sujeitos saudáveis do sexo masculino, enquanto que na Tabela 2, são representados estes valores para indivíduos saudáveis do sexo feminino (WHITTLE, 2007d).

Tabela 1 – Valores típicos referentes à marcha de indivíduos saudáveis do sexo masculino (WHITTLE, 2007d).

Idade [anos]	Cadência [passos/min]	Tempo de Ciclo [s]	Comprimento da passada [m]	Velocidade [m/s]
13–14	100–149	0,81–1,20	1,06–1,64	0,95–1,67
15–17	96–142	0,85–1,25	1,15–1,75	1,03–1,75
18–49	91–135	0,89–1,32	1,25–1,85	1,10–1,82
50–64	82–126	0,95–1,46	1,22–1,82	0,96–1,68
65–80	81–125	0,96–1,48	1,11–1,71	0,81–1,61

Tabela 2 – Valores típicos referentes à marcha de indivíduos saudáveis do sexo feminino (WHITTLE, 2007d).

Idade [anos]	Cadência [passos/min]	Tempo de Ciclo [s]	Comprimento da passada [m]	Velocidade [m/s]
13–14	103–150	0,80–1,17	0,99–1,55	0,90–1,62
15–17	100–144	0,83–1,20	1,03–1,57	0,92–1,64
18–49	98–138	0,87–1,22	1,06–1,58	0,94–1,66
50–64	97–137	0,88–1,24	1,04–1,56	0,91–1,63
65–80	96–136	0,88–1,25	0,94–1,46	0,80–1,52

O estudo do movimento relativo entre corpos rígidos encontra aplicação na análise da marcha e outros movimentos do corpo onde cada segmento de membro é considerado um corpo rígido (KNUDSON, 2007; ROSE; GAMBLE, 2005). Quando se trata da marcha humana, os parâmetros cinemáticos são usualmente caracterizados pelos ângulos das articulações do quadril, joelho e tornozelo (WINTER, 2009). Esses parâmetros são obtidos pela observação dos seguimentos que se interligam na articulação em estudo sendo, pélvis e coxa para a articulação do quadril, coxa e perna para a do joelho e perna, e pé para a do tornozelo (ROSE; GAMBLE, 2005).

Os movimentos dos seguimentos executados em três dimensões são descritos nos três planos de referência anatômicos, Figura 3. Os movimentos descritos no plano Sagital - plano que divide o corpo humano em lado direito e lado esquerdo - são os movimentos de flexão e extensão (para o tornozelo, estes movimentos são denominados de flexão dorsal, quando o dorso do pé se movimenta no sentido cranial, e flexão plantar, quando a planta do pé se movimenta no sentido caudal). Quando o movimento se dá no plano frontal - plano que divide o corpo humano em frente e detrás - são movimentos denominados de abdução e adução (para o tornozelo, estes movimentos recebem o nome de Eversão e Inversão). Os movimentos conhecidos como rotação interna e externa são aqueles que se

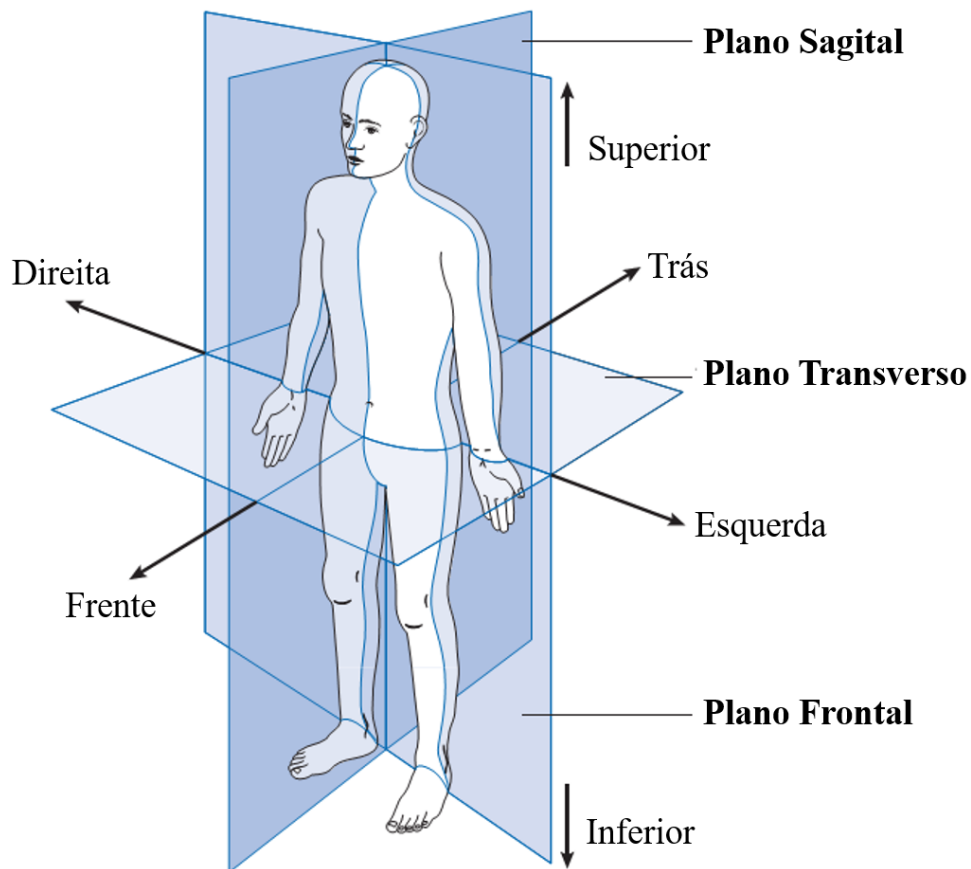


Figura 3 – Representação dos planos anatômicos. Adaptado de (WHITTLE, 2007a).

desenvolvem no plano transverso - plano este que divide o corpo humano em parte superior e inferior - Figura 4 (WHITTLE, 2007a; CHAO, 1980).

Para descrever em termos cinemáticos o movimento completo de cada seguimento do corpo, são necessárias 15 variáveis, sendo elas (WINTER, 2009):

- Posição (x, y, z) do centro de massa do seguimento;
- Velocidade linear $(\dot{x}, \dot{y}, \dot{z})$ do centro de massa do seguimento;
- Aceleração linear $(\ddot{x}, \ddot{y}, \ddot{z})$ do centro de massa do seguimento;
- Ângulo do seguimento em dois planos, θ_{xy}, θ_{yz} ;
- Velocidade angular do seguimento em dois planos, ω_{xy}, ω_{yz} ;
- Aceleração angular do seguimento em dois planos, α_{xy}, α_{yz} .

As informações são necessárias apenas em dois planos, uma vez que qualquer direção do seguimento pode ser completamente descrita em dois planos, o que temos por sua vez

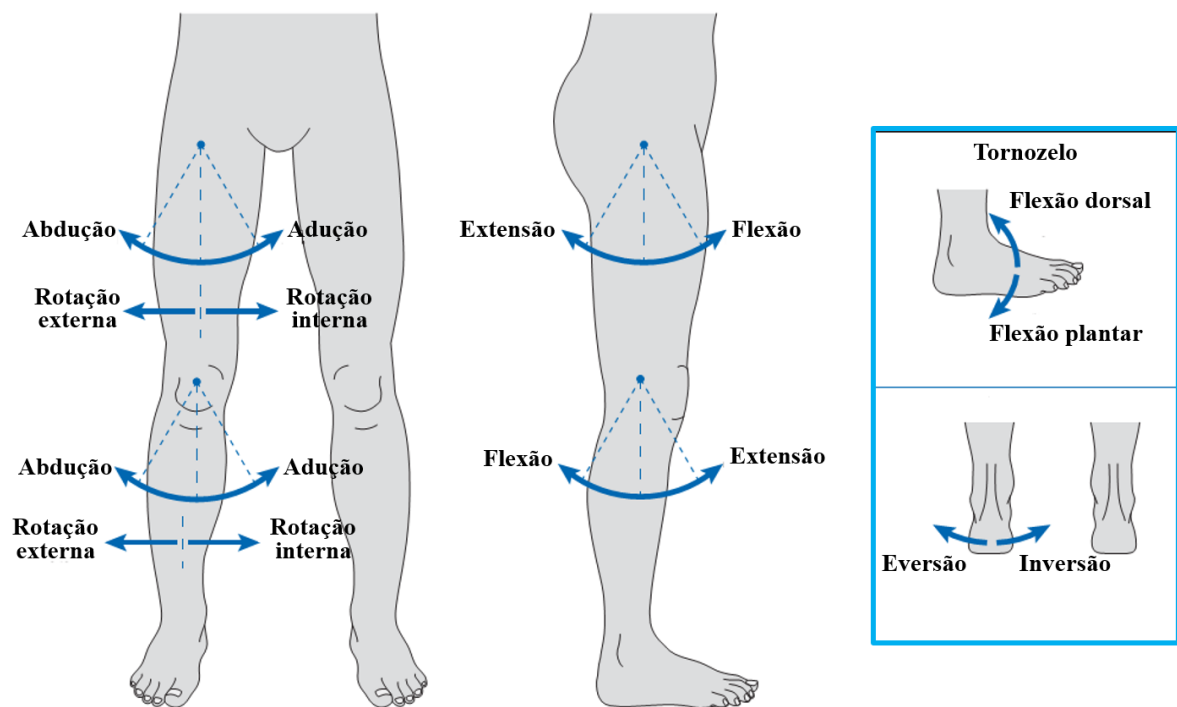


Figura 4 – Representação dos movimentos para as articulações de quadril, joelho e tornozelo. Adaptado de (WHITTLE, 2007a).

são sensores que por concepção são triaxiais, o que possibilita extrair as três dimensões no momento da media (WINTER, 2009).

2.2 Tecnologias Para Análise de Marcha

O advento de novas tecnologias vem proporcionando o desenvolvimento de dispositivos capazes de obter medidas e parâmetros da marcha humana com maior eficiência e acurácia, provendo aos especialistas uma grande gama de informações sobre o paciente e o seu progresso. Estes dispositivos têm tomado o lugar das antigas formas tradicionais de se avaliar a marcha humana, nas quais eram utilizadas observação dos especialistas, que baseando-se em critérios subjetivos de avaliação dos movimentos (HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014).

O início da análise de marcha moderna deu-se em meados dos anos de 1980 quando, em Connecticut - Estados Unidos, a United Technologies Corporation iniciou os trabalhos de análise de marcha com uso de marcadores reflexivos em seu laboratório. Os equipamentos necessários para emprego destas novas técnicas foram disponibilizados pela Oxford Dynamics (BAKER, 2006).

Atualmente, as tecnologias utilizadas para análise de marcha são classificadas como aquelas baseadas em sensores vestíveis (em inglês *Wearable Wensors* - WS) e aquelas baseadas em sensores não vestíveis (em inglês *Non-Wearable Sensors* - NWS) (HERRAN;

ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014).

2.2.1 Sensores Vestíveis e Não-Vestíveis

Os **NWS** requerem uma infraestrutura física específica, onde os sensores são posicionados em um laboratório e o paciente dará poucos passos a cada teste, limitado às dimensões do local, restringindo as possibilidades de movimentos. Enquanto que os **WS** permite monitorar o paciente em atividades do seu cotidiano, fora do ambiente laboratorial, e em testes onde o paciente possa dar um grande número de passos (HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014; CUTTI et al., 2010).

Dentre as tecnologias que utilizam os **NWS** existem dois subgrupos, (1) aqueles baseados em Processamento de Imagens (em inglês *Image Processing* - **IP**), que utilizam um ou mais sensores óticos para capturar parâmetros da marcha do paciente. E (2) os baseados em Sensores de Solo (em inglês *Floor Sensors* - **FS**), que fazem uso de plataformas de força, dispostas no solo, que capturam a pressão sobre os sensores, e dos Sensores de Reação do Solo (em inglês *Ground Reaction Force* - **GRF**) que medem as forças de interação do pé com o solo durante a marcha (HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014).

Os sistemas baseados em **IP** utilizam principalmente câmeras, digitais ou analógicas, como dispositivos de captura de imagem, mas também podem utilizar sensores Infra Vermelho (em inglês *Infra Red* - **IR**), Scanners a Laser (em inglês *Laser Range Scanners* - **LRS**), ou câmeras Tempo de Voo (em inglês *Time-of-Flight* - **ToF**) (CAPPOZZO et al., 2005; HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014). Atualmente a técnica mais completa que utiliza os sistemas baseados em **IP** compreende a estereofotogrametria, que faz uso de imagens de diferentes câmeras, posicionadas em locais distintos, tiradas ao mesmo tempo, para obter os parâmetros tridimensionais da marcha do indivíduo (CESERACCIU; SAWACHA; COBELLI, 2014). O custo elevado, a dificuldade de mover os equipamentos e o campo de visão restrito ao laboratório de análises são pontos negativos dos sistemas estereofotogramétricos (CUTTI et al., 2010).

No mercado existem vários sistemas baseados em **NWS**, dentre eles podemos citar:

- **BTS GaitLab Figura 5** (BTS S.p.A., Itália) - capaz de monitorar parâmetros cinemáticos, miométricos e forças de reação no solo (BTS S.p.A., 2017);
- **Vicon** (Oxford, UK) - composto por câmeras **IR**, software de análise e acessórios que auxiliam na calibração do sistema (VICON, 2017);
- **GRAIL** (*Gait Real-time Analysis Interactive Lab* - Laboratório Interativo de Análise de Marcha em Tempo Real) (Motekforce Link, Holanda), Figura 6 - capaz de monitorar os parâmetros cinemáticos e de forças de reação no solo (Motekforce Link, 2017).



Figura 5 – Representação de um laboratório equipado com o sistema BTS Gaitlab. (BTS S.p.A., 2017)



Figura 6 – Sistema GRAIL equipando um laboratório de análise de movimentos. (Motekforce Link, 2017)

Quando o elemento sensor está diretamente em contato com o seguimento do corpo a ser analisado, como é o caso dos **WS**, torna possível o monitoramento do paciente durante atividades da vida cotidiana, devido à característica de portabilidade destes sistemas, que não restringe sua utilização a laboratórios específicos (CUTTI et al., 2010; TAO et al., 2012).

Atualmente os **WS** que se destacam na análise de marcha são os acelerômetros, giroscópios, magnetômetros e goniômetros, trabalhando de forma individual ou em conjunto (WILLEMSEN; ALSTÉ; BOOM, 1990; LUNGE; VELTINK, 2005; VARGAS et al., 2016; ALFONSO; FRIZERA; CÔCO, 2015; CHAO, 1980; WHITTLE, 2007c; AMADIO et al., 1999). Acelerômetros e giroscópios são produzidos utilizando a tecnologia de Sistema

Micro-Eleto-Mecânico (em inglês *Micro-Electro-Mechanical System* - MEMS) (RUETER-BORIES et al., 2010). Quando acelerômetros e giroscópios triaxiais são combinados com magnetômetros o sistema passa a ser conhecido como Magnético, Variação Angular e Gravidade (em inglês *Magnetic, Angular Rate, and Gravity* - MARG) (XIAO et al., 2011). Na literatura, os termos IMU e MARG muitas vezes são utilizados para descrever sistemas que utilizam todos os três sensores MEMS, mas o uso termo IMU deve restringir-se aos sistemas que não apresentam o uso do magnetômetro. Já os sistemas MARG englobam acelerômetro, giroscópio e magnetômetro (XIAO et al., 2011; MADGWICK; HARRISON; VAIDYANATHAN, 2011).

No que tange os sistemas MARG existem duas vertentes principais de estudos, aquelas que buscam desenvolver algoritmos de correções e fusão sensorial que são embarcados nos próprios WS, estes algoritmos visam diminuir a interferência de campos magnéticos externos às medições do magnetômetro, e/ou a correção do problema de *drift* que ocorrem na integração das medições dos giroscópios (ALFONSO; FRIZERA; CÔCO, 2015; MUCCIACCIA; FRIZERA; SALLES, 2016; LUNGE; VELTINK, 2005). Por outro lado, existem os estudos que buscam desenvolver os algoritmos de análise de movimento propriamente ditos, os quais visam aperfeiçoar o resultado final dos parâmetros cinemáticos obtidos pelos sensores (VARGAS et al., 2016; TAO et al., 2012; LUNGE; VELTINK, 2005).

Sistemas baseados em WS de alta precisão também são comercializados e utilizados para captura de movimentos. Estas são ferramentas completas, dotadas de sensores, concentradores, software de análise, procedimentos de calibração, dentre os quais podemos citar:

- MVN BIOMECH (Xsens Technologies B.V., Holanda), Figura 7 - mede os parâmetros cinemáticos de todo o corpo, de acordo com a quantidade de sensores a serem utilizados (Xsens Technologies B.V., 2016);
- Tech MCS (Thechnaid, Espanha), Figura 8, sistema wireless completo de análise de movimento, utilizado em reabilitação, pesquisas biomédicas e esportes.

2.2.2 Análise de Marcha Online

Em 1996, Dingwelp e Davis (1996) desenvolveram um sistema para análise de marcha online, Figura 9, no qual são analisadas as forças exercidas por cada perna durante a marcha através de plataformas de forças colocadas em uma esteira. O sistema contempla um software que quantifica e exhibe as informações relativas à marcha, provendo feedback visual ao usuário através de um monitor colocado em sua frente. Dingwelp e Davis (1996) justificam o uso da esteira devido às facilidades de se controlar a velocidade de caminhada



Figura 7 – Sistema MVN BIOMECH de sensores inerciais. ([Motekforce Link, 2017](#))



Figura 8 – Sistema Tech MCS de sensores inerciais. ([Technaid S.L., 2017a](#))

dos usuários, possibilidade de executar vários ciclos da marcha sem necessitar de grande espaço físico. O *feedback* visual apresentado se refere apenas aos esforços exercidos sobre o

solo, no entanto a GUI desenvolvida não contempla parâmetros quantitativos, os dados dos sensores são exibidos da forma como são coletados.

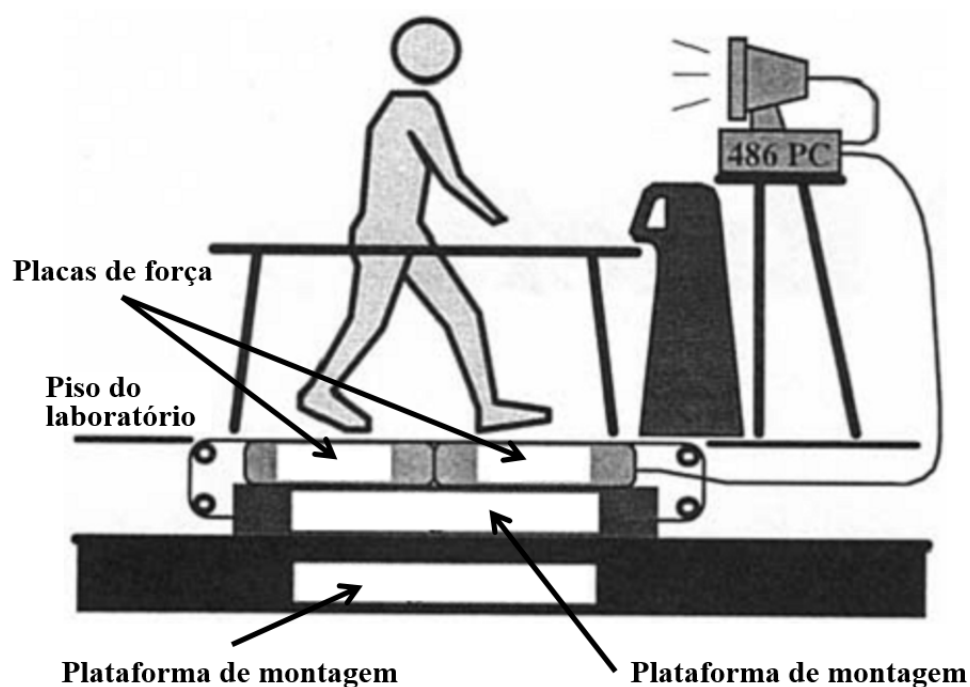


Figura 9 – Diagrama do sistema proposto por [Dingwelp e Davis \(1996\)](#)

[Morris e Paradiso \(2002\)](#) desenvolveram um sistema para análises clínicas da marcha, Figura 10. Este monitora parâmetros tridimensionais do movimento do pé durante a marcha, provendo também posição e distribuição da pressão do pé a cada instante. O sistema foi construído sobre um tênis comum instrumentado com quatro sensores de força Sensores Sensíveis a Força (em inglês *Force Sensitive Resistor* - FSR), dois sensores de força flexíveis e um transmissor wireless para transmissão de dados propiciando sua utilização em ambientes diversos e em situações da vida cotidiana. [Morris e Paradiso \(2002\)](#) limitam-se em analisar parâmetros de movimento do pé, desconsiderando os efeitos de outras articulações no processo da marcha. O *feedback* exibe as informações de cada sensor da forma como são obtidos.

[Hanlon e Anderson \(2009\)](#) desenvolvem um algoritmo preditor para detecção online de eventos relacionados à marcha humana. Utilizando apenas acelerômetros, o sistema deve ser capaz de identificar o evento de contato inicial do pé durante a marcha. Etapas de treinamento são requeridas, onde os sensores FSR e plataformas de força são utilizadas para identificar os momentos exatos do contato inicial, para coleta sincronizada dos dados dos acelerômetros.

[Noort et al. \(2014\)](#) desenvolveram um sistema de feedback visual online para avaliar pacientes com osteoartrite em reabilitação. O intuito do feedback é mostrar ao paciente parâmetros da marcha de forma gráfica, que o auxiliem na diminuição da carga imposta

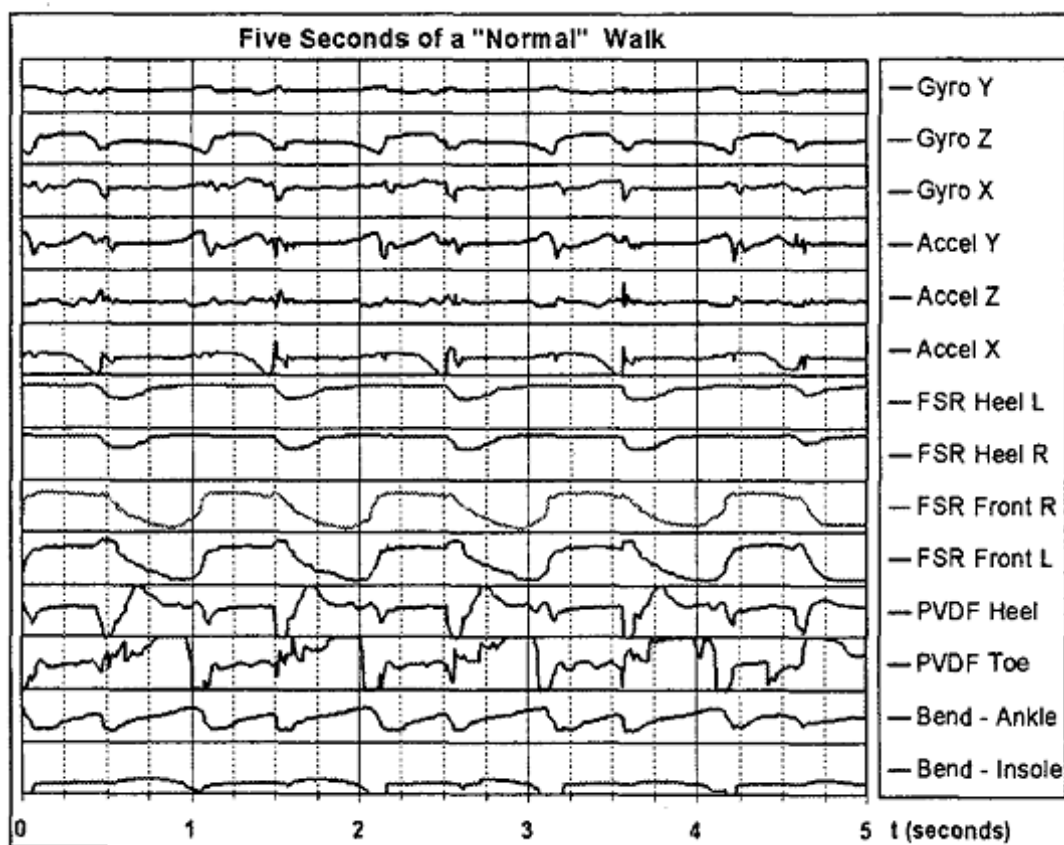


Figura 10 – Tela com a representação gráfica dos parâmetros tridimensionais da marcha, disponibilizados como feedback pelo sistema proposto por [Morris e Paradiso \(2002\)](#)

sobre a articulação do joelho. A Figura 11 nos mostra uma visão geral do sistema e quais foram as representações gráficas utilizadas como feedback para os parâmetros adotados. O trabalho proposto por [Noort et al. \(2014\)](#) trata-se de um sistema orientado a objetivos, o *feedback* dado ao paciente é capaz de indicar o quão próximo da meta imposta pelo profissional clínico o paciente se encontra.

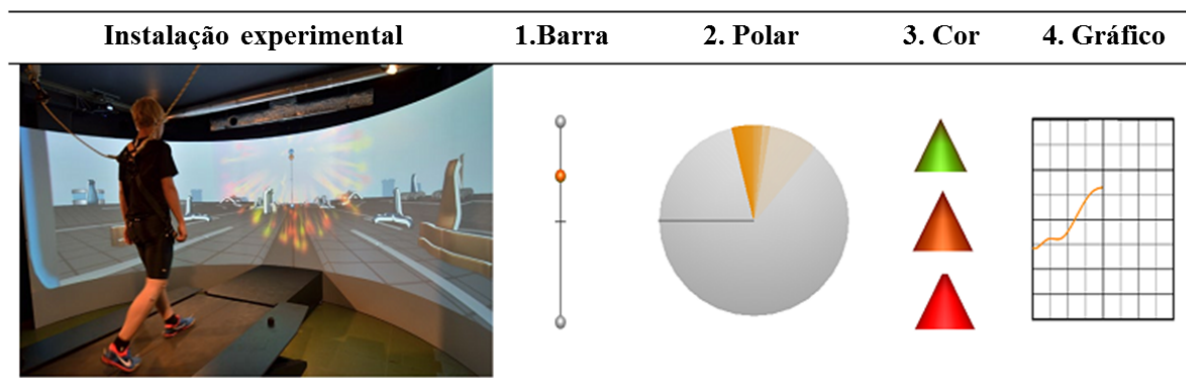


Figura 11 – Visão geral do sistema e as representações gráficas adotada no trabalho ([NOORT et al., 2014](#)).

O trabalho de [Gelder et al. \(2017\)](#) estuda o uso do feedback em tempo real no

tratamento de crianças com paralisia cerebral. O propósito é fazer com que as crianças melhorem o desenvolvimento do ângulo das articulações do quadril e joelho. Para isso, na GUI é apresentada uma barra objetivo, que representa qual foi a excursão total daquela articulação durante uma execução do teste. O protocolo impõe objetivos a serem alcançados pelo paciente durante a execução do movimento. A visão geral deste sistema pode ser vista na Figura 6, enquanto que a Figura 12 mostra o feedback visual dado ao paciente.

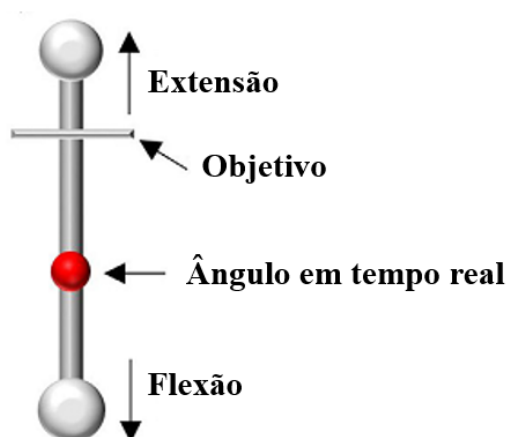


Figura 12 – Feedback visual: O círculo vermelho representa o ângulo da articulação no instante atual, os movimentos de flexão/extensão movimentam o círculo na vertical, o objetivo a ser alcançado é indicado com a barra horizontal (GELDER et al., 2017).

3 Materiais e Métodos

Nesta seção são observados os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento desta dissertação. O sistema de aquisição de dados é apresentado, também são expostas duas formas de se representar as orientações de sistemas articulados, bem como as ferramentas matemáticas utilizadas para calcular os ângulos das articulações, o algoritmo de identificação das fases da marcha e as funcionalidades presentes na GUI desenvolvida.

3.1 O Sistema de Aquisição de Dados

O sistema utilizado para aquisição dos dados da marcha foi o Tech MCS v.3 (Technaid, Espanha). Este sistema possibilita a aquisição de até 16 sensores Tech IMU conectados simultaneamente em seu Tech HUB por meio de um barramento CAN (Marco Di Natale, 2012), Figura 13. O Tech HUB, ou concentrador, se comunica com um PC para análise e armazenamento dos dados. Esta comunicação pode ser feita através de conexão USB (MINDSHARE, 1997) direta entre concentrador e PC, ou via Bluetooth, utilizando um adaptador próprio do sistema, que se conecta à entrada USB do PC. Um cartão de memória micro SD pode ser inserido no concentrador para armazenamento dos dados coletados e processamento futuro (Technaid S.L., 2013).

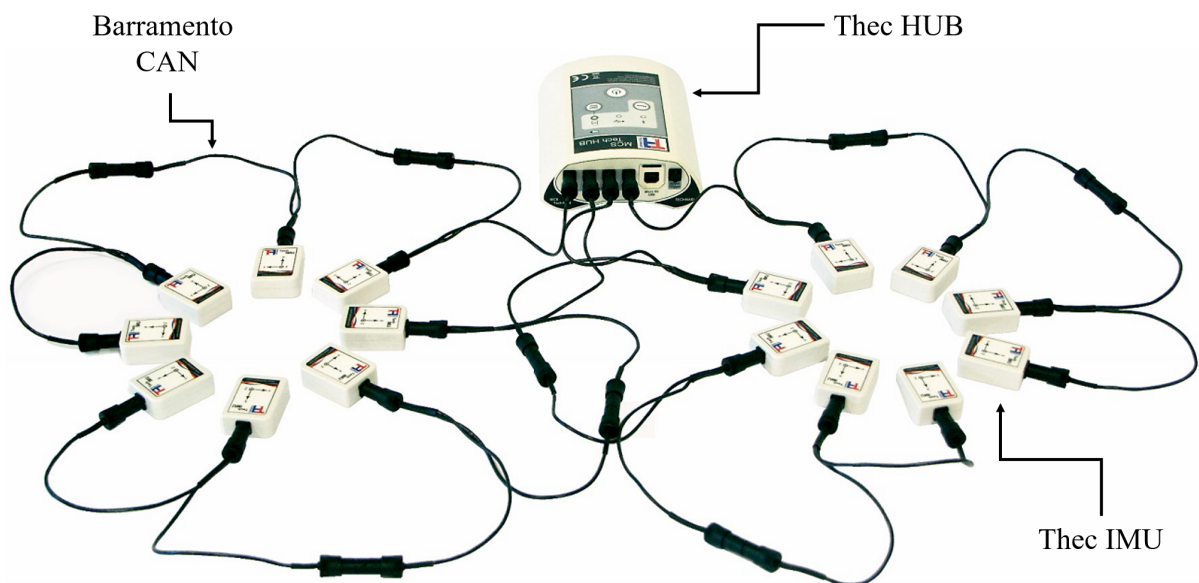


Figura 13 – Sistema Tech MCS v.3. Editado de (Technaid S.L., 2013).

Os sensores Tech IMU são compostos por um acelerômetro, um giroscópio e um magnetômetro, todos triaxiais, e um sensor de temperatura que é utilizado durante o processo de fusão sensorial para realizar correções na variação da medida por mudanças

na temperatura do dispositivo. Os sensores operam a uma frequência de amostragem que pode variar de 10 a 200Hz, e possui precisão em movimentos estáticos inferior a um grau (Technaid S.L., 2013). A Tabela 3 mostra as principais características dos sensores Tech IMU.

Tabela 3 – Características principais dos sensores Tech IMU (Technaid S.L., 2013).

Característica	Magnitude/ Range	Unidade
Tensão de alimentação	3,7 - 4,5	VDC
Corrente	100 - 110	mA
Dimensões	26 x 36 x 11	mm
Peso	9	g
Giroscópio	Range	$\pm 500 / \pm 2000$ $\pm 8,727 / \pm 34,9$
	Sensibilidade	2,0 / 0,5 rad/s $mV / \circ/s$
Acelerômetro	Range	$\pm 3,6$ $\pm 35,32$
	Sensibilidade	300 G m/s^2 mV/g
Magnetômetro	Range	± 2 ± 200
	Sensibilidade	0,5 gauss μT V/gauss
Acurácia do sensor inercial	< 1	graus
Alcance Wireless em linha reta	150	m
Alcance Wireless com obstáculos	50	m
Frequência de amostragem	10 - 200	Hz
Formato de Saída:		
Medidas Físicas:		
Velocidade Angular 3D [rad/s]	Digital: Sinal digitalizado representado em 12 bits.	
Aceleração 3D [m/s^2]	Físicos: Valores do sinal físico correspondente à unidade de medida.	
Campo magnético 3D [μT]		
Temperatura [$^{\circ}C$]	Orientação: Matriz de cossenos diretores (DCM) ou Quatérnios.	

O sistema Tech MCS v.3 possibilita trabalhar com diferentes formas de representação dos dados. Pode-se optar pela coleta dos dados puramente digitais, no formato de como as mensagens trafegam pelo barramento CAN (Marco Di Natale, 2012); dados físicos em três dimensões aceleração, velocidade angular e campo magnético para acelerômetro, giroscópio e magnetômetro, para cada sensor respectivamente; ou ainda pode ser representada diretamente a orientação do sensor, esta pode ser feita na forma de matriz de cossenos diretores, ou em forma de quatérnios. Quando se escolhe coletar os dados na forma de orientação, pode-se também coletar os dados físicos em conjunto (Technaid S.L., 2011).

Em conjunto com o hardware a Technaid provê uma solução de software que integra o sistema Tech MCS v.3. O concentrador transmite os dados para o software que pode ser utilizado por especialistas clínicos ou pesquisadores na análise da marcha. Os dados podem

ser armazenados em formatos compatíveis com o Matlab (MathWorks, EUA) ou exibidos na tela na forma de um avatar 3D ou gráfica (Technaid S.L., 2017b). Outra interface é o SDK MCS Studio desenvolvido em linguagem de programação C# (LOTAR, 2010) para facilitar a criação de interfaces ou GUI por pesquisadores (Technaid S.L., 2011).

Nesta Dissertação de Mestrado são utilizados sete unidades Tech IMU, quando ambas as pernas são analisadas, ou apenas quatro unidades, quando uma única perna for objeto de estudo. Os sensores são conectados a um concentrador Tech HUB que se conecta ao PC através do cabo USB. O SDK MCS Studio (Technaid S.L., 2011) foi utilizado como método de acesso às informações trocadas entre o Tech HUB e o PC, facilitando o desenvolvimento da GUI, evitando a necessidade de se processar cada quadro de mensagem recebido. O formato dos dados escolhidos para processamento na GUI foram as orientações dos sensores na forma de quatérnios, uma vez que esta informação contém a orientação do sensor no espaço tridimensional (3D) e para representá-la bastam quatro valores, mais detalhes são discutidos na próxima seção.

3.2 Algoritmo de Alinhamento Sensor-ao-Corpo

Quando a análise de movimento é feita utilizando sistemas IMU/ MARG, não há o enquadramento entre os sensores e o sistema definido anatomicamente, por isso existe a necessidade em se utilizar modelos matemáticos que “transportem” os dados obtidos pelos sensores, inicialmente referenciado a um sistema de coordenadas global (em inglês *Global Frame - GF*) para um sistema de coordenadas correspondente ao Sistema Técnico-anatômico (em inglês *Technic-anatomical frame - BF*) (FAVRE et al., 2009). Este será uma estimativa para o sistema de coordenadas embutido no osso, definido pela Sociedade Internacional de Biomecânica (em inglês *International Society of Biomechanics - ISB*), uma vez que este sistema corresponde a pontos nos ossos encontrados apenas por meio de apalpamento ou inidentificáveis por meio de raio-X (VARGAS et al., 2016).

Vargas et al. (2016) desenvolveram um processo de calibração que possui duas características importantes e que levaram à sua escolha para utilização nesta dissertação de mestrado. Primeiro, implementação matemática simples, utilizando operações com quatérnios de fácil implementação computacional. Segundo, pela não necessidade de o usuário desenvolver movimentos complexos durante a etapa de calibração, o que facilita sua utilização em ambientes clínicos.

O processo inicia-se pela aquisição de dados enquanto o usuário permanece em uma postura ereta durante cinco segundos sem fazer nenhum movimento. Neste estágio são coletados os dados da IMU fixa na pélvis do usuário. O quatérnio com a média dos valores coletados (${}^{GF}\mathbf{q}_{IMU-F-PV_0}$), será utilizado para fazer o alinhamento do sensor pélvico com a gravidade (VARGAS et al., 2016). O procedimento é feito em três passos, (1) transforma

o quatérnio em uma DCM utilizando a Equação 3.1 para obter os parâmetros do eixo x do sistema de coordenadas do sensor, $x_{IMU-F-PV0}$, Equação 3.2; (2) Obtém-se o ângulo θ entre $x_{IMU-F-PV0}$ e o vetor gravidade ZG , Equação 3.3; (3) Encontra-se o vetor unitário \mathbf{n}_1 o qual seja ortogonal aos vetores $x_{IMU-F-PV0}$ e ZG , Equação 3.4. Por fim, deve-se calcular o quatérnio de correlação, q_c , dado pela Equação 3.5 que transforma os dados iniciais dos sensores para o sistema de coordenadas técnico-anatômico 14.

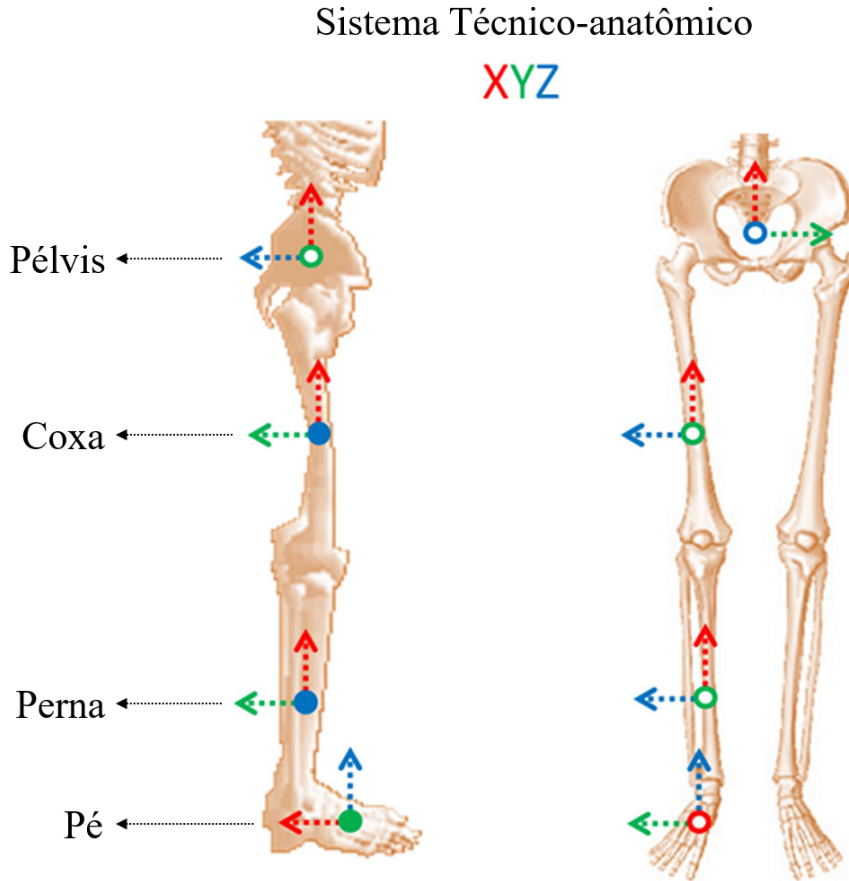


Figura 14 – Sistema de coordenadas técnico-anatômico (BF) para os seguimentos da pélvis, coxa, perna e pé. Eixos coordenados X, Y e Z representados nas cores vermelho, verde e azul, respectivamente (VARGAS et al., 2016).

$$M(\mathbf{q}) = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1q_2 - q_0q_3) & 2(q_1q_3 + q_0q_2) \\ 2(q_1q_2 + q_0q_3) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_2q_3 - q_0q_1) \\ 2(q_1q_3 - q_0q_2) & 2(q_2q_3 + q_0q_1) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

$$x_{IMU-F-PV0} = M^{(GF)} \mathbf{q}_{IMU-F-PV0} \mathbf{i} \quad (3.2)$$

$$\theta = \text{acos}(2(q_1q_3 + q_0q_2)) \quad (3.3)$$

$$\mathbf{n}_1 = \left[2(q_1q_2 + q_0q_3) \quad q_2^2 + q_3^2 - q_0^2 - q_1^2 \right]^T \quad (3.4)$$

$$\mathbf{n}_1 = \frac{\mathbf{n}_1}{\|\mathbf{n}_1\|}$$

$$q_c(\theta, \mathbf{n}) = \left(\cos\left(\frac{\theta}{2}\right), \mathbf{n} \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \right) \quad (3.5)$$

Uma vez calculado o quatérnio de correção, é possível estimar todas as posições técnico-anatômicas para todos os sensores através das equações apresentadas na Tabela 4, neste caso apresentados apenas para a perna direita por simplicidade, podendo ser aplicado à perna esquerda da mesma forma (VARGAS et al., 2016).

Tabela 4 – Definição dos quatérnios técnico-anatômicos iniciais, obtidos durante o processo de calibração, com o usuário ereto (VARGAS et al., 2016).

Segmento	Definição do quatérnio inicial
Pélvis	${}^{GF}\mathbf{q}_{BF-PV_0} = \mathbf{q}_c \otimes {}^{GF}\mathbf{q}_{IMU-F-PV_0}$
Coxa	${}^{GF}\mathbf{q}_{BF-TH_0} = {}^{GF}\mathbf{q}_{BF-PV_0} \otimes \mathbf{q}_{ROT}(90^\circ, i)^1$
Perna	${}^{GF}\mathbf{q}_{BF-SH_0} = {}^{GF}\mathbf{q}_{BF-TH_0}$
Pé	${}^{GF}\mathbf{q}_{BF-TO_0} = {}^{GF}\mathbf{q}_{BF-SH_0} \otimes \mathbf{q}_{ROT}(180^\circ, n_2)^2$

¹ $i = [1, 0, 0]^T$, $n_2 = \left[\frac{\sqrt{2}}{2}, 0, \frac{\sqrt{2}}{2}\right]^T$. Sendo o quatérnio de rotação $\mathbf{q}_{ROT}(\theta, \mathbf{n})$ calculado pela Equação 3.5 para $\theta = 90^\circ$ ou $\theta = 180^\circ$ e $n = i$ ou n_2 .

Já definidos os quatérnios técnico-anatômicos iniciais, dados por ${}^{GF}\mathbf{q}_{BF-B_0}$ na Tabela 4, onde “B” denota os seguimentos, nomeados como PV, TH, SH e FT para pélvis, coxa, perna e pé, respectivamente, deve-se então determinar a orientação sensor-ao-corpo (BF) inicial para cada sensor, através da Equação 3.6, que faz um produto entre os quatérnios iniciais de cada sensor (${}^{GF}q_{IMU-F-B_0}$) e o conjugado do quatérnio alinhado ao corpo (${}^{GF}q_{BF-B_0}$) para o seu respectivo sensor. Estes serão os quatérnios de referência alinhados ao sistema de coordenadas técnico-anatômico (BF).

$${}^{BF-B}q_{IMU-F-B_0} = {}^{GF}q_{BF-B_0}^* \otimes {}^{GF}q_{IMU-F-B_0} \quad (3.6)$$

Os quatérnios referentes aos sensores alinhados ao sistema BF, ${}^{BF-B}q_{IMU-F-B}$, deverão ser utilizados para que a cada nova amostra de dados colhida dos sensores, seja alinhada ao sistema de coordenadas alinhado ao corpo (BF), utilizando a Equação 3.7 à toda nova amostra de dado recebida.

$${}^{GF}q_{BF-B} = {}^{GF}q_{IMU-F-B} \otimes {}^{BF-B}q_{IMU-F-B}^* \quad (3.7)$$

O resultado dos dados dos sensores, agora alinhado ao sistema **BF**, serão utilizados na Seção 3.3 para calcular os ângulos das articulações durante a marcha.

3.3 Cálculo dos Ângulos das Articulações

Grood e Suntay (1983) desenvolveram um sistema de coordenadas para articulações que provê informações sobre movimentos tridimensionais de rotação e translação, executados por dois corpos rígidos articulados. A princípio o sistema foi aplicado para a articulação do joelho, mas é permitido generalizá-lo para outras articulações. Mais tarde este sistema foi adotado pela **ISB** como padrão para Sistemas de Coordenadas de Articulações (em inglês *Joint Coordinate System - JCS*) (**WU et al., 2002**).

O método proposto por **Grood e Suntay (1983)** parte da definição de dois sistemas coordenados fixos aos seguimentos proximais (e_1) e distais (e_3) da articulação do joelho, e um terceiro eixo (e_2), chamado eixo flutuante, que é comum e perpendicular a ambos os eixos fixos, e sua orientação é dada pelo produto vetorial entre os vetores unitários que definem a orientação dos eixos fixos. **Wu et al. (2002)** deram prosseguimento ao trabalho de **Grood e Suntay (1983)** definindo os eixos fixos e flutuante para as articulações do quadril e tornozelo. **Vargas et al. (2016)** sintetizaram estas informações para as articulações estudadas na análise de marcha, da forma como descreve a Tabela 5, onde os eixos estão de acordo com os apresentados na Figura 14.

Ainda com base no trabalho de **Grood e Suntay (1983)**, **Vargas et al. (2016)** sintetizaram as informações na Tabela 6, que compreende as equações necessárias para calcular o ângulo das articulações da perna direita em função de quatérnios, onde α , β e γ representam, respectivamente, flexão-extensão, abdução-adição e rotação interna-externa. Os valores positivos são atribuídos aos movimentos de flexão, abdução, rotação interna, flexão dorsal e inversão. Sendo e_{2-H} , e_{2-K} , e_{2-A} as parcelas dos eixos flutuantes para as articulações do quadril, joelho e tornozelo, respectivamente, e expressas em termo dos quatérnios de acordo com a Equação 3.8.

$$\begin{aligned}
 e_{2-H} &= \frac{(M^{(GF)} q_{BF-TH})i \times (-M^{(GF)} q_{BF-PV})j}{|\cdot|} \\
 e_{2-K} &= \frac{(M^{(GF)} q_{BF-SH})i \times (-M^{(GF)} q_{BF-TH})k}{|\cdot|} \\
 e_{2-A} &= \frac{(M^{(GF)} q_{BF-FT})i \times (-M^{(GF)} q_{BF-SH})k}{|\cdot|}
 \end{aligned} \tag{3.8}$$

Tabela 5 – Sistemas de eixos fixos e flutuante as articulações do quadril, joelho e tornozelo, onde os seguimentos da pélvis, coxa, perna e pé são representados por PV, TH, SH e FT, respectivamente. (VARGAS et al., 2016).

Articulação	Sistema de Coordenadas da Articulação	Eixos Fixos e Flutuantes	Eixo de Referência
Quadril ¹	Eixo da pélvis (Flexão-Extensão)	$e_1 = -y_{PV}$	$e_1^r = -z_{PV}$
	Eixo femoral (Rotação Interna-Externa)	$e_3 = x_{TH}$	$e_3^r = -y_{TH}$
	Eixo oscilante (Abdução-Adução)	$e_2 = \frac{x_{TH} \times (-y_{PV})}{ x_{TH} \times (-y_{PV}) }$	
Joelho ²	Eixo femoral (Flexão-Extensão)	$e_1 = z_{TH}$	$e_1^r = -y_{TH}$
	Eixo da tíbia (Rotação Interna-Externa)	$e_3 = x_{SH}$	$e_3^r = -y_{SH}$
	Eixo oscilante (Abdução-Adução)	$e_2 = \frac{x_{SH} \times (-y_{TH})}{ x_{SH} \times (-y_{TH}) }$	
Tornozelo ¹	Eixo da tíbia (Flexão dorsal e plantar)	$e_1 = z_{SH}$	$e_1^r = -y_{SH}$
	Calcâneo (Rotação Interna-Externa)	z_{FT}	$e_3^r = -x_{FT}$
	Eixo oscilante (Inversão e Eversão)	$e_2 = \frac{z_{FT} \times z_{SH}}{ z_{FT} \times z_{SH} }$	

¹ JCS proposto por (WU et al., 2002) e ² JCS proposto por (GROOD; SUNTAY, 1983).

Tabela 6 – Ângulos das articulações em função dos quatérnios

Articulação	Ângulos
Quadril	$\alpha = \text{asen}(e_{2-H} \cdot M^{(GF)} q_{BF-PV}) \mathbf{i}$
	$\beta = \text{acos}(-M^{(GF)} q_{BF-PV}) \mathbf{j} \cdot M^{(GF)} q_{BF-TH}) \mathbf{i}) - \frac{\pi}{2}$
	$\gamma = \text{asen}(e_{2-H} \cdot M^{(GF)} q_{BF-TH}) \mathbf{k}$
Joelho	$\alpha = -\text{asen}(e_{2-K} \cdot M^{(GF)} q_{BF-TH}) \mathbf{i}$
	$\beta = \text{acos}(M^{(GF)} q_{BF-TH}) \mathbf{k} \cdot M^{(GF)} q_{BF-SH}) \mathbf{i}$
	$\gamma = \text{asen}(e_{2-K} \cdot M^{(GF)} q_{BF-SH}) \mathbf{k}$
Tornozelo	$\alpha = -\text{asen}(e_{2-A} \cdot M^{(GF)} q_{BF-SH}) \mathbf{i}$
	$\beta = \text{acos}(M^{(GF)} q_{BF-SH}) \mathbf{k} \cdot M^{(GF)} q_{BF-FT}) \mathbf{k}$

3.4 Identificação Das Fases da Marcha

Como mencionado na seção 2.1, o ciclo de marcha pode ser dividido em duas grandes fases, a fase de apoio que compreende a cerca de 60% do ciclo, e a fase de balanço com os 40% do ciclo (WHITTLE, 2007d). Estas duas fases são delimitadas por eventos bem definidos durante o ciclo, o contato inicial (em inglês *Heel Strike* - HS) que indica o início da fase de apoio, e o evento de retirada do pé (em inglês *Toe Off* - TO) que marca

o início da fase de balanço. A Figura 15 esquematiza as ocorrências de HS e TO ao longo do tempo. Evidenciando as fases de apoio e balanço para cada uma das pernas durante uma passada completa executada pela perna direita (ROSE; GAMBLE, 2005; WHITTLE, 2007d).

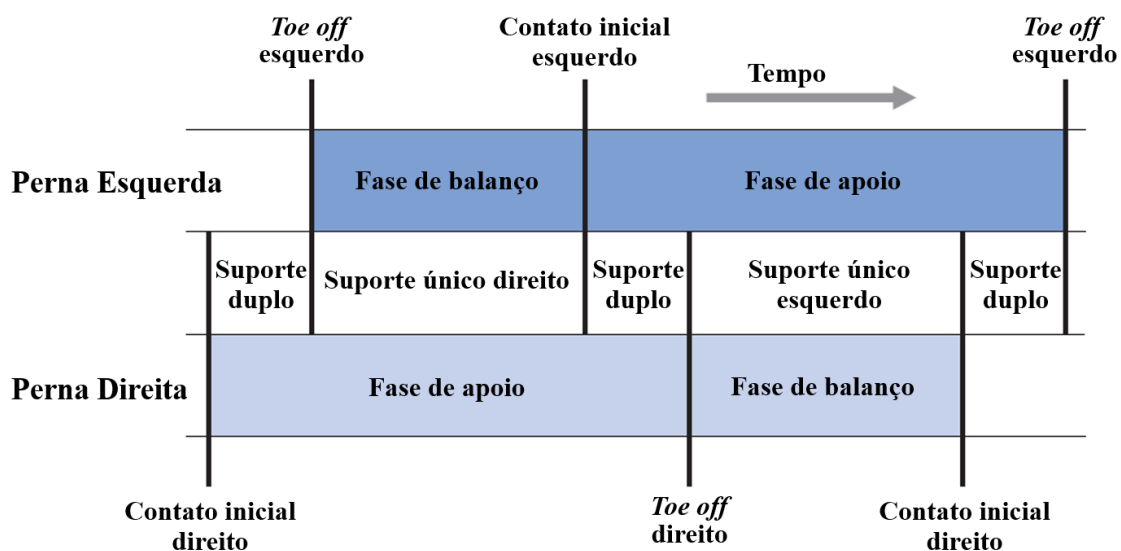


Figura 15 – Eventos e fases da marcha ao longo do tempo. Editado de (WHITTLE, 2007d)

Para desenvolver um sistema de análise de marcha, que se dispõe a ter como saída parâmetros cinemáticos da marcha, é de fundamental importância identificar os pontos de HS e TO para que as fases da marcha sejam identificadas (BENEDETTI; PIGNOTTI, 1998).

Nesta Dissertação o processo de identificação dos eventos de HS e TO é feito de maneira online, ou seja, à medida que o usuário executa a marcha os pontos são identificados sem que haja prejuízo por atrasos na determinação dos pontos. Para isso, é utilizada a velocidade angular na direção do plano sagital da IMU fixa ao pé do usuário (ω_p), parâmetro que servirá como referência para a determinação dos eventos. A Figura 16 mostra um registro feito com a GUI para a IMU fixa no pé direito durante um dos testes desenvolvidos, onde os eventos reconhecidos estão evidenciados.

A partir do registro visto na Figura 16, observa-se que os pontos de interesse são mínimos locais da função (SWOKOWSKI, 1994). É possível também notar que por conta de algumas interferências nas leituras do sinal, ocorrem mínimos locais falsos, que não são de interesse, mas que ficam próximos aos mínimos locais verdadeiros. O algoritmo desenvolvido nesta dissertação busca evitar estes pontos para diminuir ao máximo a distância entre o ponto classificado e o ponto real.

Para que o algoritmo identificasse o maior número possível de pontos HS e TO, evitando ao máximo o número de falsos positivos, foi necessário definir alguns limiares que

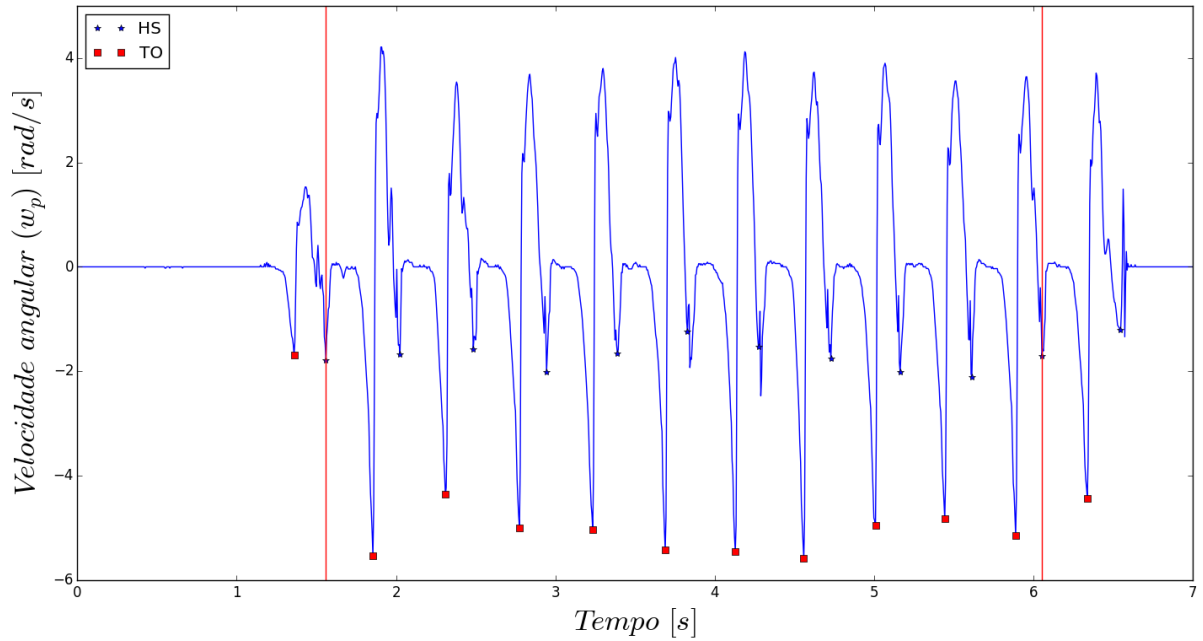


Figura 16 – Registro de ω_p feito com o uso da GUI desenvolvida nesta dissertação.

serão utilizados como parâmetros para identificar os pontos de interesse e classificá-los. É possível notar na Figura 16 que o comportamento da curva antes e depois dos pontos HS e TO são distintos, o que auxilia na identificação dos mesmos, e permite a definição dos limiares ou *Thresholds*. Estes foram definidos de forma experimental, ou seja, do conjunto formado pelos sete participantes, três foram escolhidos aleatoriamente e tiveram os dados de ω_p analisados, e os limiares foram então estabelecidos. Os parâmetros são:

- **Threshold da amostra (TS_1)**, este valor representa o maior valor que um mínimo local pode ter para ser considerado um ponto de interesse, $TS_1 = -0,9$;
- **Threshold de mínima distância entre pontos (TS_2)**, este valor representa o menor número de amostras do sinal que devem ter entre dois pontos de interesse, $TS_2 = 7$;
- **Threshold de números de amostras de confirmação (TS_3)**, este valor representa o número de amostras que devem ser monitoradas após o ponto de interesse ser identificado, para poder confirmar sua classificação, $TS_3 = 5$;
- **Threshold de confirmação (TS_4)**, utilizado para verificar classificar o ponto como HS ou TO, $TS_4 = 1$.

A Figura 17 apresenta o diagrama em blocos do algoritmo proposto para a identificação dos pontos de interesse no registro de ω_p . Após o processo de calibração descrito na Seção 3.2, este algoritmo irá esperar formar um vetor com 10 amostras do sinal ω_p , este será o tamanho do vetor que corresponderá ao trecho da função a ser analisado pelo

algoritmo na busca por pontos de interesse. A cada nova amostra do sinal, a mais antiga é retirada para manter o vetor sempre com 10 amostras.

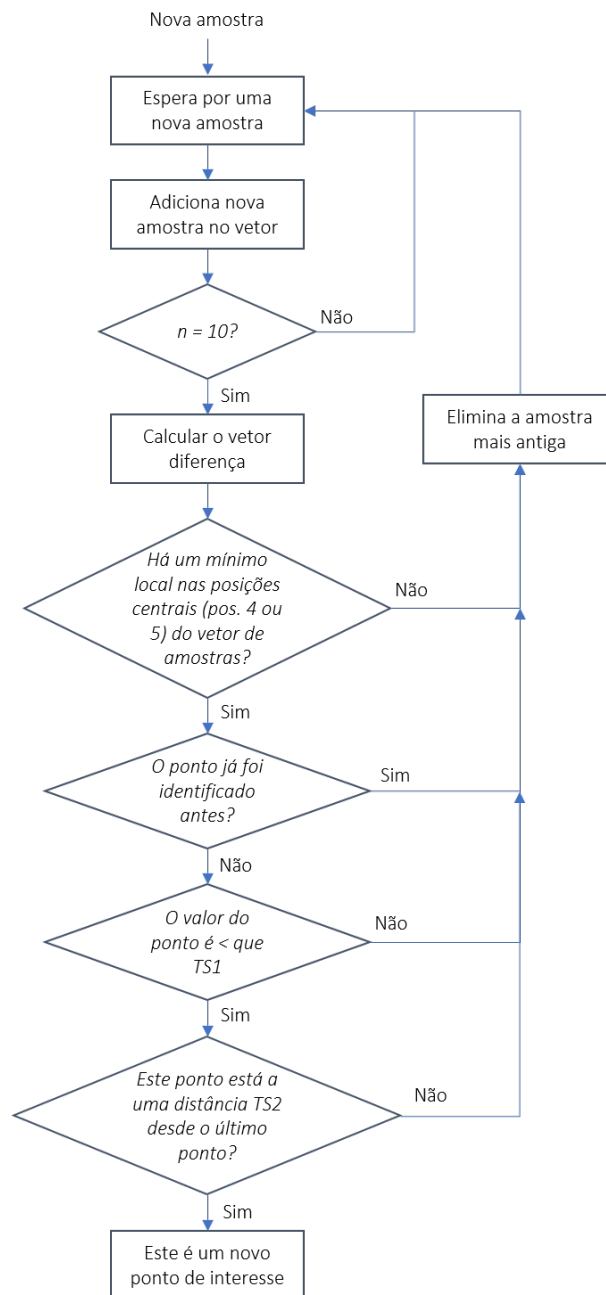


Figura 17 – Diagrama de blocos do algoritmo para obtenção de pontos de interesse.

Deste vetor é calculado um vetor diferença, que será formado pela diferença entre dois termos subsequentes. Por exemplo, seja $A = (a_0, a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6, a_7, a_8, a_9)$ o vetor diferença será dado por $A_{diff} = (a_1 - a_0, a_2 - a_1, a_3 - a_2, a_4 - a_3, a_5 - a_4, a_6 - a_5, a_7 - a_6, a_8 - a_7, a_9 - a_8)$. Este vetor diferenças equivale à derivada do vetor de amostras A . O algoritmo utilizará o vetor A_{diff} para identificar a presença de um mínimo local.

Para que um valor dado como mínimo local seja confirmado como um ponto de interesse, ele deve obedecer a quatro critérios: (1) estar nas posições centrais do vetor A

(a_4 ou a_5); (2) ainda não ter sido classificado como ponto; (3) ser menor que TS_1 ; e (4) estar a uma distância de TS_2 amostras do último ponto classificado. Se estes critérios forem obedecidos, o algoritmo passa para a etapa de classificação do ponto, Figura 18.

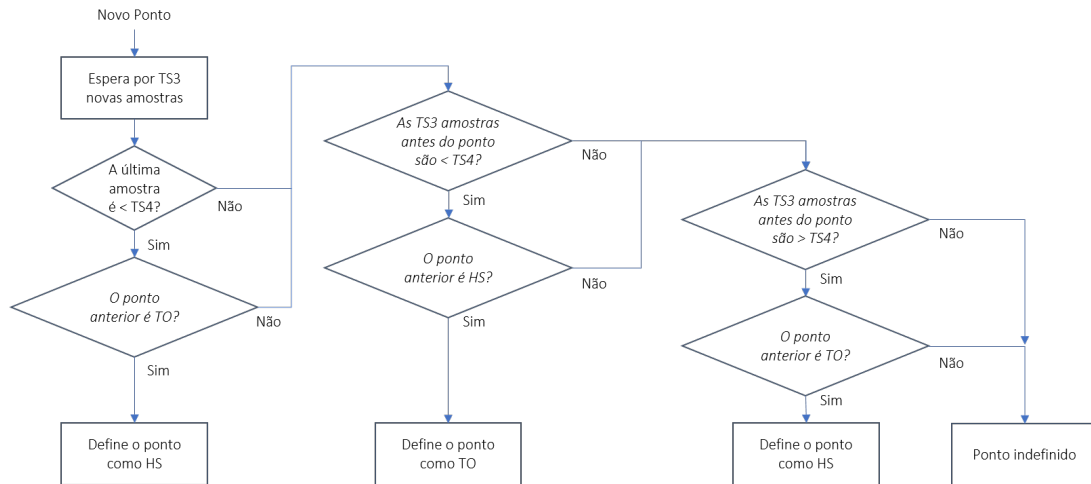


Figura 18 – Diagrama de blocos do algoritmo para classificação de novos pontos.

Uma vez identificado o ponto como sendo um ponto de interesse, deve-se classificá-lo como **HS** ou **TO**. A Figura 18 apresenta o diagrama em blocos do algoritmo proposto para a classificação dos pontos. Como entrada é recebido um valor que caracteriza o ponto identificado na etapa de identificação. Como o algoritmo depende do comportamento da curva em torno do ponto de interesse para classificá-lo, ele irá aguardar então a coleta TS_3 amostras após o ponto para então prosseguir.

Os critérios de classificação para um ponto **HS** são: (1) que a última amostra recebida seja menor que TS_4 ; e (2) que o último ponto classificado tenha sido rotulado como **TO**; Ou (3) que as TS_3 amostras anteriores sejam maiores que TS_4 ; e que (2) seja satisfeito.

Já o critério de classificação para um ponto **TO** são: (1) que as TS_3 amostras anteriores ao ponto sejam menores que TS_4 ; e (2) que o último ponto classificado tenha sido rotulado como **HS**.

Caso a classificação do ponto não seja possível, o mesmo é rotulado como ponto indefinido.

3.5 Determinação dos Parâmetros da Marcha

Uma vez definidas as fases da marcha, a próxima etapa é determinar os parâmetros a serem quantificados online pelo sistema desenvolvido. Benedetti e Pignotti (1998) apresentam diferentes parâmetros que podem ser estudados para melhorar a interpretação clínica por parte dos profissionais que atuam com a reabilitação da marcha. Benedetti e

Pignotti (1998) definem também 124 parâmetros espaço-temporais referentes aos membros inferiores, que podem ser analisados durante a marcha humana. Destes, 35 estão relacionados aos ângulos das articulações, executados durante o processo da marcha. A Tabela 7 os relaciona de acordo com a articulação e plano de execução do movimento.

Tabela 7 – Parâmetros angulares das articulações utilizados na análise de marcha.

Quadril		Joelho		Tornozelo	
Flexão no momento do HS	H1	Flexão no momento do HS	K1	Flexão no momento do HS	A1
Máx. Flex. Na transf. De carga	H2	Máx. Flex. Na transf. De carga	K2	Máx. Flex. Plantar na transf. De carga	A2
Máx. Ext. Na fase de apoio	H3	Máx. Ext. Na fase de apoio	K3	Máx. Dorsalflexão na fase de apoio	A3
Flexão no momento do TO	H4	Flexão no momento do TO	K4	Flexão no momento do TO	A4
Máx. Flex. Na fase de balanço	H5	Máx. Flex. Na fase de balanço	K5	Máx. Flex. Plantar na fase de balanço	A5
Excursão total do plano Sagital	H6	Excursão total do plano Sagital	K6	Excursão total do plano Sagital	A6
Excursão total do plano Coronal	H7	Excursão total do plano frontal	K7	Excursão total do plano Frontal	A7
Máx. Adução na fase de apoio	H8	Máx. Adução na fase de apoio	K8	Máx. eversão na fase de apoio	A8
Máx. Abdução na fase de balanço	H9	Máx. Abdução na fase de balanço	K9	Máx. inversão na fase de balanço	A9
Excursão total no plano transverso	H10	Excursão total no plano transverso	K10		
Máx. rot. interna na fase de apoio	H11	Máx. rot. interna na fase de apoio	K11		
Máx. Rot. Ext. na fase de balanço	H12	Máx. Rot. Ext. na fase de balanço	K12		

Como para os movimentos de flexão, abdução, rotação interna, flexão dorsal e inversão são atribuído sinais positivos, veja Seção 3.3, os parâmetros H2 e H11 serão obtidos a cada ciclo com base no maior ângulo, atingido pela articulação do quadril entre os instantes de HS e TO para os planos sagital e transverso, respectivamente. A mesma análise é utilizada para os parâmetros K2, K11, A3. Já os parâmetros H3 e H8 são descritos como o menor valor também atingidos pela articulação do quadril entre os instantes HS e TO para os planos sagital e frontal, respectivamente. Para a articulação do joelho e tornozelo, a análise descrita se reflete nos parâmetros K3, K8, A2 e A8.

Para analisar a fase de balanço, delimitada pelos instantes TO e HS, nesta ordem, é possível obter os parâmetros H5 e H9 encontrando o maior ângulo atingido pela articulação do joelho nesta fase para os planos sagital e frontal, respectivamente. Os parâmetros K5, K9 e A9 tem novamente análise similar. Enquanto que, os parâmetros H12, K12 e A5, também presentes na fase de balanço, representam os menores valores atingidos pelas articulações do quadril, joelho e tornozelo, respectivamente. Estando H12 e K12 no plano transverso, e A5 no plano sagital.

Os parâmetros que analisam o movimento completo, H6, H7 e H10 para a articulação do quadril, por exemplo, são obtidos através da soma entre o movimento de flexão e extensão, adução e abdução ou rotação interna e externa. Sendo válidos também para a articulação do joelho e tornozelo. A Figura 19 mostra os registros obtidos pela GUI desenvolvida, contendo em destaque os parâmetros apontados na Tabela 7, para a articulação do quadril em todos os planos. Os parâmetros são estimados a cada ciclo, ou seja, sempre que se encerra um ciclo, os dados são processados para estimação dos parâmetros do ciclo já executado.

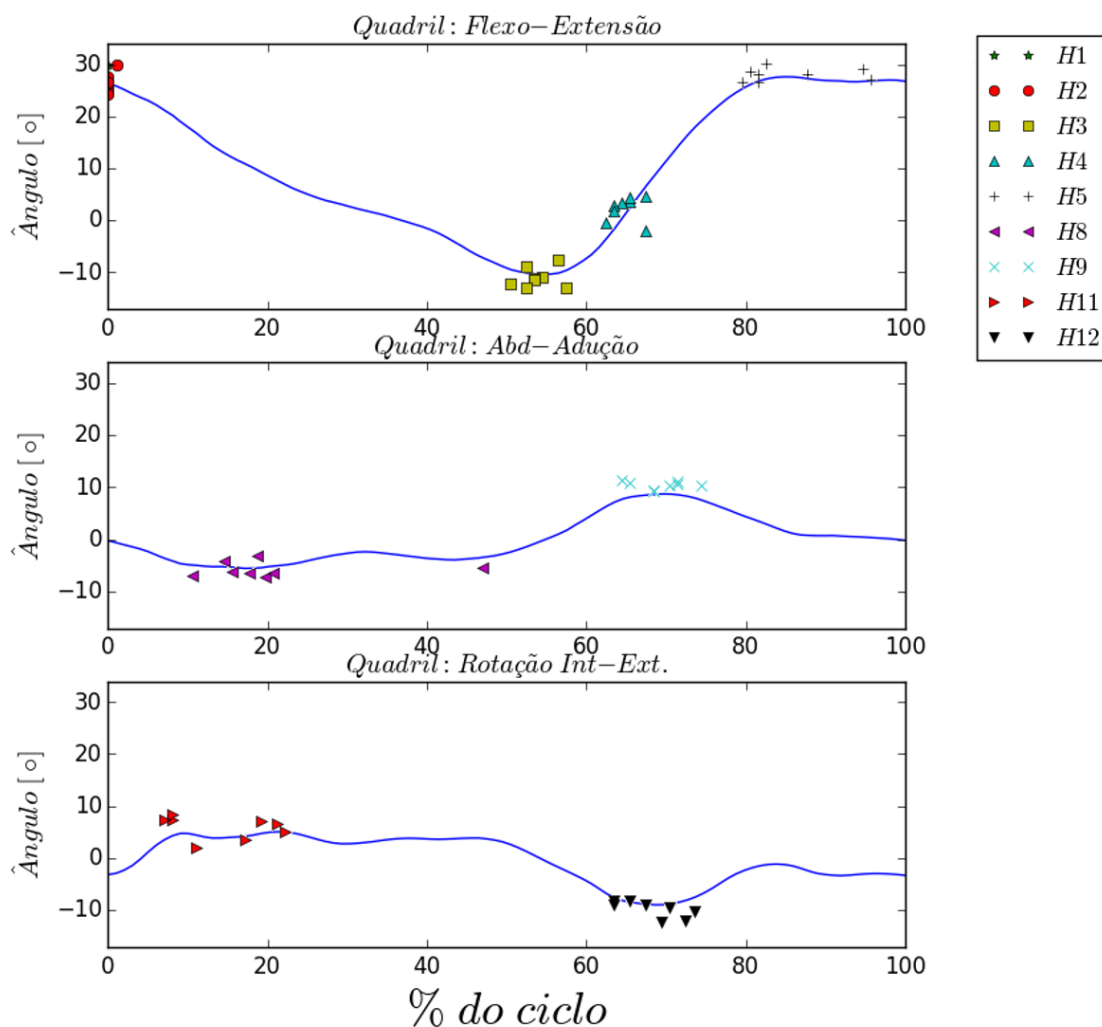


Figura 19 – Médias dos ângulos da articulação do quadril expressa em porcentagem do ciclo da marcha, para 10 passos dados por um dos participantes durante os testes. Os parâmetros cinemáticos H1 - H5, H8, H9, H11 e H12, de cada ciclo estão evidenciados.

3.6 Interface Gráfica do Usuário

A Interface Gráfica do Usuário (GUI) foi desenvolvida para prover um *feedback* visual para usuários e profissionais clínicos. Durante a marcha do usuário, parâmetros cinemáticos das articulações são plotados em online, a fim de prover o monitoramento contínuo da performance do usuário. A GUI foi desenvolvida utilizando a linguagem de programação Python, em conjunto com um *framework* apropriado para design de interfaces gráficas, o PyQt4, biblioteca *open source* que pode ser utilizada para desenvolvimento de GUI profissionais (Riberbank Computing Limited, 2015).

Para iniciar a captura e o processamento dos dados com a GUI, o usuário pode selecionar qualquer uma das formas de transmissão dos dados disponibilizadas pelo sistema

Tech MCS v.3 (Technaid, Espanha), sendo (1) dados digitais, (2) físicos, (3) Orientação, (4) orientação e físicos, (5) quatérnios, (6) quatérnios e físicos. Outra configuração possível é a do posicionamento dos sensores, o profissional que estiver utilizando o sistema poderá optar por posicionar os sensores da forma que lhe convir no paciente, e informar este posicionamento à GUI seguindo a ordem exposta na área de *instructions*, Figura 20. A frequência de aquisição dos dados também pode ser modificada, seguindo as limitações impostas pelo sistema Tech MCS v.3 (Technaid, Espanha).

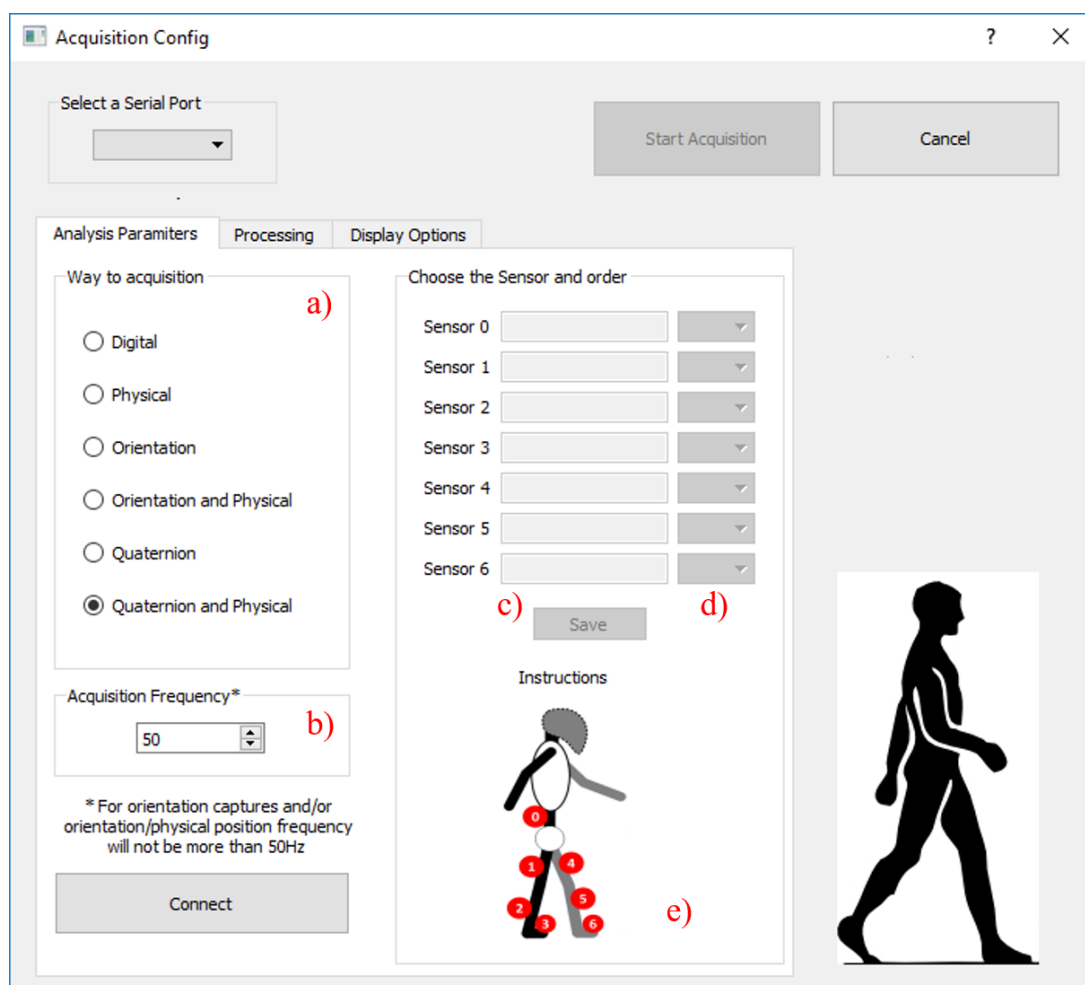


Figura 20 – Tela de configuração dos parâmetros das aquisições a serem feitas pelo sistema. a) Forma de captura dos dados; b) Escolha da frequência de aquisição; c) blocos de texto onde com os nomes dos sensores; d) Escolha da localização dos sensores de acordo com o avatar mostrado em e).

Outra possibilidade dada ao profissional que estiver operando o sistema de análise de marcha, é a de escolher quais análises ele deseja executar, Figura 21, podendo escolher se deseja, (1) calibrar os sensores de acordo com o algoritmo de alinhamento sensor ao corpo (ver Seção 3.2), (2) exibir os ângulos do quadril, (3) joelho, (4) tornozelo, (5) a velocidade angular no plano sagital referente ao sensor fixo no pé, (6) os dados da forma como os sensores estão enviando e (7) se deseja monitorar os parâmetros de Benedetti (ver Seção 3.5).

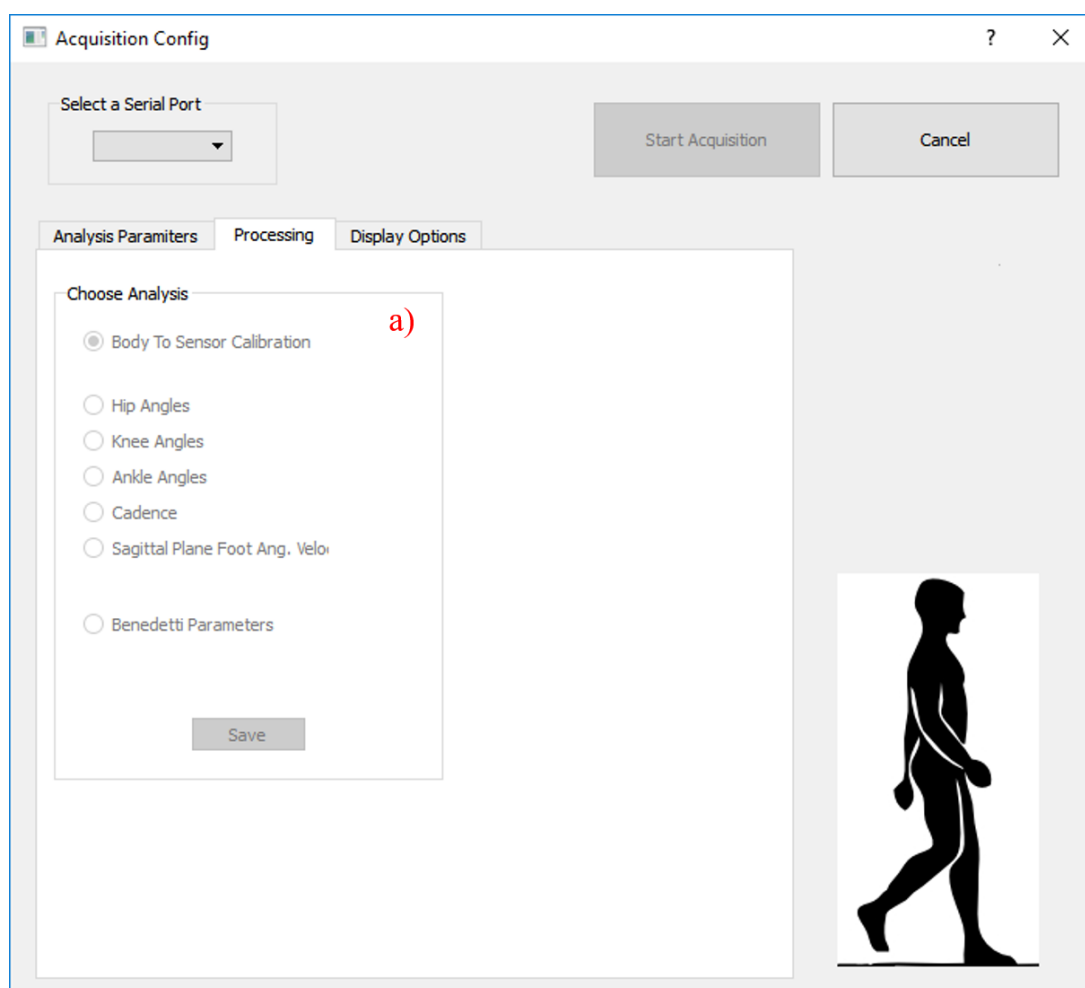


Figura 21 – Tela para escolha dos processamentos a serem feitos. a) Possíveis escolhas para processamento.

Por último é possível escolher (Figura 22) quais dos dados serão exibidos, e em quais dos três gráficos da GUI, Figura 23. Os três gráficos da coluna da esquerda, são os responsáveis por exibir os dados escolhidos pelo operador online, enquanto que os três gráficos da coluna da direita irão exibir os valores médios e o desvio padrão para aquela variável que o operador escolher. Estes dados são atualizados ao final de cada ciclo identificado pelo sistema.

As informações em forma de quatérnios enviadas ao PC pelo sistema Tech MCS v.3 (Technaid, Espanha) são recebidas pela GUI, Figura 23, que as processa e as exibe em termos dos ângulos das articulações nos diferentes planos do movimento. As opções de exibição são configuráveis, visando prover análises específicas de acordo com a necessidade clínica do usuário.

A Figura 23 ilustra a tela principal da GUI que é dividida em três conjuntos de *displays*. A primeira coluna de gráficos (a) irá exibir de forma contínua as informações dos ângulos das articulações à medida que o usuário executa o movimento. Cada um destes gráficos possibilita exibir três informações distintas, cada uma plotada por uma linha

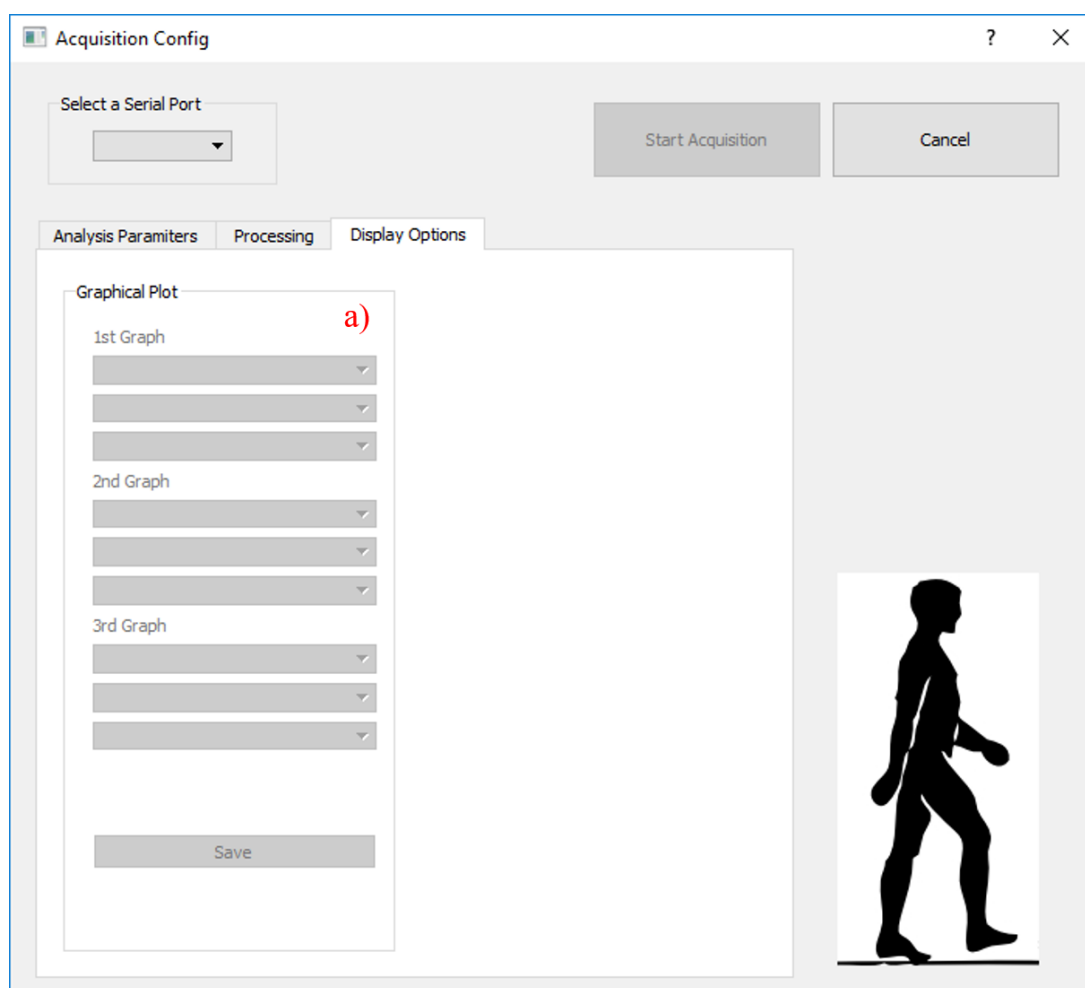


Figura 22 – Tela para escolha dos dados a serem plotados. a) É possível escolher três curvas para cada um dos três gráficos da interface.

diferente, que são escolhidas pelo usuário, sendo ele livre pra escolher qualquer um dos parâmetros, de qualquer articulação. A segunda coluna de gráficos (b) é responsável por exibir os dados estatísticos do ciclo de marcha do usuário, após os três ciclos iniciais da marcha passa-se a calcular a média e o desvio padrão do ciclo a cada novo ciclo. Desta forma, é possível que o profissional clínico observe o desenvolvimento da marcha ao longo dos ciclos. O conjunto de *displays* numéricos (c) servem para exibir, a cada ciclo, os valores dos parâmetros cinemáticos da marcha, de acordo com a Tabela 7. Outra informação disponível é a cadência (d), calculada de acordo com o tempo de ciclo da marcha, e atualizada a cada novo ciclo, a Seção 2.1 apresenta maiores detalhes sobre cadência.

A GUI foi desenvolvida para prover ao profissional clínico informações online sobre a marcha do usuário, entretanto, foram implementadas funções que possibilitam processar dados de maneira *off-line*. Estas funções são particularmente importante para que, durante a vida diária, o paciente possa escolher salvar dados através da GUI e em seguida, quando assistido pelo profissional, seja possível avaliar o progresso. Tando os dados dos sensores, no formato de quatérnios, quanto os dados pós-processados podem ser salvos, eles geram

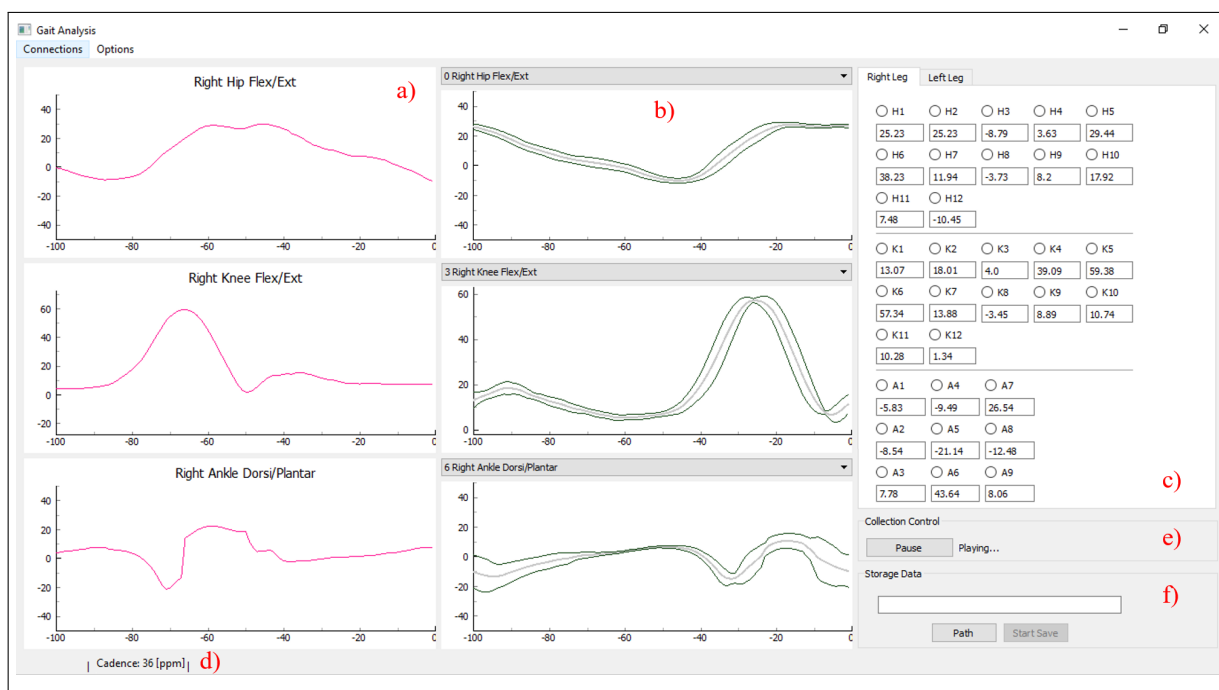


Figura 23 – Tela principal da GUI desenvolvida durante uma captura de dados. a) Três gráficos que exibem informações em online; b) Conjunto de gráficos para plotagem da média e desvio padrão para a informação selecionada pelo usuário; c) Parâmetros de Benedetti (BENEDETTI; PIGNOTTI, 1998); d) Cadência; e) Opção de pausar e retornar a exibição dos dados; f) Opções para salvar os dados.

arquivos de texto que também podem ser lidos em outras ferramentas como o MATLAB.

3.7 Protocolo Experimental

Os experimentos foram feitos com um total de quatro homens e três mulheres, saudáveis, com idade entre 21 e 28 anos ($25, 14 \pm 2, 09$), e sem histórico de distúrbios da marcha ou lesões nas articulações dos membros inferiores, que aceitaram voluntariamente participar do estudo. Os sujeitos não eram familiarizados com o sistema e nenhuma sessão de testes preliminar foi conduzida. Conforme Resolução nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde, a pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisas em Seres Humanos da Universidade Estácio de Sá/ UNESA/RJ através do parecer nº. 1.863.539, de 13 de Dezembro de 2016.

O posicionamento dos sensores IMU no corpo dos participantes foi feito seguindo a proposição feita por Cutti et al. (2010). A Figura 24 demonstra o seu posicionamento em um dos participantes, e a orientação dos eixos coordenados de cada IMU se dá como segue: (1) IMU localizada na pélvis, seu eixo X esta orientado cranialmente, o eixo Y está orientado sobre a linha que liga as Espinhas Ilíacas Posteriores Superiores (EIPS), apontando para a EIPS esquerda, enquanto que Z está apontando para a parte frontal do corpo; (2) IMU da

coxa, está posicionada lateralmente com seu eixo X orientado cranialmente, Y direcionado para a parte posterior do corpo, enquanto que Z está direcionado para o lado esquerdo;

(3) IMU da perna, posicionada lateralmente como (2), seguindo às mesmas orientações;

(4) IMU do pé, seus eixos seguem a orientação X , direcionado para a parte posterior do corpo, Y , para o lado direito e Z está na direção caudal.

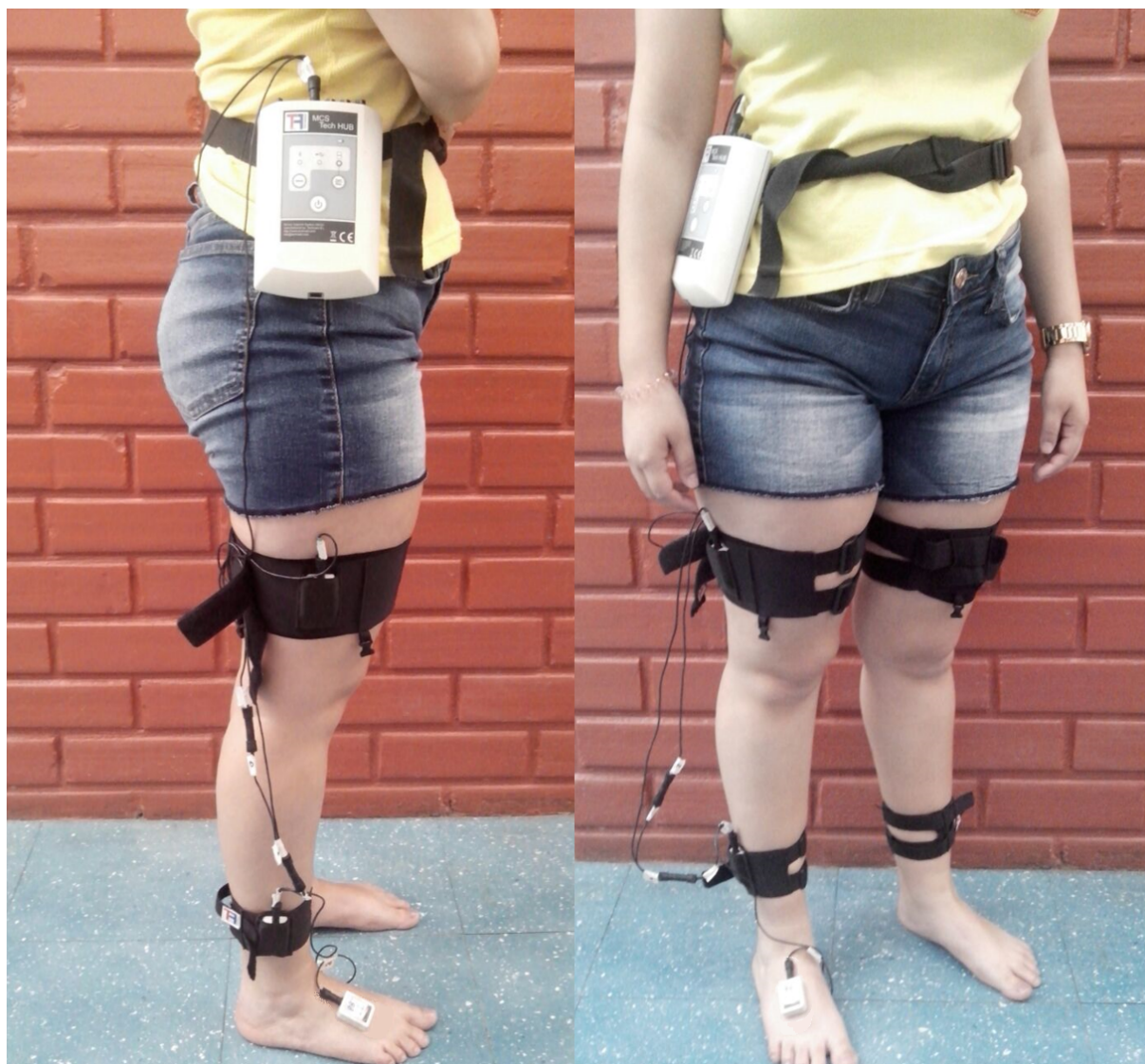


Figura 24 – Posicionamento dos sensores em um dos participantes.

Os sensores foram fixados ao corpo através das sintas disponibilizadas com o sistema Tech MCS v.3 (Technaid, Espanha). Durante os testes, os sensores foram postos operantes, apenas na perna direita para simplificação do *setup* dos experimentos e facilitação das análises dos dados, entretanto, o sistema conta com a possibilidade de se monitorar as duas pernas em conjunto. Sintas idênticas às utilizadas para fixar os sensores na perna direita, objeto de estudo, também foram postas na perna esquerda, para que a percepção do usuário fosse o mais próximo possível para ambas as pernas.

Cada participante efetuou duas baterias de testes, utilizadas para propósitos dife-

rentes, onde uma foi baseada no número de passadas e a outra no tempo de marcha, ambas foram efetuados em uma esteira para diminuir o espaço demandando nos experimentos, são elas:

1. Testes com número fixo de passadas - nesta etapa o participante foi instruído a caminhar até atingir dez passadas com a perna direita. Este procedimento foi executado duas vezes, com ele buscou-se avaliar o algoritmo de detecção dos eventos de **HS** e **TO**;
2. Testes por tempo de marcha - nesta etapa o participante caminhou durante um minuto na esteira, procedimento que também foi executado duas vezes por cada participante. Nestes testes, o intuito foi utilizá-la na análise dos parâmetros da marcha pelo sistema de monitoramento online.

4 Validação Experimental

O sistema de processamento de sinais para análise de marcha desenvolvido será avaliado neste capítulo em termos de suas três capacidades:

- Extrair as características que delimitam e detectam as fases da marcha do usuário, Seção 4.1;
- Estimar os tempos médios de passadas para cada um dos participantes, Seção 4.2;
- Estimar os parâmetros definidos por [Benedetti e Pignotti \(1998\)](#) de forma online, Seção 4.3.

O sistema é dito online uma vez que, uma amostra é recebida, processada e exibida na tela antes que uma nova amostra seja enviada pelo sistema de aquisição Tech MCS v.3 (Technaid, Espanha). Uma nova amostra é processada e exibida na tela em $8.56 \pm 2,37ms$, dependendo do número de gráficos escolhidos para serem plotados pelo usuário. Tendo atingido um tempo máximo de $14.5ms$ durante um experimento no qual a interface plotava o maior número de informações possível (ver Seção 3.6) e um tempo mínimo de $4.5ms$ quando apenas um gráfico estava sendo plotado. Para a taxa de amostragem utilizada durante os experimentos, 50Hz, uma nova amostra é recebida a cada $20ms$, caso o processamento do sinal não seja completo durante estes intervalos, a amostra permanecerá armazenada no *buffer* da porta serial para que o sistema possa processá-la, nenhuma informação é perdida.

Os testes foram efetuados em uma esteira a fim de garantir a marcha em linha reta, sem a necessidade de fazê-los em ambientes grandes, ou em uma área externa, o que não afeta análise do processamento dos dados do sistema desenvolvido. [Murray et al. \(1985\)](#), [Alton et al. \(1998\)](#), [Watt et al. \(2010\)](#), [Warabi et al. \(2005\)](#) avaliam as diferenças no padrão da marcha executada sobre o solo ou em esteiras, comprovando diferenças significativas nos parâmetros cinemáticos da marcha. O fato de existir estas diferenças não afeta a relevância deste trabalho, uma vez que os sinais são processados independente da forma como a marcha é executada. No futuro, o mesmo protocolo de testes empregado nesta Dissertação de Mestrado será utilizado para analisar a marcha livre sobre o solo.

4.1 Avaliação do Algoritmo de Detecção das Fases da Marcha

Como visto na Seção 3.4, para identificar as fases da marcha, é de fundamental importância classificar os pontos que as delimitam, ou seja, o ponto de contato inicial

(HS) responsável por identificar o início da fase de apoio, e o ponto de retirada do pé (TO). Desta forma, o algoritmo que se propõe a identificar as fases da marcha precisa classificar os pontos de HS e TO da forma mais acurada possível, a fim de garantir a correta delimitação de cada uma das fases.

Para avaliar o algoritmo de detecção das fases da marcha foram utilizadas as baterias de testes nas quais os participantes eram orientados a dar 10 passadas com a perna direita, ou seja, 10 ciclos completos da marcha são executados. A Tabela 8 mostra o registro quantitativo referente a cada uma das duas repetições para cada um dos participantes. Para todos os casos, o número ideal de ciclos completos de marcha Identificados (CI) é 10, o que indicaria que todos os ciclos executados pelo participante foram identificados. Para a identificação completa dos ciclos, é necessário que (1) não haja Pontos Indefinidos (PI), ou seja, pontos que o algoritmo não soube classificar; (2) não haja Falsos Positivos (FP), ou seja, pontos classificados de forma errônea. Para identificar corretamente os 10 ciclos executados pelo usuário, os valores ideais de HS e TO a serem encontrados pelo algoritmo são 11 e 10, respectivamente.

Tabela 8 – Resultados da detecção dos eventos de HS e TO.

Participante	HS	TO	PI	FP	CI
<i>P1₁</i>	9	9	2	1	9
<i>P1₂</i>	10	9	2	0	9
<i>P2₁</i>	11	10	0	0	10
<i>P2₂</i>	11	10	0	0	10
<i>P3₁</i>	11	10	0	0	10
<i>P3₂</i>	11	10	0	0	10
<i>P4₁</i>	11	10	0	0	10
<i>P4₂</i>	10	9	2	0	9
<i>P5₁</i>	10	9	1	1	9
<i>P5₂</i>	11	10	0	0	10
<i>P6₁</i>	8	7	4	2	7
<i>P6₂</i>	10	9	2	0	9
<i>P7₁</i>	11	10	0	0	10
<i>P7₂</i>	10	9	2	0	9
Acurácia [%]	94%	94%			94%

PN_m - Participante N, repetição m;
 PI - Ponto Indefinido, não classificou;
 FP - Falso Positivo, classificou HS como TO ou vice-versa;
 CI - Ciclos completos de marcha identificados;

Nas Figuras 25 - 27 são mostrados os dez ciclos da marcha para as articulações do quadril, joelho e tornozelo, respectivamente. Para as articulações de quadril e joelho, os

movimentos de flexo-extensão, abdução-adução e rotação interna e externa são mostrados. Para a articulação do tornozelo são mostrados os movimentos de flexão dorsal e plantar, eversão e inversão. As linhas verticais plotadas na cor verde indicam os momentos de **HS**, e aquelas plotadas na cor vermelha indicam os momentos de **TO**, identificados online pelo sistema de análise de marcha desenvolvido.

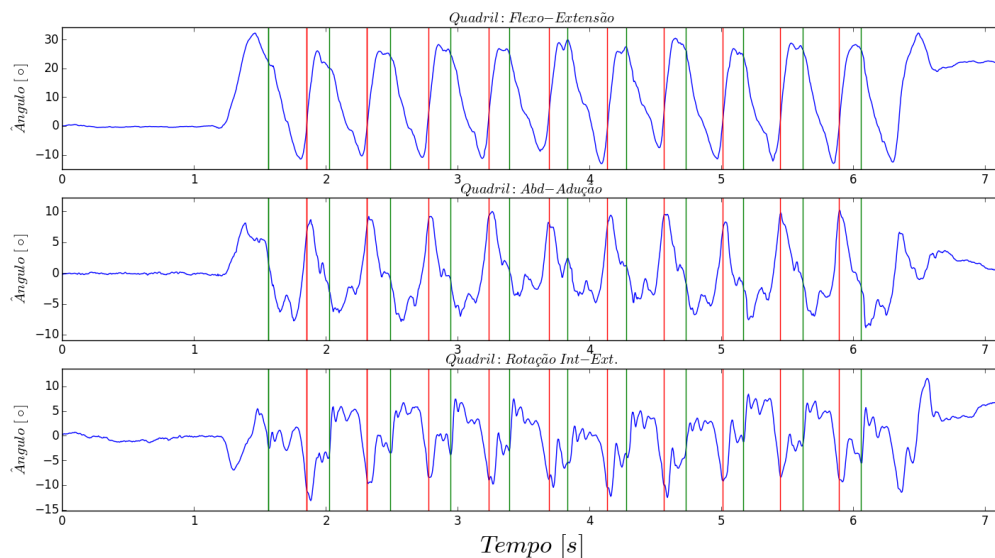


Figura 25 – Ângulos da articulação do quadril para os 10 ciclos executados pelo participante 2. As linhas verticais verdes indicam o instante de início e fim de cada ciclo (**HS**), as linhas verticais vermelhas indicam os pontos de **TO**.

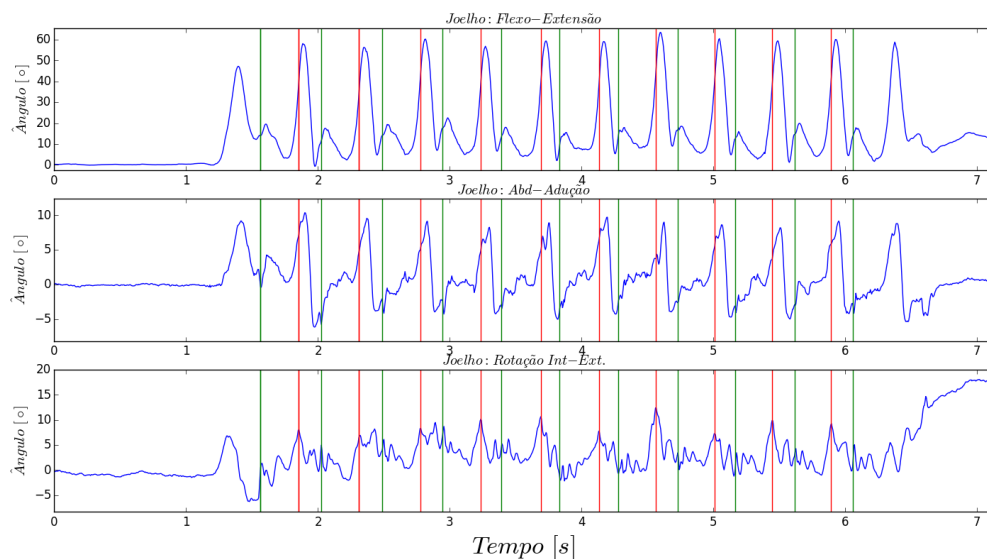


Figura 26 – Ângulos da articulação do joelho para os 10 ciclos executados pelo participante 2. As linhas verticais verdes indicam o instante de início e fim de cada ciclo (**HS**), as linhas verticais vermelhas indicam os pontos de **TO**.

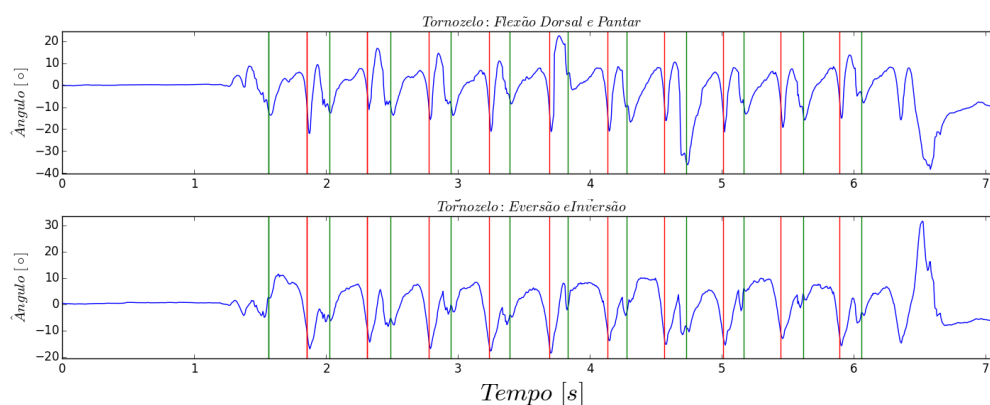


Figura 27 – Ângulos da articulação do tornozelo para os 10 ciclos executados pelo participante 2. As linhas verticais verdes indicam o instante de início e fim de cada ciclo (HS), as linhas verticais vermelhas indicam os pontos de TO..

A estimação dos pontos de interesse através da velocidade angular da IMU fixa no pé, ou seja, a classificação dos pontos como HS e TO se mostrou bastante eficaz, atingindo taxas de acerto de 94% para a identificação de HS e TO. Em 50% dos testes, todos os pontos foram classificados de forma correta, ou seja, para estes casos, todos os 10 ciclos da marcha foram encontrados. Os resultados desta análise nos dá uma identificação de 94% do número de ciclos da marcha, considerando as seções #1 e #2 de todos os usuários.

A Figura 28 evidencia dois pontos de interesse que não foram classificados pelo algoritmo proposto. O primeiro, um ponto que deveria ter sido classificado como HS, não foi identificado por conta dos níveis de *threshold* definidos para o algoritmo. Para a identificação do segundo ponto, TO, é necessário ter classificado o ponto anterior como HS, como isso não ocorreu, também houve falha nesta classificação. No futuro, pretende-se evitar estes erros com o uso de um classificador neural (HAYKIN, 2001).

4.2 Tempos Médio de Passada

A Tabela 9 apresenta os tempos médios das passadas executadas pelos participantes durante suas seções de caminhada. A Figura 29 é a representação gráfica para esta tabela, onde são comparados os tempos médios e desvio padrão de todos os participantes, para cada um das seções de teste.

A pesar do tempo de ciclo ser uma característica de cada indivíduo (WHITTLE, 2007d), é possível observar através da Tabela 9 e a Figura 29 que os valores estimados pelo sistema desenvolvido possuem um baixo desvio padrão. Se compararmos os resultados obtidos nesta dissertação com o trabalho de Benedetti e Pignotti (1998), onde desvio padrão encontrado para o tempo de ciclo foi de $\pm 80ms$, o sistema de análise aqui desenvolvido obteve desvio superior apenas em três dos 28 testes realizados.

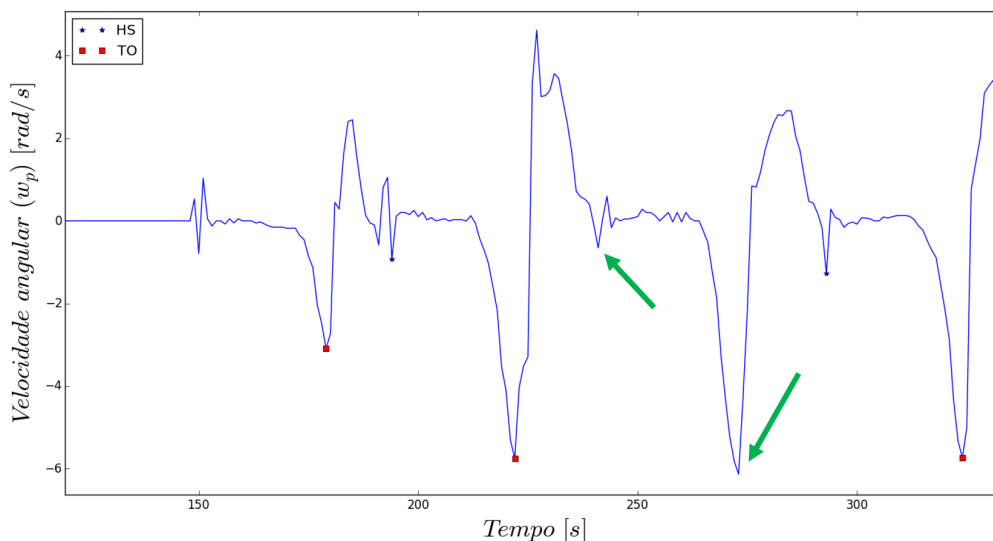


Figura 28 – Representação do erro na identificação dos eventos de (HS) e TO durante a Seção 1 dos testes com o Participante 1.

Tabela 9 – Tempo de ciclo médio para cada uma das seções as quais os participantes foram submetidos.

Participante	Seção 1 [ms]	Seção 2 [ms]	Seção 3 [ms]	Seção 4 [ms]
P1	1736.7 ± 49.6	1767.5 ± 48.9	1743.6 ± 53.9	1766.8 ± 50.3
P2	1785.0 ± 31.2	1712.5 ± 81.2	1597.7 ± 59.9	1658.9 ± 39.1
P3	1485.0 ± 26.0	1487.5 ± 55.6	1456.8 ± 65.1	1467.7 ± 60.2
P4	1660.0 ± 63.2	1671.4 ± 98.5	1598.3 ± 103.5	1620.2 ± 57.8
P5	1702.5 ± 48.4	1584.4 ± 54.0	1680.0 ± 42.2	1613.1 ± 54.5
P6	1414.3 ± 17.6	1306.7 ± 29.8	1214.3 ± 41.0	1444.2 ± 37.3
P7	1722.2 ± 30.5	1316.0 ± 23.3	1483.3 ± 49.3	1490.3 ± 52.1

4.3 Estimação Online dos Parâmetros de Benedetti

As Tabelas 10, 11 e 12 apresentam os valores estimados dos parâmetros de Benedetti e Pignotti (1998), para a terceira seção de testes de cada um dos sete participantes. A última coluna destas tabelas apresenta os valores estimados e apresentados em Benedetti e Pignotti (1998).

Tabela 10 – Comparação entre os parâmetros de Benedetti e Pignotti (1998), referentes à articulação do quadril, calculados para os oito participantes e o resultado apresentado em Benedetti e Pignotti (1998).

Parâmetro	P#1	P#2	P#3	P#4	P#5	P#6	P#7	Benedetti
H1 [°]	26.10 ± 1.87	26.16 ± 1.75	25.83 ± 1.53	28.91 ± 4.79	27.27 ± 1.48	20.08 ± 1.80	27.21 ± 1.64	26.70 ± 5.36
H2 [°]	26.12 ± 1.91	26.18 ± 1.79	25.83 ± 1.53	28.91 ± 4.79	27.27 ± 1.48	20.08 ± 1.80	27.21 ± 1.64	28.90 ± 5.7
H3 [°]	-10.77 ± 1.78	-11.03 ± 1.83	-7.74 ± 1.90	0.21 ± 2.18	-3.99 ± 1.82	-4.28 ± 1.01	4.22 ± 1.67	-9.98 ± 5.09
H4 [°]	1.62 ± 2.13	1.26 ± 2.23	6.59 ± 2.49	15.72 ± 3.74	7.12 ± 2.22	2.57 ± 1.31	16.12 ± 2.76	-3.68 ± 5.75
H5 [°]	28.29 ± 1.27	28.30 ± 1.19	30.80 ± 1.71	34.99 ± 5.50	31.24 ± 1.51	27.74 ± 0.72	33.91 ± 1.80	29.82 ± 4.81
H6 [°]	39.44 ± 1.78	39.66 ± 1.76	38.54 ± 1.89	35.65 ± 4.88	35.23 ± 2.73	32.02 ± 1.38	29.70 ± 2.39	39.80 ± 4.28
H7 [°]	15.27 ± 1.84	15.52 ± 1.84	17.64 ± 1.98	18.19 ± 1.51	17.05 ± 1.25	15.85 ± 1.60	12.67 ± 1.34	11.06 ± 2.64
H8 [°]	-6.07 ± 1.49	-6.18 ± 1.42	-8.03 ± 2.10	-9.79 ± 1.70	-2.91 ± 0.72	-11.41 ± 1.00	-5.59 ± 0.96	-5.40 ± 3.3
H9 [°]	9.21 ± 0.65	9.33 ± 0.69	9.61 ± 1.42	7.66 ± 2.09	14.13 ± 1.20	4.44 ± 0.92	7.07 ± 0.98	5.45 ± 3.28
H10 [°]	15.91 ± 1.81	15.98 ± 1.69	20.07 ± 1.94	16.49 ± 1.56	8.84 ± 0.91	9.94 ± 1.81	13.35 ± 1.62	13.58 ± 3.98
H11 [°]	5.78 ± 2.19	5.95 ± 2.08	12.96 ± 5.20	5.19 ± 1.62	1.87 ± 0.97	8.04 ± 1.42	9.25 ± 0.87	3.42 ± 4.87
H12 [°]	-10.13 ± 1.56	-10.03 ± 1.49	-7.11 ± 4.22	-11.29 ± 1.83	-6.14 ± 0.94	-1.90 ± 0.95	-1.91 ± 1.12	-8.48 ± 5.95

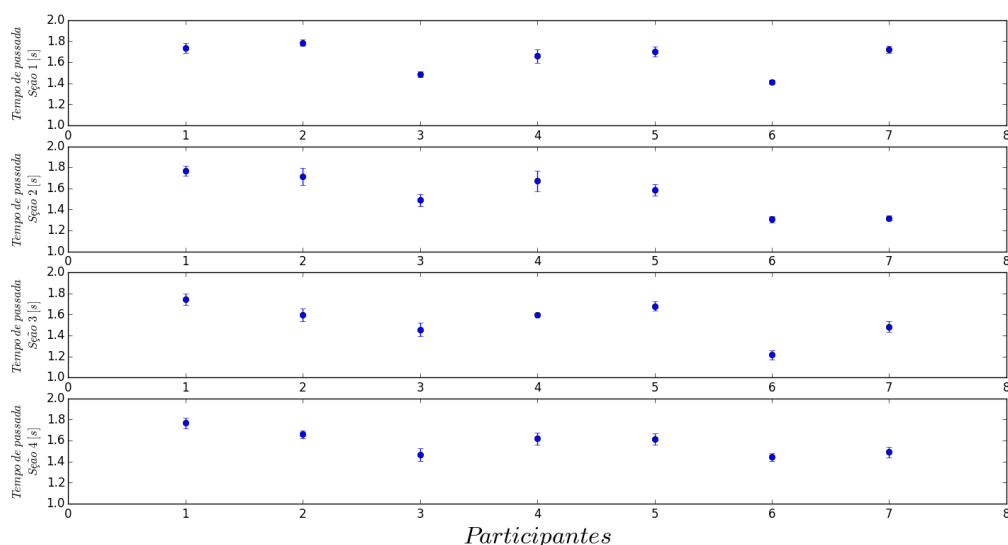


Figura 29 – Representação gráfica para o tempo médio de ciclo de cada um dos participantes, em suas quatro seções de testes.

Tabela 11 – Comparação entre os parâmetros de [Benedetti e Pignotti \(1998\)](#), referentes à articulação do joelho, calculados para os oito participantes e o resultado apresentado em [Benedetti e Pignotti \(1998\)](#).

Parâmetro	P#1	P#2	P#3	P#4	P#5	P#6	P#7	Benedetti
K1 [°]	13.47 ± 2.03	13.62 ± 2.82	15.53 ± 2.20	21.92 ± 3.98	17.12 ± 2.52	17.00 ± 2.83	14.90 ± 2.76	0.39 ± 4.87
K2 [°]	17.02 ± 2.13	18.45 ± 2.10	19.26 ± 2.04	22.93 ± 3.90	22.06 ± 3.09	20.66 ± 2.72	20.40 ± 1.72	17.93 ± 7.65
K3 [°]	2.04 ± 2.12	5.17 ± 1.64	4.83 ± 1.44	5.86 ± 1.88	4.67 ± 2.18	4.78 ± 1.98	12.37 ± 1.13	4.91 ± 4.56
K4 [°]	41.53 ± 4.15	39.53 ± 1.53	36.22 ± 2.38	39.03 ± 4.03	41.46 ± 2.61	37.96 ± 3.60	48.08 ± 1.07	36.61 ± 7.59
K5 [°]	62.63 ± 3.15	59.87 ± 1.73	58.51 ± 2.02	53.58 ± 3.73	62.28 ± 1.94	60.58 ± 2.95	60.35 ± 1.80	65.65 ± 5.23
K6 [°]	61.16 ± 3.76	55.46 ± 1.84	54.22 ± 2.61	47.72 ± 4.31	57.64 ± 2.53	56.12 ± 2.96	48.79 ± 2.79	60.74 ± 5.09
K7 [°]	12.85 ± 1.06	13.28 ± 0.44	13.20 ± 0.92	9.84 ± 0.57	11.10 ± 1.02	13.03 ± 1.07	11.57 ± 0.36	10.60 ± 3.80
K8 [°]	-3.35 ± 1.21	-3.57 ± 0.58	-3.63 ± 1.70	-5.74 ± 0.84	-4.14 ± 1.08	-3.25 ± 1.31	0.81 ± 0.99	3.07 ± 3.61
K9 [°]	8.44 ± 0.85	8.87 ± 0.47	7.80 ± 1.60	0.99 ± 0.70	6.16 ± 1.31	8.04 ± 1.32	11.39 ± 0.63	-4.05 ± 10.42
K10 [°]	8.71 ± 1.82	10.20 ± 1.33	8.99 ± 1.54	11.06 ± 1.40	8.48 ± 1.09	8.15 ± 1.60	10.74 ± 0.75	13.90 ± 5.09
K11 [°]	7.51 ± 0.92	8.86 ± 1.44	5.61 ± 1.11	5.94 ± 0.80	7.00 ± 1.33	5.22 ± 1.09	9.79 ± 1.38	5.25 ± 5.30
K12 [°]	3.28 ± 1.70	2.46 ± 1.20	-1.24 ± 2.21	4.08 ± 1.45	-0.26 ± 1.32	-0.35 ± 1.99	11.47 ± 1.84	-8.36 ± 5.80

Tabela 12 – Comparação entre os parâmetros de [Benedetti e Pignotti \(1998\)](#), referentes à articulação do tornozelo, calculados para os oito participantes e o resultado apresentado em [Benedetti e Pignotti \(1998\)](#).

Parâmetro	P#1	P#2	P#3	P#4	P#5	P#6	P#7	Benedetti
A1 [°]	-12.21 ± 3.22	-10.46 ± 5.21	-2.65 ± 3.62	-3.62 ± 7.48	-4.98 ± 6.54	-5.86 ± 5.31	-5.19 ± 7.48	-3.99 ± 5.97
A2 [°]	-13.31 ± 3.33	-21.75 ± 9.61	-5.01 ± 3.63	-7.01 ± 5.57	-9.52 ± 6.52	-11.15 ± 5.25	-9.80 ± 6.76	-12.57 ± 4.93
A3 [°]	5.56 ± 0.98	4.77 ± 2.15	10.03 ± 2.09	9.01 ± 0.66	9.75 ± 1.71	10.22 ± 1.41	4.55 ± 1.80	10.92 ± 5.67
A4 [°]	-30.41 ± 4.48	-26.07 ± 11.42	-4.61 ± 3.66	-6.57 ± 2.74	-4.61 ± 2.64	-4.97 ± 2.48	-26.31 ± 2.64	-12.59 ± 8.44
A5 [°]	-43.78 ± 2.97	-37.53 ± 15.57	-15.29 ± 3.84	-24.11 ± 3.89	-16.14 ± 2.95	-16.61 ± 2.44	-40.44 ± 2.05	-22.64 ± 6.89
A6 [°]	49.43 ± 3.44	42.37 ± 17.59	26.44 ± 3.31	37.91 ± 4.48	31.07 ± 2.94	31.39 ± 2.79	51.49 ± 2.31	33.73 ± 6.85
A7 [°]	28.73 ± 2.69	24.63 ± 10.36	22.09 ± 4.85	16.21 ± 5.25	30.74 ± 4.67	31.90 ± 4.71	21.36 ± 1.48	13.30 ± 5.02
A8 [°]	-9.61 ± 1.40	-8.24 ± 3.60	-8.05 ± 3.06	-2.62 ± 3.25	-10.70 ± 1.81	-10.68 ± 1.58	-12.85 ± 2.21	3.24 ± 4.00
A9 [°]	19.08 ± 1.84	16.36 ± 6.89	3.66 ± 3.06	7.95 ± 2.61	11.76 ± 3.45	12.88 ± 4.07	-5.25 ± 1.84	-9.16 ± 4.44

Mesmo os testes tendo sido feitos em uma esteira, enquanto que o trabalho de [Benedetti e Pignotti \(1998\)](#) apresenta resultados da marcha livre sobre o solo, os parâmetros apresentados nas Tabelas 10, 11 e 12 evidenciam a similaridade dos resultados, obtendo valores de desvio padrão ainda menores.

Analisando a articulação do quadril, Tabela 10, apenas o parâmetro *H4* (flexão no momento do *TO*) apresentou resultados divergentes. Para a articulação do joelho, Tabela 11,

analisando os parâmetros de $K1$ a $K6$, $K1$ (flexão no momento do HS) é o único que apresenta divergência significativa entre os dois estudos. Para ambas as articulações as divergências nos resultados, quando comparados com [Benedetti e Pignotti \(1998\)](#), foram atribuídos à diferença entre a marcha em esteiras, objeto de estudo neste trabalho, e sobre o solo. Analisando a articulação do tornozelo, tem-se diferenças significativas entre os próprios sujeitos estudados nesta Dissertação de mestrado, principalmente para os parâmetros $A4$ (flexão no momento do TO), diferenças estas atribuídas à característica da marcha de cada paciente.

Segundo os trabalhos de [Ferrari et al. \(2010\)](#), [Palermo et al. \(2014\)](#), [Schwartz e Rozumalski \(2005\)](#), [Stagni, Fantozzi e Cappello \(2006\)](#), as informações obtidas através de sensores posicionados na pele para a articulação do joelho são fortemente afetadas por artefatos devido aos tecidos moles. Por isso as informações a respeito das rotações que ocorrem nos planos frontal e transversal não são confiáveis para análise do movimento. Os movimentos fora do plano sagital, que ocorrem na articulação do tornozelo, também são descartados da análise de marcha devido à falta de precisão na medida ([RILEY et al., 2007](#)). Entretanto, por não afetar a coleta e o processamento dos dados, estes valores também foram estimados, e estão apresentados na Tabela 11.

As Figuras de 30 a 36 representam para os participantes de 1 a 7, respectivamente, a média e o desvio padrão da cinemática angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo durante a terceira seção de testes. É possível observar que o sistema se mantém estável processando os dados repetidas vezes para cada usuário e mantendo o desvio padrão em limiares de acordo com a literatura, ou ainda menores ([BENEDETTI; PIGNOTTI, 1998](#); [FERRARI et al., 2010](#); [NOORT et al., 2014](#); [GELDER et al., 2017](#); [BARTON et al., 2013](#)). Observa-se também que no plano sagital, plano no qual os movimentos são maiores ([WHITTLE, 2007d](#)), os resultados obtidos contam com desvio padrão ainda menores.

Analisando a Figura 37, observa-se grande similaridade nas formas de onda, principalmente naquelas referentes aos movimentos no plano sagital, o que também atesta a capacidade do sistema desenvolvido, mesmo levando em consideração características intrínsecas da marcha de cada indivíduo.

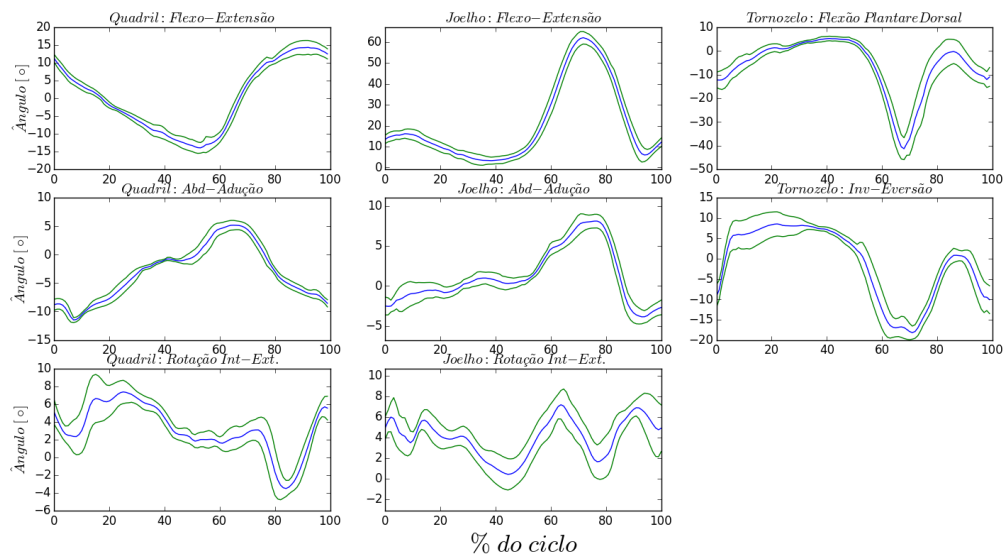


Figura 30 – Representação da cinemática angular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo do participante 1. Valores representados pela média e desvio padrão obtidos durante a terceira seção de testes.

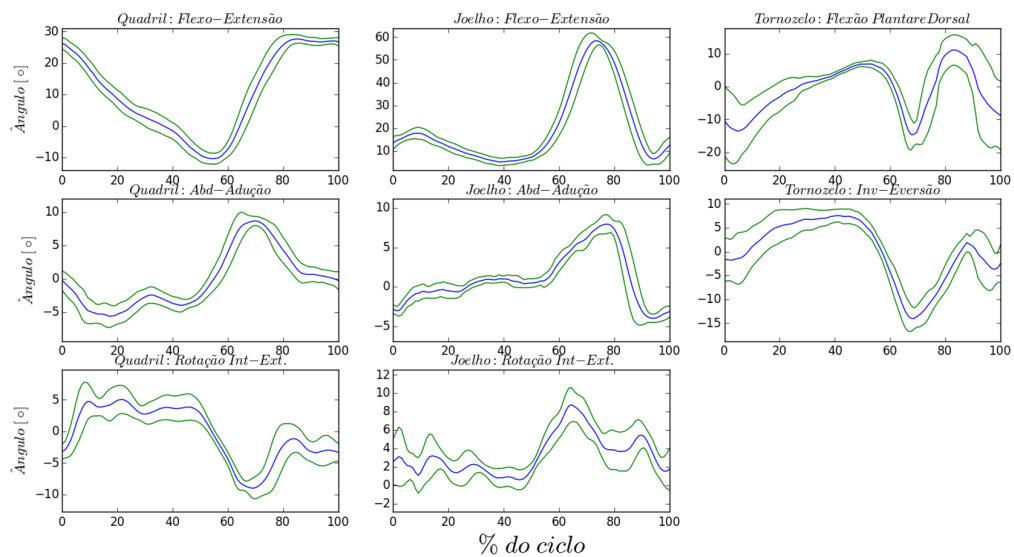


Figura 31 – Representação da cinemática angular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo do participante 2. Valores representados pela média e desvio padrão obtidos durante a terceira seção de testes.

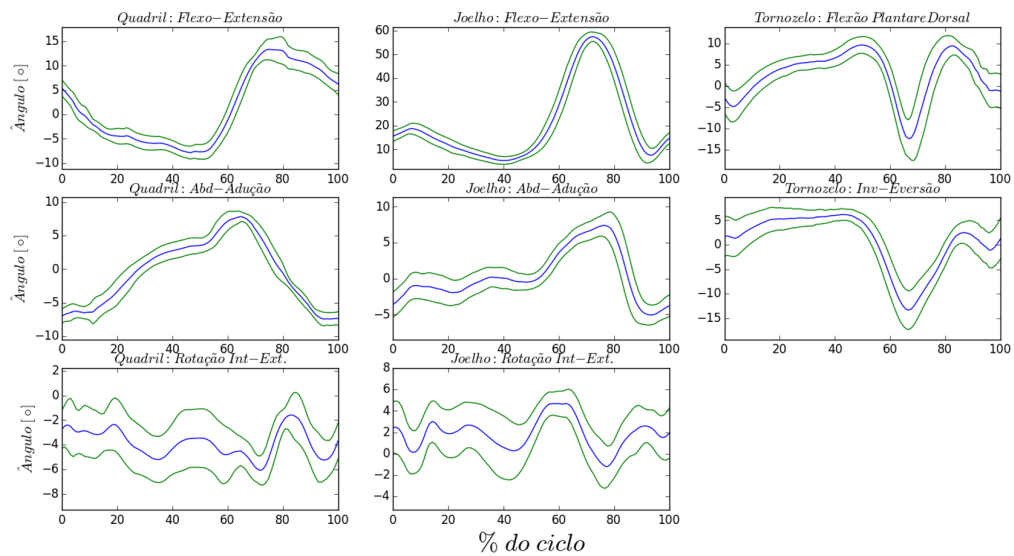


Figura 32 – Representação da cinemática angular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo do participante 3. Valores representados pela média e desvio padrão obtidos durante a terceira seção de testes.

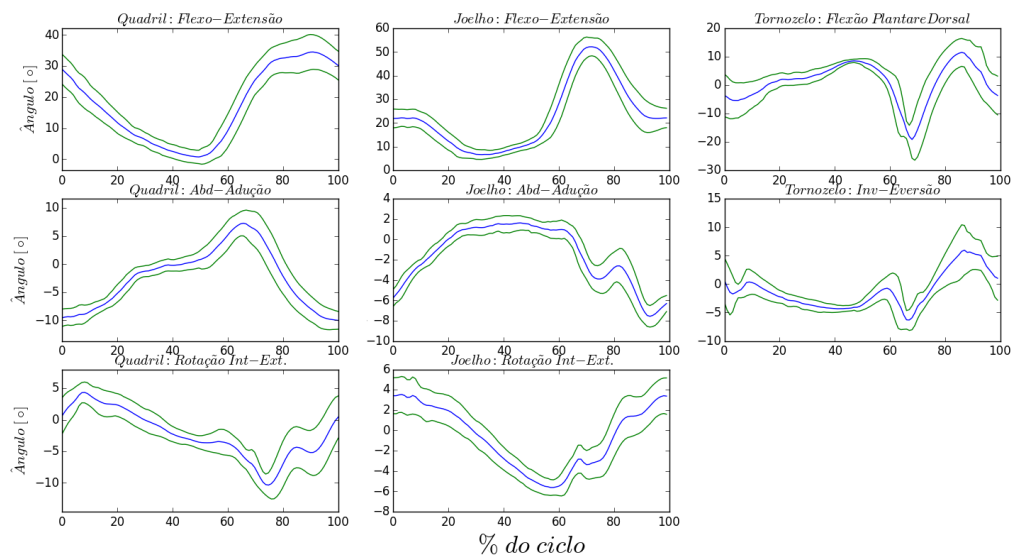


Figura 33 – Representação da cinemática angular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo do participante 4. Valores representados pela média e desvio padrão obtidos durante a terceira seção de testes.

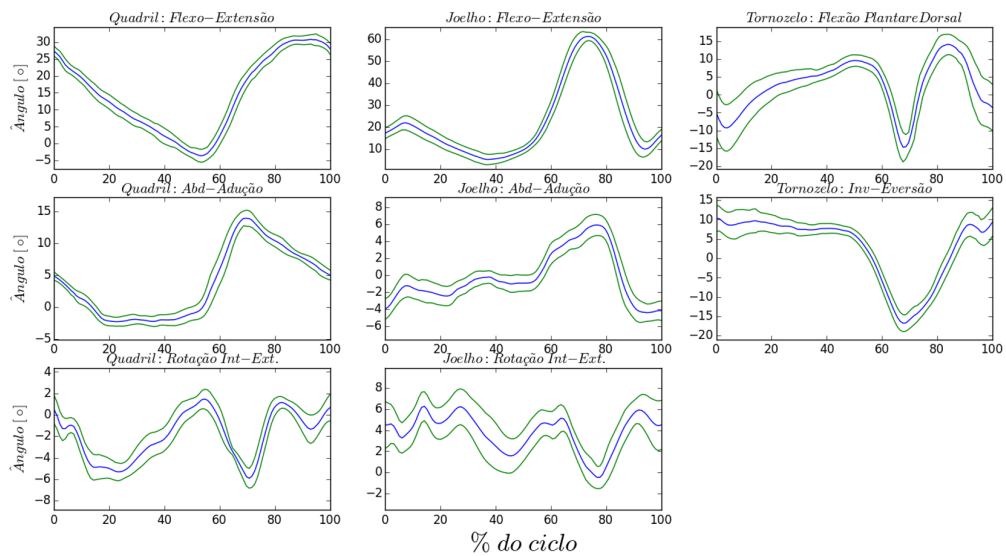


Figura 34 – Representação da cinemática angular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo do participante 5. Valores representados pela média e desvio padrão obtidos durante a terceira seção de testes.

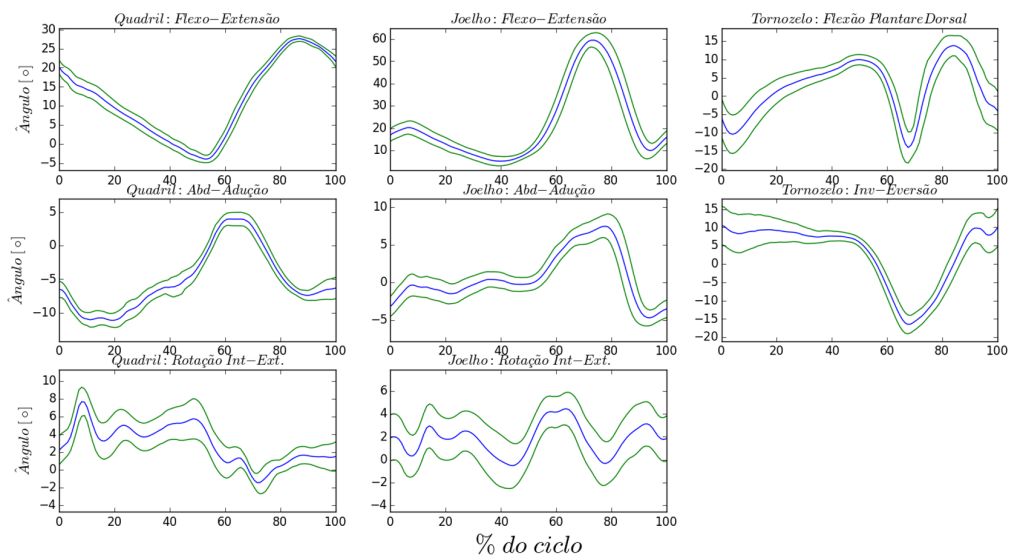


Figura 35 – Representação da cinemática angular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo do participante 6. Valores representados pela média e desvio padrão obtidos durante a terceira seção de testes.

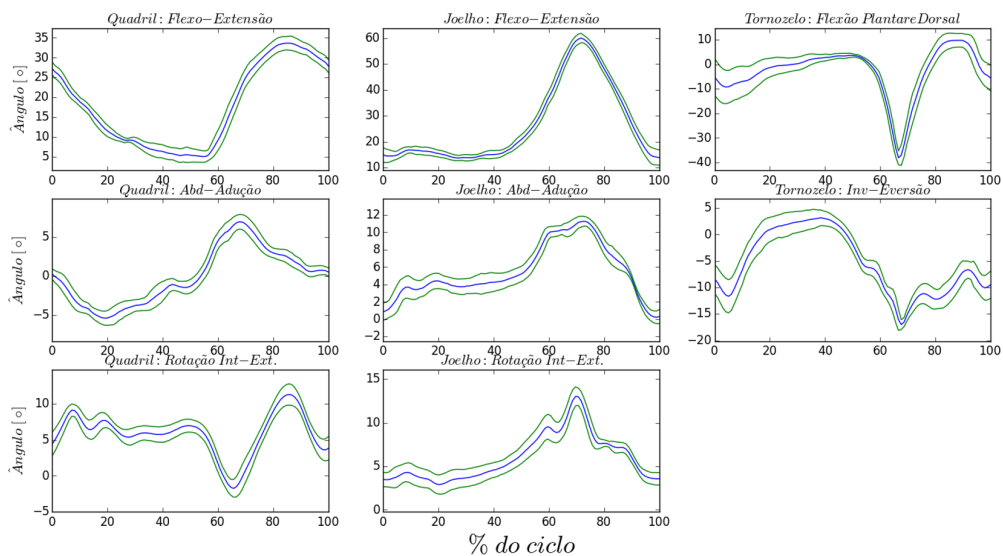


Figura 36 – Representação da cinemática angular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo do participante 7. Valores representados pela média e desvio padrão obtidos durante a terceira seção de testes.

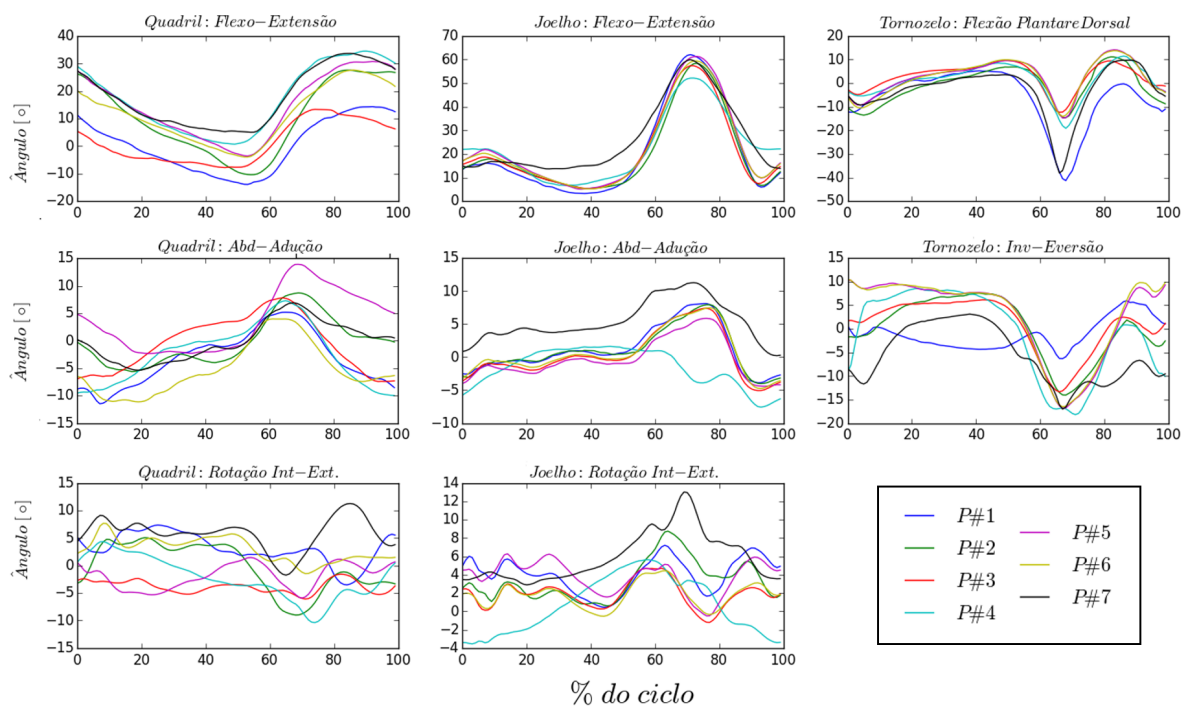


Figura 37 – Representação gráfica para a média dos ângulos de cada participante para as articulações do quadril, joelho e tornozelo, durante a seção de testes #3. $P\#n$ indica o participante n .

5 Conclusões e Trabalhos Futuros

Os métodos subjetivos de análise clínica da marcha humana, largamente utilizados por fisioterapeutas e educadores físicos, podem ser mais bem aproveitados se respaldados por medidas quantitativas que auxiliem estes profissionais a condução de diagnósticos e tratamentos. Esta necessidade motivou o desenvolvimento desta Dissertação de Mestrado, que teve como objetivo desenvolver e implementar um sistema de processamento de sinais para análise da marcha humana online baseado em sensores **IMU/MARG**. As informações coletadas pelos sensores são recebidas e processadas pelo sistema à medida que o usuário executa o movimento, estas informações são disponibilizadas de maneira amigável ao profissional clínico que pode intervir durante o movimento para que ele seja corrigido.

A identificação dos eventos de **HS** e **TO**, pontos chave para a identificação dos parâmetros da marcha abordado neste trabalho, mostrou-se bastante precisa, alcançando índices de 100% de acerto para a metade dos testes realizados, enquanto que, analisando todos os testes, os ciclos da marcha foram corretamente delimitados e identificados em 94% da vezes.

A Interface Gráfica de Usuário (**GUI**) desenvolvida, disponibiliza um *feedback* visual com informações gráficas e numéricas, que podem ser configuradas pelo próprio profissional, tornando-a uma solução bastante flexível, que pode ser configurada de acordo com as necessidades de cada usuário.

O trabalho mostrou a viabilidade do desenvolvimento e implementação de um sistema de análise de marcha em online, que permite ao profissional clínico obter diagnósticos e tomar decisões de tratamento, tornando possível também o monitoramento contínuo do paciente. A utilização do sistema também permite o armazenamento dos dados relativos à marcha do paciente, o que possibilita analisar a evolução do mesmo após seções de fisioterapia, por exemplo.

5.1 Contribuições

Como principais contribuições desta dissertação de mestrado pode-se destacar:

- A concepção, execução e avaliação de um sistema de análise de marcha que opera de modo online, coletando e processando sinais provenientes de sensores **MARG/IMU**, e os apresentando de forma gráfica e numérica para que o profissional clínico possa ter como instrumento parâmetros quantitativos que o auxiliem em seu julgamento, antes totalmente baseado em informações qualitativas, à medida que o paciente executa a

marcha.

- O desenvolvimento do algoritmo de classificação dos pontos que delimitam os ciclos da marcha, que obteve uma acurácia de 94% durante os testes executados, o que permitiu a identificação das fases da marcha de forma satisfatória.
- E o desenvolvimento de uma interface intuitiva e flexível que permite ao profissional clínico escolher a ordem dos sensores, as informações que deseja ver na tela e se deseja armazenar os dados coletados ou não.

5.2 Trabalhos Futuros

A partir dos resultados obtidos por meio do sistema de análise de marcha online desenvolvido, pretende-se como trabalhos futuros viabilizar a utilização da interface para profissionais da área clínica para que possam avaliar as funcionalidades inerentes ao sistema atual e propor novas análises. O mesmo protocolo de testes descrito nesta Dissertação deverá ser usado para avaliar a marcha livre no solo com o objetivo de comparar com a marcha em esteira. Pretende-se realizar testes do sistema em pessoas com alguma disfunção na marcha, possibilitando a geração de objetivos específicos a serem alcançados pelos usuários para avaliar o progresso ao longo de sessões periódicas em reabilitação. Futuramente também serão efetuados testes em conjunto com dispositivos de suporte à mobilidade, como andadores robóticos. Algoritmos de detecção de queda e geração de alarmes em caso de distúrbios não previstos também serão avaliados para serem agregados ao sistema. Serão estudados também, métodos de classificadores baseados em redes neurais, na busca por uma maior acurácia na identificação dos pontos de [HS](#) e [TO](#).

5.3 Publicações

O seguinte trabalho foi publicado em anais de congresso, a partir de resultados diretos desta Dissertação de Mestrado:

- ROSA, A. S.; VARGAS, L. S.; FRIZERA, A; BASTOS FILHO, T.F.. *Real-time walker-assisted gait analysis system using wearable inertial measurement units*. In: XXI Congresso Brasileiro de Automática, 2016, Vitória-ES. Anais do XXI Congresso Brasileiro de Automática - CBA 2016, 2016. p. 6pg.

Referências

- ALFONSO, M. R.; FRIZERA, A.; CÔCO, K. F. Magnetic, Angular Rate and Gravity Sensor System Fusion for Orientation Estimation. *Studies in health technology and informatics*, v. 217, p. 261–6, 2015. ISSN 0926-9630. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26294482>>. Citado 3 vezes nas páginas 17, 29 e 30.
- ALMEIDA, T. *Sistema de sensoriamento de orientação para um veículo aquático de superfície utilizando sensores de baixo custo*. Tese (Dissertação de Mestrado) — USP - Universidade de São Paulo, 2014. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18153/tde-18032014-132715/en.php>>. Citado na página 77.
- ALTON, F. et al. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, v. 13, n. 6, p. 434–440, 1998. ISSN 02680033. Citado na página 54.
- AMADIO, a. C. et al. Introdução à análise do movimento humano - descrição e aplicação dos métodos biomecânicos de medição. *Rev Bras Fis*, v. 3, n. 2, p. 41–54, 1999. ISSN 1809-9246. Citado 3 vezes nas páginas 21, 22 e 29.
- AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, v. 21, n. esp, p. 61–85, 2007. ISSN 1981-4690. Disponível em: <<http://www.revistas.usp.br/rbef/article/view/16665>>. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 21.
- BAKER, R. Gait analysis methods in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*, v. 3, p. 4, 2006. ISSN 1743-0003. Citado na página 27.
- BARTON, G. J. et al. A gait index may underestimate changes of gait: a comparison of the Movement Deviation Profile and the Gait Deviation Index. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, v. 5842, n. April 2013, p. 37–41, 2013. ISSN 1476-8259. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23521124>>. Citado na página 60.
- BENEDETTI, M. G.; PIGNOTTI, E. Data management applications in gait analysis for clinical. v. 13, n. 3, p. 204–215, 1998. Citado 11 vezes nas páginas 10, 12, 42, 45, 46, 51, 54, 57, 58, 59 e 60.
- BTS S.p.A. *BTS GaitLab*. 2017. Disponível em: <<http://www.btsbioengineering.com/products/integrated-solutions/bts-gaitlab>>. Citado 3 vezes nas páginas 9, 28 e 29.
- CAPPOZZO, A. et al. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background. *Gait and Posture*, v. 21, n. 2, p. 186–196, 2005. ISSN 09666362. Citado na página 28.
- CESERACCIU, E.; SAWACHA, Z.; COBELLI, C. Comparison of markerless and marker-based motion capture technologies through simultaneous data collection during gait: Proof of concept. *PLoS ONE*, v. 9, n. 3, p. 1–7, 2014. ISSN 19326203. Citado na página 28.

CHAO, E. Y. Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. *Journal of Biomechanics*, v. 13, n. 12, p. 989–1006, jan 1980. ISSN 00219290. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929080900445>>. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 29.

CUTTI, A. G. et al. 'Outwalk': A protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. [S.l.: s.n.], 2010. v. 48. 17–25 p. ISSN 01400118. ISBN 1741-0444 (Electronic) 0140-0118 (Linking). Citado 4 vezes nas páginas 17, 28, 29 e 51.

DERAWI, M. O. et al. Unobtrusive user-authentication on mobile phones using biometric gait recognition. *Proceedings - 2010 6th International Conference on Intelligent Information Hiding and Multimedia Signal Processing, IHHMSP 2010*, p. 306–311, 2010. Citado na página 16.

DINGWELP, J. B.; DAVIS, B. L. Software for Providing Real-Time Gait Analysis and Visual Feedback. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 1, n. May 2009, p. 3–5, 1996. Citado 3 vezes nas páginas 9, 30 e 32.

FATHIMA, S. S. S.; BANU, R. W. Human gait recognition based on motion analysis including ankle to foot angle measurement. In: *2012 International Conference on Computing, Electronics and Electrical Technologies (ICCEET)*. IEEE, 2012. p. 1133–1136. ISBN 978-1-4673-0212-8. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/6203856/>>. Citado na página 16.

FAVRE, J. et al. Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *Journal of Biomechanics*, v. 42, n. 14, p. 2330–2335, oct 2009. ISSN 00219290. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929009003649>>. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 37.

FERRARI, A. et al. First in vivo assessment of "outwalk": A novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 48, n. 1, p. 1–15, jan 2010. ISSN 01400118. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s11517-009-0544-y>>. Citado na página 60.

FRIZERA, A. et al. Characterization of spatio-temporal parameters of human gait assisted by a robotic walker. *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, p. 1087–1091, 2012. ISSN 21551774. Citado na página 16.

GELDER, L. van et al. Real-time feedback to improve gait in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, Elsevier B.V., v. 52, p. 76–82, feb 2017. ISSN 09666362. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.06.151http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636216306506>>. Citado 4 vezes nas páginas 9, 33, 34 e 60.

GOUWANDA, D.; SENANAYAKE, S. M. N. A. Emerging Trends of Body-Mounted Sensors in Sports and Human Gait Analysis. In: *4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2008*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. p. 715–718. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-69139-6>>. Citado na página 16.

GROOD, E. S.; SUNTAY, W. J. A joint coordinate system for the clinical description of

- three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of biomechanical engineering*, v. 105, n. 2, p. 136–44, may 1983. ISSN 0148-0731. Citado 2 vezes nas páginas 40 e 41.
- HANLON, M.; ANDERSON, R. Real-time gait event detection using wearable sensors. *Gait and Posture*, v. 30, n. 4, p. 523–527, 2009. ISSN 09666362. Citado na página 32.
- HANSON, A. J. *Visualizing Quaternions (The Morgan Kaufmann Series in Interactive 3D Technology)*. [S.l.]: Morgan Kaufmann, 2006. ISBN 9780120884001. Citado 2 vezes nas páginas 74 e 76.
- HAYKIN, S. *Neural Networks and*. [S.l.: s.n.], 2001. v. 5. 1–6 p. ISBN 9780131471399. Citado na página 57.
- HERRAN, A. M. de la; ZAPIRAIN, B. G.; ZORRILLA, A. M. Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors (Switzerland)*, v. 14, n. 2, p. 3362–3394, 2014. ISSN 14248220. Citado 5 vezes nas páginas 16, 17, 19, 27 e 28.
- KIM, S. J.; KREBS, H. I. Effects of implicit visual feedback distortion on human gait. *Experimental Brain Research*, v. 218, n. 3, p. 495–502, 2012. ISSN 00144819. Citado na página 18.
- KNUDSON, D. *Fundamentals of Biomechanics*. Second. [S.l.]: Springer Science+Business Media, LLC, 2007. ISBN 9780387493114. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 25.
- LOTAR, A. *Como programar com ASP.NET e C#*. 2ª. ed. São Paulo: Novatec, 2010. Citado na página 37.
- LUINGE, H. J.; VELTINK, P. H. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 43, n. 2, p. 273–282, apr 2005. ISSN 0140-0118. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/BF02345966>>. Citado 3 vezes nas páginas 17, 29 e 30.
- LUNENBURGER, L. et al. Biofeedback for robotic gait rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 4, n. 1, p. 1, 2007. ISSN 17430003. Citado na página 16.
- MADGWICK, S. O. H.; HARRISON, A. J. L.; VAIDYANATHAN, R. Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, p. 179–185, 2011. ISSN 19457898. Citado na página 30.
- Marco Di Natale. *Understanding and Using the Controller Area Network Communication Protocol - Theory and Practice*. [S.l.: s.n.], 2012. ISSN 0717-6163. ISBN 9780874216561. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 36.
- MARTINS, M. et al. Assessment of walker-assisted gait based on Principal Component Analysis and wireless inertial sensors. v. 30, n. 3, p. 220–231, 2014. ISSN 19847742 15173151. Citado na página 19.
- MINDSHARE, I. *USB System Architecture (USB 2.0)*. [S.l.: s.n.], 1997. ISBN 0201461374. Citado na página 35.

MORRIS, S.; PARADISO, J. Shoe-integrated sensor system for wireless gait analysis and real-time feedback. *Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society* [Engineering in Medicine and Biology, v. 3, p. 2468–2469, 2002. ISSN 1094-687X. Citado 3 vezes nas páginas 9, 32 e 33.

Motekforce Link. *Grail*. 2017. Disponível em: <<https://www.motekforcelink.com/product/grail/>>. Citado 4 vezes nas páginas 9, 28, 29 e 31.

MUCCIACCIA, S.; FRIZERA, A.; SALLES, E. Algoritmo direto de calibração de magnetômetros triaxiais por ajuste de elipsoide utilizando distância algébrica s. *XXI Congresso Brasileiro de Automática*, p. 2884–2889, 2016. Disponível em: <<https://ssl4799.websiteseuro.com/swge5/PROCEEDINGS/>>. Citado na página 30.

MURRAY, M. P. et al. Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *Journal of applied physiology*, v. 59, n. 1, p. 87–91, 1985. Citado na página 54.

NOORT, J. C. van den et al. Real-time visual feedback for gait retraining: toward application in knee osteoarthritis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 53, n. 3, p. 275–286, mar 2014. ISSN 0140-0118. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s11517-014-1233-z>>. Citado 4 vezes nas páginas 9, 32, 33 e 60.

PALERMO, E. et al. Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor-based gait analysis. *Measurement*, v. 52, p. 145–155, jun 2014. ISSN 02632241. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0263224114000980>>. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 60.

PARKER, T. M. et al. Balance control during gait in athletes and non-athletes following concussion. *Medical Engineering & Physics*, v. 30, n. 8, p. 959–967, oct 2008. ISSN 13504533. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453307002093>>. Citado na página 16.

Python Software Foundation. *Python Software Foundation*. 2017. Disponível em: <<https://www.python.org/psf/>>. Citado na página 19.

Riberbank Computing Limited. “What is PyQt?”. 2015. Disponível em: <<https://www.riverbankcomputing.com/software/pyqt/intro>>. Citado na página 47.

RILEY, P. O. et al. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture*, v. 26, n. 1, p. 17–24, jun 2007. ISSN 09666362. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003309002034><http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636206001457>>. Citado na página 60.

ROETENBERG, D.; BATEN, C. T. M.; VELTINK, P. H. Estimating body segment orientation by applying inertial and magnetic sensing near ferromagnetic materials. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 15, n. 1, p. 469–471, 2007. ISSN 15344320. Citado na página 17.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. *Human Walking*. 3. ed. [S.l.: s.n.], 2005. 273 p. ISBN 0781759544. Citado 5 vezes nas páginas 21, 22, 23, 25 e 42.

RUETERBORIES, J. et al. Methods for gait event detection and analysis in

- ambulatory systems. *Medical Engineering and Physics*, Institute of Physics and Engineering in Medicine, v. 32, n. 6, p. 545–552, 2010. ISSN 13504533. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.03.007>>. Citado na página 30.
- SANTOS, M. A. dos. *Dos números complexos aos quatérnions: desenvolvimento algébrico, interpretação geométrica e aplicações*. Tese (Dissertação) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2013. Citado na página 74.
- SCHWARTZ, M. H.; ROZUMALSKI, A. A new method for estimating joint parameters from motion data. *Journal of Biomechanics*, v. 38, n. 1, p. 107–116, 2005. ISSN 00219290. Citado na página 60.
- SHUSTER, M. D. A Survey of Attitude Representations. *The Journal of the Astronautical Sciences*, v. 1, n. 4, p. 439–517, 1993. ISSN 00219142. Citado na página 76.
- SILVA, V. R. *CINESIOLOGIA E BIOMECÂNICA*. 1ª. ed. Rio de Janeiro: SESES, 2015. 88 p. ISBN 9788555481352. Citado 3 vezes nas páginas 20, 21 e 22.
- STAGNI, R.; FANTOZZI, S.; CAPPELLO, A. Propagation of anatomical landmark misplacement to knee kinematics: Performance of single and double calibration. *Gait and Posture*, v. 24, n. 2, p. 137–141, 2006. ISSN 09666362. Citado na página 60.
- SUTHERLAND, D. H. The evolution of clinical gait analysis part III - Kinetics and energy assessment. *Gait and Posture*, v. 21, n. 4, p. 447–461, jun 2005. ISSN 09666362. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15886135>>. Citado na página 16.
- SWOKOWSKI, E. W. *Cálculo Com Geometria Analítica*. 2ª. ed. [S.l.: s.n.], 1994. Citado na página 42.
- TAO, W. et al. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*, v. 12, n. 2, p. 2255–2283, 2012. ISSN 14248220. Citado 3 vezes nas páginas 23, 29 e 30.
- Technaid S.L. Documentación SDK MCS Studio. 2011. Disponível em: <<http://www.technaid.com/wp-content/uploads/2016/05/Tech-MCS-SDK-3.8.1.0-C.zip>>. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 37.
- Technaid S.L. Capture, analysis of movement and technical aids Motion Capture System. 2013. Disponível em: <<http://www.technaid.com/wp-content/uploads/2016/05/Tech-MCS-V3-Technical-Specifications-EN.pdf>>. Citado 4 vezes nas páginas 9, 12, 35 e 36.
- Technaid S.L. *Tech MCS*. 2017. Disponível em: <<http://www.technaid.com/products/motion-capture-system-tech-mcs-hub-imu>>. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 31.
- Technaid S.L. *Tech MCS Studio 4*. 2017. Disponível em: <<http://www.technaid.com/products/motion-capture-software-capture>>. Citado na página 37.
- THIKEY, H. et al. Augmented visual feedback of movement performance to enhance walking recovery after stroke: study protocol for a pilot randomised controlled trial. *Trials*, v. 13, n. 1, p. 163, dec 2012. ISSN 1745-6215. Disponível em: <<http://trialsjournal.biomedcentral.com/articles/10.1186/1745-6215-13-163>>. Citado na página 16.

- TIEN, I.; GLASER, S. D.; AMINOFF, M. J. Characterization of gait abnormalities in Parkinson's disease using a wireless inertial sensor system. *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10*, p. 3353–3356, 2010. ISSN 1557-170X. Citado na página 16.
- VARGAS, L. S. V. et al. An IMU-to-Body Alignment Method Applied to Human Gait Analysis. *Sensors (Basel, Switzerland)*, v. 16, p. 2090, 2016. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/16/12/2090/pdf>>. Citado 10 vezes nas páginas 9, 12, 19, 29, 30, 37, 38, 39, 40 e 41.
- VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C. *Dynamics of Human Gait*. 2th. ed. [S.l.]: Kiboho Publishers, 1999. 16–17 p. ISSN 00219290. ISBN 0-620-23558-6. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 24.
- VAZ, J. *O que é geometria não comutativa*. 2010. Disponível em: <<http://www.ime.unicamp.br/~vaz/nc.h>>. Citado 3 vezes nas páginas 11, 74 e 75.
- VICON. *Your Vicon Recommended System*. 2017. Disponível em: <<https://www.vicon.com/visualization>>. Citado na página 28.
- WANG, Q. et al. Gait trajectory planning and simulation for the powered gait orthosis. In: *2007 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO*. [S.l.]: IEEE Computer Society, 2007. p. 1693–1697. Citado na página 16.
- WARABI, T. et al. Treadmill walking and overground walking of human subjects compared by recording sole-floor reaction force. *Neuroscience Research*, v. 53, n. 3, p. 343–348, 2005. ISSN 01680102. Citado na página 54.
- WATT, J. R. et al. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical Biomechanics*, Elsevier Ltd, v. 25, n. 5, p. 444–449, 2010. ISSN 02680033. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.09.002>>. Citado na página 54.
- WHITTLE, M. W. Chapter 1 - Basic sciences. In: *Gait Analysis: An Introduction*. [S.l.: s.n.], 2007. cap. 1, p. 1–45. Citado 3 vezes nas páginas 9, 26 e 27.
- WHITTLE, M. W. Chapter 2 - Normal Gait. In: *Gait Analysis: An Introduction*. 4. ed. [S.l.: s.n.], 2007. cap. 2, p. 47–100. ISBN 0-89203-313-4. Citado 3 vezes nas páginas 9, 22 e 24.
- WHITTLE, M. W. Chapter 4 - Methods of gait analysis. In: *Gait Analysis: An Introduction*. [S.l.: s.n.], 2007. cap. 4, p. 137–175. ISBN 978-0-7506-8883-3. Citado na página 29.
- WHITTLE, M. W. *Gait Analysis: An Introduction*. 4. ed. [S.l.: s.n.], 2007. ISBN 10: 0 7506 8883 1. Citado 8 vezes nas páginas 9, 12, 23, 25, 41, 42, 57 e 60.
- WILLEMSSEN, A. T. M.; ALSTÉ, J. A. van; BOOM, H. B. K. Real-time gait assessment utilizing a new way of accelerometry. *Journal of Biomechanics*, v. 23, n. 8, p. 859–863, 1990. ISSN 00219290. Citado na página 29.
- WINTER, D. A. *Biomechanics of human movement*. Wiley, 1979. (Biomedical engineering and health systems). ISBN 9780471034766. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=-ohRAAAAMAAJ>>. Citado na página 21.

- WINTER, D. a. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. [s.n.], 2009. 386 p. ISSN 10974199. ISBN 9780470398180. Disponível em: <http://books.google.si/books?id={_}bFHL08IW>. Citado 4 vezes nas páginas 21, 25, 26 e 27.
- WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics*, v. 35, n. 4, p. 543–548, 2002. ISSN 00219290. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929001002226>>. Citado 2 vezes nas páginas 40 e 41.
- XIAO, T. J. et al. Motion trajectory analysis based on MARG sensors for wearable computing. *Proceedings - PACCS 2011: 2011 3rd Pacific-Asia Conference on Circuits, Communications and System*, 2011. Citado na página 30.
- Xsens Technologies B.V. MVN Biomech - Leaflet. 2016. Disponível em: <<https://www.xsens.com/download/pdf/documentation/mvn-biomech/mvn-biomech.pdf>>. Citado na página 30.
- YOO, J.-H.; NIXON, M. S. Automated Markerless Analysis of Human Gait Motion for Recognition and Classification. *ETRI Journal*, v. 33, n. 2, p. 259–266, apr 2011. ISSN 1225-6463. Disponível em: <<http://etrij.etri.re.kr/Cyber/BrowseAbstract.jsp?vol=33{&}num=2{&}>>. Citado na página 24.

APÊNDICE A – Representação de Orientações no Espaço Tridimensional

Como visto na seção anterior, as informações de orientação coletadas pelo sistema Tech MCS v.3 podem ser expressos em forma de matriz de cossenos diretores ou quatérnios. Nesta seção serão abordadas suas características e as operações que serão utilizadas para processar os sinais das [IMU](#).

Quatérnios

Os quatérnios surgiram em meados do século XIX quando o estudioso William Rowan Hamilton (Dubin, Irlanda 1805-1865), buscava formas de generalização dos números complexos para aplicá-los no espaço 3D, até então os números complexos estavam restritos a resolver problemas no plano. Os quatérnios são formados por vetores pertencentes ao \mathbb{R}^4 , $q = (q_0, q_1, q_2, q_3) = (q_0, \mathbf{q})$ ([HANSON, 2006](#)). Outra forma de se representar o conjunto dos quatérnios é $q = (a + bi + cj + dk)$ desde que, $a, b, c, d \in \mathbb{R}$ e $i^2 = j^2 = k^2 = -1, ij = k, ji = -k$ ([SANTOS, 2013](#)).

Uma característica importante dos quatérnios é que eles representam multiplicações não-cumulativas, ou seja, as rotações no espaço 3D não são cumulativas, a ordem de execução é importante ([HANSON, 2006](#)). [Vaz \(2010\)](#) mostra a diferença entre rotações no espaço bidimensional (2D), Figura 38, operações cumulativas, e as rotações feitas no espaço 3D, Figura 39, não-cumulativas.

Operações com quatérnios

Para se trabalhar com quatérnios são necessárias algumas equações básicas, as quais serão apresentadas a seguir. Estas equações permitem executar manipulações do espaço 3D ([HANSON, 2006](#)).

- **Adição de dois quatérnios:**

Sejam $p = (p_0, p_1, p_2, p_3)$ e $q = (q_0, q_1, q_2, q_3) \in$ ao conjunto dos quatérnios (\mathbb{H}), a soma $p+q$ se dará somando cada componente do primeiro quatérnio com sua correspondente no segundo, Equação [A.1](#).

$$p + q = (p_0 + q_0) + (p_1 + q_1) + (p_2 + q_2) + (p_3 + q_3) \quad (\text{A.1})$$

- **Multiplicação entre dois quatérnios:**

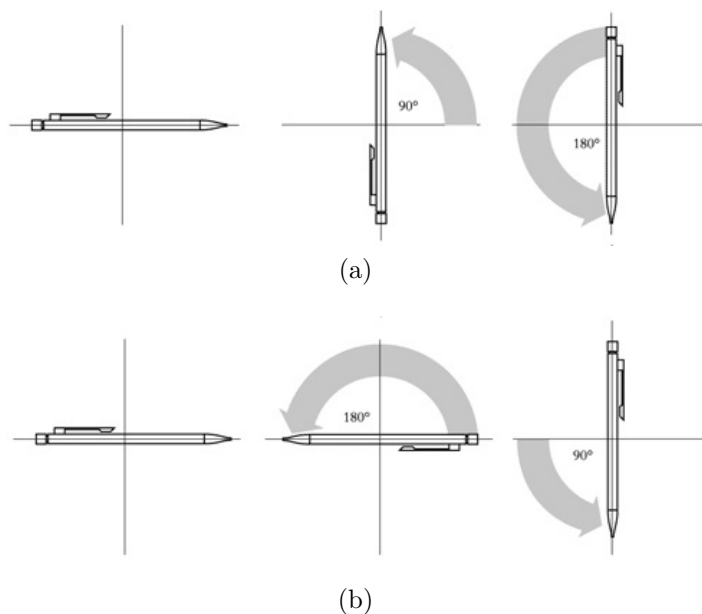


Figura 38 – Exemplo de rotação no plano, operação cumulativa. a) Caneta rotacionada 90° , seguida por uma rotação de 180° . b) Caneta rotacionada primeiramente 180° , seguida por uma rotação de 90° . O resultado não difere, a ordem não é importante. (VAZ, 2010)

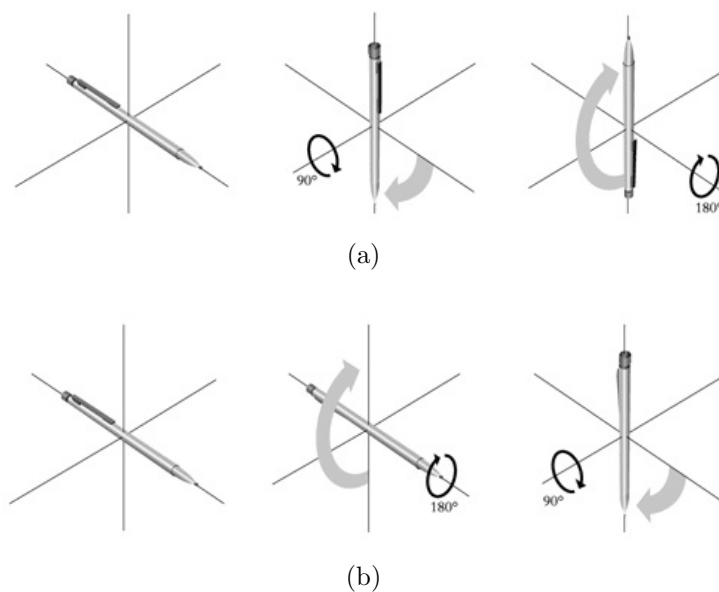


Figura 39 – Exemplo de rotação no espaço 3D, operação não-cumulativa. a) Caneta rotacionada 90° em relação a um plano ortogonal à uma direção arbitrariamente escolhida, seguida por uma rotação de 180° a um plano ortogonal ao plano anterior. b) Caneta rotacionada primeiramente 180° em relação a um plano ortogonal à uma direção arbitrariamente escolhida, seguida por uma rotação de 90° a um plano ortogonal ao plano anterior. O resultado difere, a ordem é importante. (VAZ, 2010)

A Equação A.2 mostra o desenvolvimento da multiplicação entre os quatérnios $p = (p_0, p_1, p_2, p_3)$ e $q = (q_0, q_1, q_2, q_3)$ em termos de matriz. A Equação A.3 é a forma

condensada da matriz.

$$\begin{aligned}
 p \star q &= (p_0, p_1, p_2, p_3) \star (q_0, q_1, q_2, q_3) \\
 &= \begin{bmatrix} p_0q_0 - p_1q_1 - p_2q_2 - p_3q_3 \\ p_1q_0 + p_0q_1 + p_2q_3 - p_3q_2 \\ p_2q_0 + p_0q_2 + p_3q_1 - p_1q_3 \\ p_3q_0 + p_0q_3 + p_1q_2 - p_2q_1 \end{bmatrix} \tag{A.2}
 \end{aligned}$$

$$= (p_0q_0 - \mathbf{p} \cdot \mathbf{q}, p_0\mathbf{q} + q_0\mathbf{p} + \mathbf{q} \times \mathbf{p}) \tag{A.3}$$

- **Produto interno:**

O produto interno entre dois quatérnios segue a Equação A.4.

$$\begin{aligned}
 p \cdot q &= (p_0, p_1, p_2, p_3) \cdot (q_0, q_1, q_2, q_3) \\
 &= p_0q_0 + p_1q_1 + p_2q_2 + p_3q_3 \\
 &= p_0q_0 + \mathbf{p} \cdot \mathbf{q} \tag{A.4}
 \end{aligned}$$

- **Conjugado de um quatérnio:**

Sendo $p = (p_0, p_1, p_2, p_3) \in \mathbb{H}$, seu conjugado será dado por \bar{q} como mostra a Equação A.5.

$$\begin{aligned}
 \bar{q} &= q_0 - q_1 - q_2 - q_3 \\
 &= q_0, -\mathbf{q} \tag{A.5}
 \end{aligned}$$

Matriz de Cossenos Diretores

Uma Matriz de Cossenos Diretores (em inglês *Direction Cosines Matrix* - **DCM**), também chamada de matriz de rotação, serve para expressar rotações no espaço tridimensional. **DCM** são matrizes unitárias que altera a direção de um vetor ao qual se deseja aplicar uma rotação sobre um determinado eixo. A dimensão, ou norma, do vetor não é alterada (**SHUSTER, 1993**).

As equações A.6, A.7 e A.8 produzem rotações, no sentido anti-horário, sobre os eixos $\hat{x} = (1, 0, 0)$, $\hat{y} = (0, 1, 0)$, $\hat{z} = (0, 0, 1)$, respectivamente (**HANSON, 2006**).

$$R_x(\phi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\phi) & -\text{sen}(\phi) \\ 0 & \text{sen}(\phi) & \cos(\phi) \end{bmatrix} \quad (\text{A.6})$$

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & 0 & \text{sen}(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\text{sen}(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{bmatrix} \quad (\text{A.7})$$

$$R_z(\varphi) = \begin{bmatrix} \cos(\varphi) & -\text{sen}(\varphi) & 0 \\ \text{sen}(\varphi) & \cos(\varphi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.8})$$

Com base nas equações A.6, A.7 e A.8 é possível descrever a rotação de um objeto entre dois sistemas de coordenadas através de rotações sucessivas. Por exemplo, para obter a orientação de um objeto que rotacionou um ângulo φ em torno do eixo z , em seguida rotacionou um ângulo θ em torno do eixo y e um ângulo ϕ no eixo x após as duas rotações anteriores, as equações anteriores aplicadas na ordem descrita, resumem-se na Equação A.9, onde “s” e “c” equivalem a seno e cosseno, respectivamente (ALMEIDA, 2014).

$$R(\varphi, \theta, \phi) = \begin{bmatrix} c(\theta)c(\phi) & c(\theta)s(\phi) & -s(\phi) \\ s(\varphi)s(\phi)c(\theta) - c(\varphi)s(\phi) & s(\varphi)s(\phi)s(\theta) + c(\varphi)c(\phi) & s(\varphi)c(\theta) \\ c(\varphi)s(\phi)c(\theta) + s(\varphi)c(\phi) & c(\varphi)s(\phi)s(\theta) - s(\varphi)c(\phi) & c(\varphi)c(\theta) \end{bmatrix} \quad (\text{A.9})$$