

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

RAFAEL DALAZEN

**DESENVOLVIMENTO DE UMA REDE DE SENSORES
INERCIAIS PARA A DETERMINAÇÃO DA DINÂMICA
ESPACIAL DO SEGMENTO TORNOZELO-PÉ E SUAS
ASSIMETRIAS**

Porto Alegre

2017

RAFAEL DALAZEN

**DESENVOLVIMENTO DE UMA REDE DE SENSORES INERCIAIS PARA A
DETERMINAÇÃO DA DINÂMICA ESPACIAL DO SEGMENTO TORNOZELO-PÉ
E SUAS ASSIMETRIAS**

*Projeto de Diplomação apresentado ao
Departamento de Engenharia Elétrica da
Universidade Federal do Rio Grande do Sul,
como requisito parcial à obtenção do grau de
Bacharel em Engenharia Elétrica.*

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Porto Alegre

2017

RAFAEL DALAZEN

**DESENVOLVIMENTO DE UMA REDE DE SENSORES INERCIAIS PARA A
DETERMINAÇÃO DA DINÂMICA ESPACIAL DO SEGMENTO TORNOZELO-PÉ
E SUAS ASSIMETRIAS**

*Projeto de Diplomação apresentado ao
Departamento de Engenharia Elétrica da
Universidade Federal do Rio Grande do Sul,
como requisito parcial à obtenção do título de
Bacharel em Engenharia Elétrica.*

Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Prof. Dr. Ály Ferreira Flores Filho

Aprovado em: ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Me.Eng. Daniel Corrêa – UFRGS

Prof^a. Dr^a. Léia Bernardi Bagesteiro – UFRGS

Prof. Dr. Milton Antônio Zaro – UFRGS

À minha mãe, pelo seu empenho descomunal em me criar e incentivar a busca contínua pelo conhecimento.

Ao meu pai (*in memoriam*), que, junto ao Patrão Celestial, guia-me nesta jornada terrena.

AGRADECIMENTOS

À minha família, em especial à minha mãe, que mesmo estando longe jamais deixou de me apoiar e de cultivar a busca pelo conhecimento.

À orientação do Prof. Dr. Alexandre Balbinot, que por todos estes anos se dispôs a mostrar-me o caminho para uma formação de qualidade.

À colaboração da Prof^a. Dr^a. Léia Bernardi Bagesteiro, seus conhecimentos aplicados à biomecânica foram de suma importância para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus companheiros do Laboratório de Instrumentação Eletroeletrônica (IEE), sem o apoio e o conhecimento de vocês, este trabalho teria custado muitas horas a mais de engenharia.

Às clínicas Reequilíbrio e Vitta, que sob a coordenação da fisioterapeuta Ana Karine Fabiane tiveram participação ativa sobre o projeto, tanto sobre os diagnósticos quanto à disposição de material humano. Por isso, agradeço imensamente a participação de todos os voluntários, que cederam seu tempo para apoiar o desenvolvimento científico deste país.

*“Man, he took his time in the sun
Had a dream to understand
A single grain of sand
He gave birth to poetry
But one day’ll cease to be
Greet the last light of the library”*

TUOMAS HOLOPAINEN

RESUMO

Através de dispositivos e técnicas desenvolvidas na área da Instrumentação Biomédica, é possível desenvolver sistemas capazes de atuar no sentido de colaborar no diagnóstico de variáveis relacionadas à biomecânica do ser humano. Estes diagnósticos recaem sobre a reabilitação de indivíduos, análise de patologias e aumento de performance. A partir disso, desenvolveu-se uma rede de sensores inerciais para o monitoramento e determinação da dinâmica espacial do segmento tornozelo-pé, além de ser capaz de gerar dados suficientes para analisar as assimetrias de marcha. Com a utilização deste sistema foi possível determinar a influência do calçado sobre as anomalias na marcha, assim como, observou-se como o segmento de interesse se comporta, tanto no ensaio calçado quanto no descalço, durante as fases que compõem um ciclo de marcha. Encontrou-se um padrão de curva para a marcha neutra, um padrão para a pronação e dois padrões para a supinação. Além disso, obteve-se que o calçado pode induzir assimetrias, podendo estas deteriorar ou otimizar o padrão de marcha. Para a realização do sistema, foram posicionados quatro módulos inerciais, de tecnologia MEMS (Sistema Micro-Eleto-Mecânico), em posições estratégicas sobre o segmento tornozelo-pé. Cada módulo possui um acelerômetro e um giroscópio tri-axial, e seus dados são controlados através de um barramento *I²C* com a utilização de um microcontrolador. As fases da marcha foram determinadas a partir das curvas de aceleração, ao passo que as respostas angulares foram obtidas através da integração dos dados coletados dos giroscópios. No projeto de experimentos, optou-se por realizar os ensaios de acordo com um Projeto de Experimentos do Tipo Bloco Aleatorizado. Sendo assim, neste caso, o fator controlável Velocidade foi aleatorizado e os fatores Sujeito e Condição (calçado/descalço) foram bloqueados. Portanto, não foi possível analisar as interações entre os fatores controláveis, somente a influência de cada um deles sobre a variável de resposta.

Palavras-chave: sensores inerciais, marcha humana, assimetrias de marcha, dinâmica espacial do pé, processamento digital de sinais.

ABSTRACT

Through devices and equipment developed in the area of Biomedical Instrumentation, it is possible to develop systems capable of acting without the sense of the collaborator of the diagnosis of variables related to the biomechanics of the human being. These diagnoses refer to a rehabilitation of resources, analysis of pathologies and increase of performance. Then, a network of inertial sensors was developed to monitor and determine the spatial dynamics of the ankle-foot segment, besides being able to generate enough data to analyze how gait asymmetries. With a use of this system was designed to determine the influence of footwear on gait abnormalities, as well as, it is observed how the segment of interest behaves, both in the footwear test and without barefoot, during which phases make up a gait cycle. Was found a curve pattern for a neutral gait, a pattern for pronation, and two patterns for supination. In addition, it has been found that footwear can induce asymmetries, which can deteriorate or optimize gait pattern. For the realization of the system, four inertial modules, MEMS (Micro-Electro-Mechanical System) technology, were positioned in strategic areas on the ankle-foot segment. Each module has an accelerometer and a tri-axial gyroscope, and its data is controlled through an I²C bus using a microcontroller. The gait phases are determined from the acceleration curves, while the angular responses were obtained by integrating the data collected from the gyroscopes. There is no experimental design, it was decided to carry out tests according to the Randomized Block Type Experiment Design. Therefore, in the case, the controllable factor Speed for randomized and the factors Subject and Condition (footwear / barefoot) were blocked. On the other hand, it is not possible to analyze the interactions between controllable factors, only an influence of each of them on a response variable.

Keywords: inertial sensors, human gait, gait assymetry, foot spatial dynamics, digital signal processing.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Sistema massa-mola: modelo básico de funcionamento do acelerômetro.	21
Figura 2 – Modelo físico de um acelerômetro de efeito capacitivo.	23
Figura 3 – (A) Modelo físico simplificado de um giroscópio; (B) Sistemas de referência global (X0Y0) e rotativo (xy).	24
Figura 4 – Diagrama de corpo livre do giroscópio.	25
Figura 5 – Representação gráfica no plano bidimensional de passo e passada.	27
Figura 6 – Fluxograma para a abordagem inversa da marcha humana.	27
Figura 7 – Fases da marcha e seus eventos.	28
Figura 8 – Representação dos momentos nas articulações durante o evento de resposta à carga.	29
Figura 9 – Representação das Forças de Reação do Solo na região plantar do pé.	30
Figura 10 – Esboço representando a pisada pronada, neutra e supinada tendo o pé esquerdo como referência.	31
Figura 11 – Desvio angular do pé em relação a trajetória.	32
Figura 12 – Detecção de fases da marcha.	33
Figura 13 – Fluxograma do sistema representando o fluxo de dados utilizado no correspondente trabalho.	34
Figura 14 – (A) Planos tridimensional do movimento humano; (B) Movimentos possíveis do segmento pé-tornozelo.	36
Figura 15 – (A) Foto do módulo inercial; (B) Esquema representando as orientações dos eixos sensíveis do sensor.	38
Figura 16 – Foto do ATmega328 embarcado uma placa de prototipação Arduino Uno e shield desenvolvido para o circuito multiplexador CD4051.	40
Figura 17 – Diagrama funcional do circuito multiplexador CD4051.	41
Figura 18 – Fotografia da estrutura acrílica construída para a fixação do MPU6050 e acomodação da FRDM-KL26Z128.	42
Figura 19 – Esquema demonstrando o procedimento de calibração do eixo x do giroscópio.	43
Figura 20 – Diagrama de blocos de aquisição e processamento de dados desenvolvido especificamente para a calibração dos acelerômetros.	44
Figura 21 – Fluxograma da rotina Python™ desenvolvida para a aquisição, controle e gravação de dados.	45
Figura 22 – Respostas do eixo x: (A) nula; (B) máxima: +1g; (C) mínima: -1g.	45

Figura 23 – Cadeia de medidas proposta para a calibração de cada eixo inercial de aceleração.	47
Figura 24 - Cadeia de medidas proposta para a calibração de cada eixo inercial de velocidade angular.	48
Figura 25 – Posicionamento dos módulos inerciais no segmento tornozelo-pé.....	49
Figura 26 – Componentes sensíveis do módulo inercial MPU6050.	51
Figura 27 –Esquema apresentando os erros de referência devido à soldagem do componente.	52
Figura 28 – Componentes vetoriais de aceleração em um plano tridimensional.	53
Figura 29 – Foto da fixação dos sensores ao segmento.....	56
Figura 30 – Fluxograma do procedimento experimental para os ensaios calçado e descalço..	57
Figura 31 – Fluxograma da rotina Python™ para os ensaios calçado e descalço.	58
Figura 32 – Exemplo de resposta ao impacto no eixo global X com as métricas de interesse.	59
Figura 33 – Exemplo de resposta de rotação (α) em torno do eixo global X em relação ao impacto deste mesmo eixo, com as métricas de interesse.	60
Figura 34 – Exemplo de resposta de rotação (β) em torno do eixo global Y em relação ao impacto do eixo X, com as métricas de interesse.	61
Figura 35 – Exemplo de resposta de rotação (γ) em torno do eixo global Z em relação ao impacto do eixo X, com as métricas de interesse.	62
Figura 36 – Exemplo de análise de ângulo máximo (A_{MAX}), ângulo mínimo (A_{MIN}) e span (ΔA).	63
Figura 37 – Exemplo de resposta do ângulo de aceleração resultante (θa) em relação ao impacto do eixo X.	63
Figura 38 –Resposta simulada em frequência do filtro H(s).	64
Figura 39 – Exemplo do efeito da elasticidade da superfície de fixação sobre a resposta de rotação (em relação ao eixo +Z do módulo 1, γ_1).	65
Figura 40 – Exemplo do efeito do ajuste polinomial sobre os efeitos da elasticidade da superfície de fixação sobre a resposta de rotação (em relação ao eixo +Z do módulo 1, γ_1).....	66
Figura 41 – Estrutura montada para a aquisição do movimento por cinemetria com o sistema OptiTrack®.....	68
Figura 42 – Posição dos marcadores. (A) vista lateral; (B) vista frontal.....	69
Figura 43 – Função de transferência experimental da calibração do eixo x do acelerômetro do módulo 1.....	70

Figura 44 – Função de transferência experimental ajustada da calibração dos eixos x, y e z do acelerômetro do módulo 1.	71
Figura 45 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação α a 2 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S5 como referência de movimento.	77
Figura 46 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação α a 4 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S5 como referência de movimento.	77
Figura 47 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação α a 6 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S5 como referência de movimento.	78
Figura 48 – Gráficos de efeitos principais para $ACI\alpha$	79
Figura 49 – Gráficos de efeitos principais para $AD\alpha$	80
Figura 50 – Gráficos de efeitos principais para $AR\alpha$	81
Figura 51 – Gráficos de efeitos principais para $ACF\alpha$	81
Figura 52 – Gráficos de efeitos principais para $AA\alpha$	82
Figura 53 – Gráficos de efeitos principais para $AB\alpha$	83
Figura 54 – Gráficos de efeitos principais para A_{MAX} , para o giro em torno do eixo global X.	84
Figura 55 – Gráficos de efeitos principais para A_{MIN} , para o giro em torno do eixo global X.	84
Figura 56 – Gráficos de efeitos principais para ΔA (span), para o giro em torno do eixo global X.	85
Figura 57 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação β a 2 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S6 como referência de movimento.	86
Figura 58 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação β a 4 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S6 como referência de movimento.	86
Figura 59 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação β a 6 km/h, tomando o Sujeito S6 como referência de movimento.	87
Figura 60 – Gráficos de efeitos principais para $ACI\beta$	88
Figura 61 – Gráficos de efeitos principais para $AD\beta$	89
Figura 62 – Instante de repouso durante o movimento de flexão.	89
Figura 63 – Gráficos de efeitos principais para $AR\beta$	90
Figura 64 – Gráficos de efeitos principais para $ACF\beta$	91
Figura 65 – Gráficos de efeitos principais para $AA\beta$	91
Figura 66 – Gráficos de efeitos principais para $AB\beta$	92

Figura 67 – Gráficos de efeitos principais para A_{MAX} , para o giro em torno do eixo global Y.	93
Figura 68 – Gráficos de efeitos principais para A_{MIN} , para o giro em torno do eixo global Y.	93
Figura 69 – Gráficos de efeitos principais para ΔA , para o giro em torno do eixo global Y...	94
Figura 70 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação γ a 2 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S5 como referência de movimento.	95
Figura 71 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação γ a 4 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S6 como referência de movimento.	96
Figura 72 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação γ a 6 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S6 como referência de movimento.	96
Figura 73 – Fases do movimento de adução e abdução durante um ciclo de marcha.	97
Figura 74 – Gráficos de efeitos principais para $ACI\gamma$	98
Figura 75 – Gráficos de efeitos principais para $AD\gamma$	99
Figura 76 – Gráficos de efeitos principais para $AR\gamma$	100
Figura 77 – Gráficos de efeitos principais para $ACF\gamma$	100
Figura 78 – Gráficos de efeitos principais para $AA\gamma$	101
Figura 79 – Gráficos de efeitos principais para $AB\gamma$	102
Figura 80 – Probabilidade normal de resíduos de $AB\gamma$	102
Figura 81 – Histograma de resíduos de $AB\gamma$	103
Figura 82 – Gráficos de efeitos principais para A_{MAX} , para o giro em torno do eixo global Z.	104
Figura 83 – Gráficos de efeitos principais para A_{MIN} , para o giro em torno do eixo global Z.	104
Figura 84 – Gráficos de efeitos principais para ΔA , para o giro em torno do eixo global Z..	105
Figura 85 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para o ângulo de aceleração θa a 2 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S6 como referência de movimento.	108
Figura 86 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para o ângulo de aceleração θa a 4 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S6 como referência de movimento.	108

Figura 87 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para o ângulo de aceleração θa a 6 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S6 como referência de movimento.	109
Figura 88 – Gráficos de efeitos principais para $ACI\theta$	109
Figura 89 – Gráficos de efeitos principais para $ACF\theta$	110
Figura 90 – Gráficos de efeitos principais para $AB\theta$	111
Figura 91 – Apresentação do padrão de sinal de pronação.	112
Figura 92 – Dinâmica simplificada do centro de pressão durante o modelo de pronação. ...	113
Figura 93 – Apresentação do primeiro padrão de sinal de supinação.	114
Figura 94 – Apresentação do segundo padrão de sinal de supinação.	115
Figura 95 – Dinâmica simplificada do centro de pressão durante a supinação para os dois modelos.	115
Figura 96 – Apresentação do primeiro padrão de sinal neutro.	116
Figura 97 – Dinâmica simplificada do centro de pressão durante o movimento do primeiro padrão neutro.	117
Figura 98 – Comparação entre o ensaio descalço (neutro) e calçado (pronado) do voluntário S1.	118
Figura 99 – Comparação entre o ensaio descalço (pronado) e calçado (supinado) do voluntário S9.	119
Figura 100 – Comparação entre o ensaio descalço (supinado) e calçado (neutro) do voluntário S3.	120
Figura 101 – Calibração das câmeras do sistema OptiTrack®.	121
Figura 102 – Segmentos para a determinação dos ângulos de rotação: (A) α , (B) β e (C) γ	122
Figura 103 – Triângulo escaleno como aplicação da lei dos cossenos para determinar seu ângulo genérico θ	122
Figura 104 – Comparação entre a reposta do sensor inercial (linha traço-círculo) e a cinemetria (linha contínua) para rotação de X a 4km/h.	123
Figura 105 – Comparação entre a reposta do sensor inercial (linha traço-círculo) e a cinemetria (linha contínua) para rotação de Y a 4km/h.	124
Figura 106 – Comparação entre a reposta do sensor inercial (linha traço-círculo) e a cinemetria (linha contínua) para rotação de Z a 4km/h.	124

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Relação de movimentos em cada plano para a caracterização da pronação e supinação.	36
Tabela 2 – Relação entre fundo de escala (FE) e sensibilidade (S) para cada sensor	39
Tabela 3 – Relações de direções e sentidos entre os eixos sensíveis dos módulos inerciais e o sistema de referência global.	50
Tabela 4 – Relações de direções e sentidos entre os eixos sensíveis dos módulos inerciais e o sistema de referência global.	52
Tabela 5 – Coeficientes das funções de transferência experimental, coeficiente de determinação e erro de conformidade.	72
Tabela 6 – Coeficientes da matriz de correlações para o ensaio calçado.	73
Tabela 7 – Valores dos coeficientes da matriz de correlações para o ensaio calçado.	74
Tabela 8 – Coeficientes da matriz de correlações para o ensaio descalço.	75
Tabela 9 – Valores dos coeficientes da matriz de correlações para o ensaio descalço.	76
Tabela 10 – Valores p do Projeto de Experimentos em Bloco Aleatorizado elaborado para a análise de dependência entre as métricas e os Fatores Controláveis para a rotação em torno do eixo X global.	78
Tabela 11 – Valores p do Projeto de Experimentos em Bloco Aleatorizado montado para a análise de dependência entre as métricas e os Fatores Controláveis para a rotação em torno do eixo Y global.	87
Tabela 12 – Valores p do Projeto de Experimentos em Bloco Aleatorizado montado para a análise de dependência entre as métricas e os Fatores Controláveis para a rotação em torno do eixo Z global.	97
Tabela 13 – Comparação entre os ângulos de esforço máximo (OATIS, 2009) e ângulos médios máximos durante a marcha para cada movimento referente às rotações dos eixos X, Y e Z.	106
Tabela 14 – Valores p do Projeto de Experimentos em Bloco Aleatorizado elaborado para a análise de dependência entre as métricas e os Fatores Controláveis do sistema.	107
Tabela 15 – Diagnósticos dos voluntários para cada condição de ensaio.	111
Tabela 16 – Status de calibração das câmeras.	121

LISTA DE ABREVIATURAS

ADC: *Analog-to-Digital Converter*

SD: *Secure Digital*

FRS: Força de Reação do solo

I2C: *Inter-Integrated Circuit*

SPI: *Serial Peripheral Interface*

UART: *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	18
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	21
2.1 INTRODUÇÃO AOS SENSORES INERCIAIS.....	21
2.1.1 ACELERÔMETRO.....	21
2.1.2 GIROSCÓPIO.....	23
2.2 INTRODUÇÃO AO ESTUDO DA MARCHA.....	26
2.2.1 PARÂMETROS DA MARCHA SIMÉTRICA.....	27
2.2.2 PARÂMETROS DA MARCHA ASSIMÉTRICA.....	30
2.3 USO DE SENSORES INERCIAIS NO ESTUDO DO MOVIMENTO.....	32
3 METODOLOGIA.....	34
3.1 MÓDULO INERCIAL MPU6050.....	37
3.2 MICROCONTROLADOR ATmega328p E MULTIPLEXADOR CD4051.....	39
3.3 PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO DOS SENSORES INERCIAIS.....	41
3.3.1 MÉTODO EMPREGADO PARA A CALIBRAÇÃO DO ACELERÔMETRO.....	42
3.3.2 MÉTODO EMPREGADO PARA A CALIBRAÇÃO DO GIROSCÓPIO.....	47
3.4 PROJETO DE EXPERIMENTOS.....	49
3.4.1 DETERMINAÇÃO DE VARIÁVEIS CINEMÁTICAS.....	50
3.4.1.1 DETERMINAÇÃO DA ACELERAÇÃO.....	51
3.4.1.2 DETERMINAÇÃO DA VELOCIDADE ANGULAR.....	53
3.4.1.3 DETERMINAÇÃO DO DESLOCAMENTO E DA POSIÇÃO ANGULAR.....	54
3.4.2 PROTOCOLO PROPOSTO PARA A REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS.....	55
3.4.3 MÉTRICAS UTILIZADAS NA ANÁLISE DOS DADOS.....	58
3.4.4 AJUSTE E SELEÇÃO DE DADOS.....	65
3.4.5 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL PARA VALIDAÇÃO POR COMPARAÇÃO.....	67

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	70
4.1 CALIBRAÇÃO DOS ACELERÔMETROS	70
4.2 CORRELAÇÃO DOS SINAIS E SELEÇÃO PARA PROCESSAMENTO.....	72
4.3 ROTAÇÃO EM TORNO DO EIXO GLOBAL X (α)	76
4.4 ROTAÇÃO EM TORNO DO EIXO GLOBAL Y (β)	85
4.5 ROTAÇÃO EM TORNO DO EIXO GLOBAL Z (γ)	95
4.6 ÂNGULO DE ACELERAÇÃO DO MÓDULO INERCIAL EM RELAÇÃO AO SEU PLANO.....	107
4.7 ESTUDO DAS ASSIMETRIAS DE MARCHA	111
4.7.1 ANÁLISE DE PADRÕES DE MARCHA DURANTE O ENSAIO DESCALÇO..	111
4.7.2 INFLUÊNCIA DO CALÇADO SOBRE AS ASSIMETRIAS	117
4.8 VALIDAÇÃO POR COMPARAÇÃO COM CINEMETRIA.....	121
5 CONCLUSÕES	125
6 TRABALHOS FUTUROS	127
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	128
ANEXO I – FIRMWARE DO ATMEGA328p	132
ANEXO II – FIRMWARE DE CALIBRAÇÃO (KL26Z128)	137
ANEXO III – ROTINA PYTHON™ PARA A CALIBRAÇÃO	138
ANEXO IV – ROTINA MATLAB® PARA A CALIBRAÇÃO	141
ANEXO V – ROTINA PYTHON™ PARA OS ENSAIOS	143
ANEXO VI – ROTINA MATLAB® PARA PROCESSAMENTO.....	152
ANEXO VII – ROTINA MATLAB® PARA CINEMETRIA	159

1 INTRODUÇÃO

Na última década tem crescido exponencialmente o reconhecimento sobre os benefícios gerados à saúde através da combinação entre uma boa nutrição e exercícios regulares. Entre os exercícios mais praticados, os aeróbicos estão no topo da lista, como por exemplo, a caminhada e corrida estão entre os exercícios mais comuns dentro do grupo populacional considerado saudável. Treinos aeróbicos envolvem inúmeras mudanças fisiológicas, tais como melhorias nos sistemas circulatório e respiratório (MCARDLE *et al.*, 2010).

Em corridas, especificamente, a intensidade de treino está relacionada à velocidade despendida pelo praticante. Práticas mais intensas geralmente produzem forças e torções maiores na estrutura musculoesquelética (HAMILL *et al.*, 1982; NIGG, 1986; DERRICK *et al.*, 2000; MERCER *et al.*, 2002). O aumento da intensidade de treino sem o controle de variáveis importantes, tais como distância e prática rotineira do mesmo, pode levar o praticante a elevados níveis de estresse na estrutura musculoesquelética, gerando, conseqüentemente, danos à mesma (FERBER & MACDONALD, 2014).

Estudos apontam que cerca de 60% destes danos no segmento joelho - pé são atribuídos à falta de controle de variáveis relacionadas à assimetria de marcha, tais como pronação e supinação (KIBLER, 1990; MACINTYRE *et al.*, 1991). Estes fatores assimétricos são capazes de mais que dobrar o carregamento lateral no segmento tornozelo – pé, podendo distribuir mais de 20% de seu peso corporal neste segmento, enquanto que aqueles de características simétricas podem atingir distribuições de até 10% de seu peso (GU *et al.*, 2015).

Além disso, compreender os aspectos funcionais da marcha assimétrica pode colaborar no entendimento das deficiências associadas ao controle de balanço médio-lateral, como pro exemplo, de portadores de Síndrome de Down, paralisia cerebral ou para o controle de quedas da população mais idosa (AGIOVLASITIS *et al.*, 2009; HSUE *et al.*, 2009). As principais componentes da marcha assimétrica são: pronação, que está relacionada ao carregamento lateral interno do pé; supinação, relacionada ao carregamento lateral externo do pé; e ângulo de passada, que é a diferença angular entre o eixo longitudinal do pé e a trajetória do movimento (FERBER & MACDONALD, 2014; OATIS, 2009).

Para auxiliar o estudo destas componentes assimétricas, faz-se necessário o estudo de outras duas variáveis imprescindíveis para este tipo de análise: forças de reação do solo e o momento de inércia do segmento tornozelo-pé. A distribuição destas forças aponta o maior fator assimétrico da passada, ou seja, se a mesma é pronada ou supinada. Além disso, pode-se

determinar a dinâmica de contato com o solo da região plantar do pé durante os ciclos de marcha, sendo possível, portanto, determinar o instante de contato inicial e final com o solo, além das fases diferentes fases do ciclo da marcha. Já a análise dos momentos de inércia se faz necessária para determinar o torque do segmento, permitindo, portanto, determinar o estresse causado no tornozelo devido à torção do mesmo (KARATSIDIS *et al.*, 2017; FARAHPOUR *et al.*, 2016; BÖTZEL *et al.*, 2015; FONG *et al.*, 2008).

Tendo em vista o crescente número de atletas corredores no Brasil e a alta prevalência de lesões crônicas incidente sobre os praticantes, há necessidade de aprimoramento dos conhecimentos técnicos específicos para prevenção de lesões (BRUXEL, 2010). Com base em estudos sobre a marcha humana e suas possíveis sobrecargas, entre elas as consequentes patologias e desconfortos causados pelas assimetrias nos segmentos corporais, é importante o desenvolvimento de sistemas experimentais para a avaliação destas assimetrias durante a marcha, como por exemplo, através de acelerômetros e giroscópios. O desenvolvimento de um sistema de aquisição de dados de sensores inerciais é importante pois possibilita a avaliação de diversos parâmetros de marcha através da observação dos padrões cíclicos de aceleração, deslocamento angular e momentos de inércia do segmento em análise.

Com a introdução de sensores inerciais (acelerômetro e giroscópio) de baixa massa, tornou-se possível registrar o movimento humano sem a necessidade de aparatos mecânicos de grande complexidade (BÖTZEL *et al.*, 2015). Ao contrário de outras técnicas para o estudo da marcha, tais como cinemetria e plataformas de força, a utilização de sensores inerciais permite a aquisição de eventos em transientes de alta velocidade (HENNING, 1999) e também possibilita o uso deste sistema fora do ambiente laboratorial. Devido às suas pequenas dimensões, é possível fixar estes sensores às mais diversas posições no corpo, tornando exequível a aquisição e estudo de parâmetros como: fases da marcha, contato inicial, contato final, assimetrias e momentos da mesma, de forma pontual (KOTIADIS *et al.*, 2010; BÖTZEL *et al.*, 2015; KARATSIDIS *et al.*, 2017).

As principais vantagens do uso de sensores inerciais, quando comparado aos tradicionais sistemas de análise da marcha humana, são: portabilidade, taxa de aquisição de dados, alta sensibilidade multiaxial, compatibilidade *wireless*, baixo custo e baixo consumo de energia (SIGWARD *et al.*, 2016; KOTIADIS *et al.*, 2010). Por esses motivos o uso desta família de sensores tem apresentado crescente uso na análise biomecânica do movimento humano, sendo ferramenta essencial para o controle de sobrecarga nas mais diversas atividades cotidianas (GRIFFIN, 1996).

Portanto, após esta breve introdução da importância do monitoramento de atividades relacionadas a marcha humana, o foco deste trabalho reside no estudo da dinâmica espacial do segmento tornozelo-pé durante a marcha. Os objetivos pontuais são:

- desenvolver um sistema experimental com base em sensores inerciais (giroscópios e acelerômetros) formando uma rede distribuída em pontos estratégicos do segmento tornozelo-pé;
- desenvolver algoritmos para a determinação e análise de assimetrias da marcha, tendo como foco pronação e supinação;
- desenvolver rotinas para determinar o ângulo de impacto no solo em relação ao plano horizontal dos sensores inerciais.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo serão apresentadas as principais características dos sensores inerciais, assim como, os princípios básicos da instrumentação biomecânica associada à marcha humana. Propriedades da marcha simétrica e assimétrica serão expostas, assim como, alguns estudos sobre o uso de sensores inerciais nesta área de aplicação.

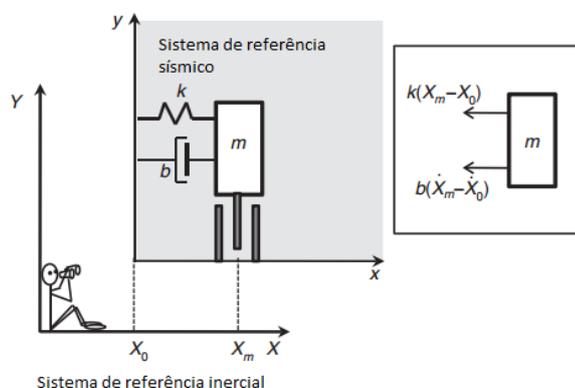
2.1 INTRODUÇÃO AOS SENSORES INERCIAIS

2.1.1 ACELERÔMETRO

Existem diversos tipos de acelerômetros no mercado, com destaque para os acelerômetros piezoelétricos e piezoresistivos. Porém, nos últimos anos, acelerômetros de baixo custo tem surgido com base na tecnologia MEMS (Sistema Micro-Eleto-Mecânico) e NEMS (Sistema Nano-Eleto-Mecânico), utilizando tipicamente o efeito físico de variação de capacitância para caracterizar os mensurandos de interesse (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2011). Devido ao custo de implementação, este trabalho se limita à exposição e utilização de acelerômetros de Efeito Capacitivo.

Estes dispositivos podem ter de um a três eixos, perpendiculares entre si, sensíveis à variação de movimento. Acelerômetros, de forma geral, podem ser representados como um sistema massa-mola, sendo este, portanto, dependente de uma força externa ao sistema para sua atuação. Como exemplo, a Figura 1 apresenta este sistema, onde k [N/m] é a constante elástica da mola (parcela conservativa), b [N·m/s²] é a componente de viscosidade do sistema (parcela dissipativa), X_m [m] é a posição atual da massa sísmica m [kg] e X_0 [m] é a posição inicial em relação ao sistema de referência inercial (JONES & NENADIC, 2013).

Figura 1 – Sistema massa-mola: modelo básico de funcionamento do acelerômetro.



Fonte: Adaptado de JONES & NENADIC, 2013.

Para determinar a expressão que rege o sistema, basta aplicar a Segunda Lei de Newton. A qual afirma que a soma das forças \vec{F} [N] sobre um corpo rígido é proporcional ao produto de sua massa m [kg] pela sua aceleração adquirida \vec{a} [m/s²]. A Equação (1) apresenta a resposta de um sistema tri-axial, onde \vec{i}_x , \vec{i}_y e \vec{i}_z são vetores unitários perpendiculares entre si (JONES & NENADIC, 2013).

$$\vec{F} = m\vec{a} = m(\ddot{x}\vec{i}_x + \ddot{y}\vec{i}_y + \ddot{z}\vec{i}_z) \quad (1)$$

Considerando o movimento somente no eixo x , a Equação (1) é reduzida à Equação (2).

$$\vec{F}_x = m\vec{a}_x = m\ddot{x} \quad (2)$$

onde \vec{F}_x [N] é a força decomposta no eixo x , m [kg] é a massa sísmica do sistema e \vec{a}_x [m/s²] é a aceleração da massa ao longo do eixo x .

Sem perda de generalidade, pode-se considerar o sistema global X - Y da Figura 1 como um sistema inercial e estacionário, portanto é correto considerar movimentos do sistema x - y em relação ao primeiro. Aplicando a Segunda Lei de Newton ao diagrama de corpo livre do sistema x - y em relação ao sistema global X - Y , obtêm-se a Equação (3) (JONES & NENADIC, 2013).

$$-k(X_m - X_0) - b(\dot{X}_m - \dot{X}_0) = m\ddot{X}_m \quad (3)$$

Aplicando $-m\ddot{X}_0$ a ambos os lados da Equação (3) e considerando o deslocamento da massa sísmica m em relação ao sistema global como $x = X_m - X_0$, obtêm-se a Equação (4) (JONES & NENADIC, 2013).

$$m\ddot{x} + b\dot{x} + kx = -m\ddot{X}_0 \quad (4)$$

Então a partir da Equação (4) têm-se a equação diferencial de segunda ordem do sistema, indicando, portanto, que a resposta ao impulso do sistema é linear e amortecida. Uma vez que a frequência de ressonância ω_0 do sistema é dada pela Equação (5), este amortecimento viscoso se faz necessário para garantir maior largura de banda de atuação para o dispositivo, atenuando os efeitos da frequência de ressonância (JONES & NENADIC, 2013).

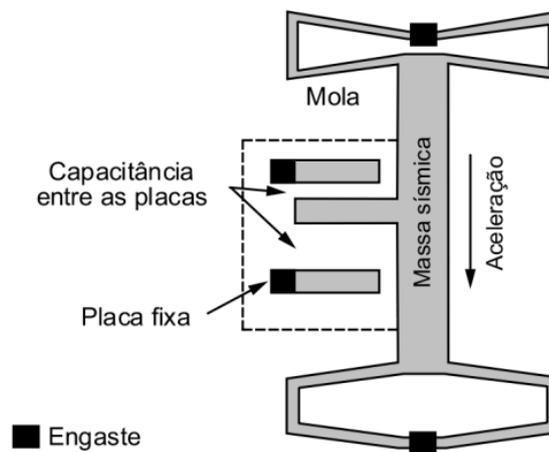
$$\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (5)$$

Considerando esta configuração de acelerômetro de efeito capacitivo, a placa central móvel está acoplada à massa sísmica, ao passo que as outras duas placas estão fixadas à

estrutura. A variação de velocidade imposta sobre o sistema causa o movimento relativo das placas, como é ilustrado na Figura 2. Essa aceleração gera uma variação na capacitância equivalente (C) do sistema, expressa pela Equação (6), onde A é a área de cada placa, ε a constante dielétrica do sistema e d a distância inicial entre as placas (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2011).

$$\Delta C = \frac{2\varepsilon A}{d} \Delta d \quad (6)$$

Figura 2 – Modelo físico de um acelerômetro de efeito capacitivo.

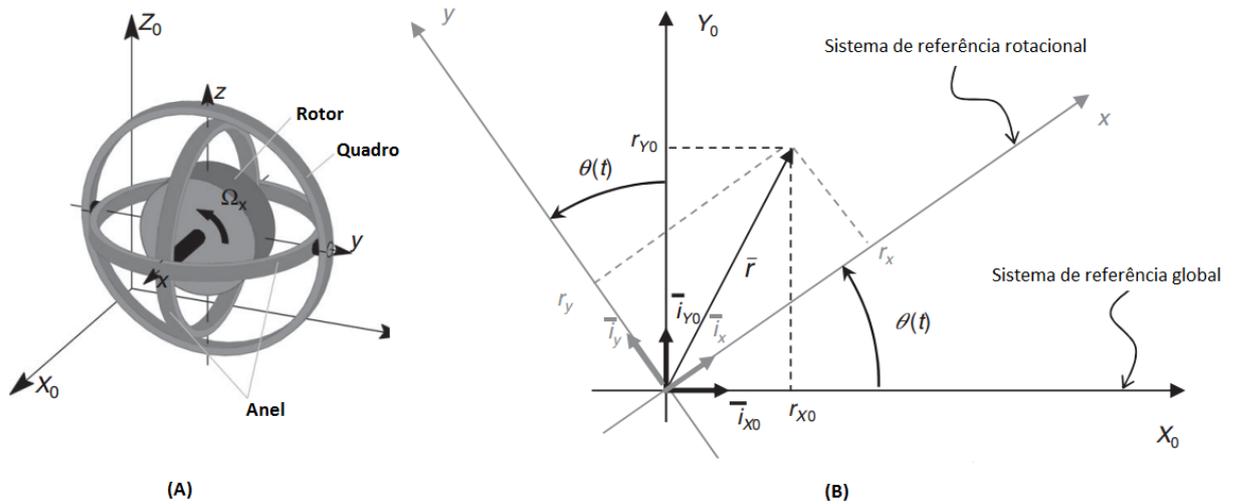


Fonte: Adaptado do *datasheet* do acelerômetro ADXL250 (*Analog Devices*).

2.1.2 GIROSCÓPIO

Um corpo rígido possui seis graus de liberdade: sendo três de translação linear e outros três de rotação. Acelerômetros respondem à variação de velocidade (translação), ao passo que o giroscópio responde à variação angular (rotação) (JONES & NENADIC, 2013). A Figura 3 apresenta um modelo físico simplificado de um giroscópio (A) e um possível sistema rotacional para representar seu funcionamento (B).

Figura 3 – (A) Modelo físico simplificado de um giroscópio; (B) Sistemas de referência global (X_0Y_0) e rotativo (xy).



Fonte: Adaptado de JONES & NENADIC, 2013.

Através da Figura 3 (A) pode-se analisar mecanicamente o funcionamento de um giroscópio. Assumindo que o rotor gira em uma velocidade angular Ω_x [rad/s] em torno do eixo x , paralelo ao eixo global X_0 . Sendo assim, no instante em que o quadro inicia sua mudança de orientação, os anéis se ajustam livremente para manter o rotor paralelo ao eixo global inicial. Por exemplo, se o quadro tender a efetuar um movimento que o retire da posição perpendicular ao eixo global X_0 , os anéis se deslocarão de maneira a garantir que o eixo x do rotor permaneça sobre o eixo X_0 (JONES & NENADIC, 2013).

A cinemática e dinâmica pode ser analisada a partir da Figura 3 (B). Considerando um sistema rotacionando a uma velocidade angular representada pela função $\theta(t)$, em relação ao eixo z , faz-se necessário a fixação de um sistema de referência global X_0Y_0 , tal como visto também na Figura 3 (A). Uma vez fixado o sistema global, um outro sistema, o xy , pode rotacionar livremente, enquanto o vetor \vec{r} pode ser representado tanto em termos do sistema global (r_{x0}, r_{y0}) quanto em termos do sistema de coordenadas rotativo (r_x, r_y) (JONES & NENADIC, 2013). A Equação (7) apresenta a representação matricial deste vetor.

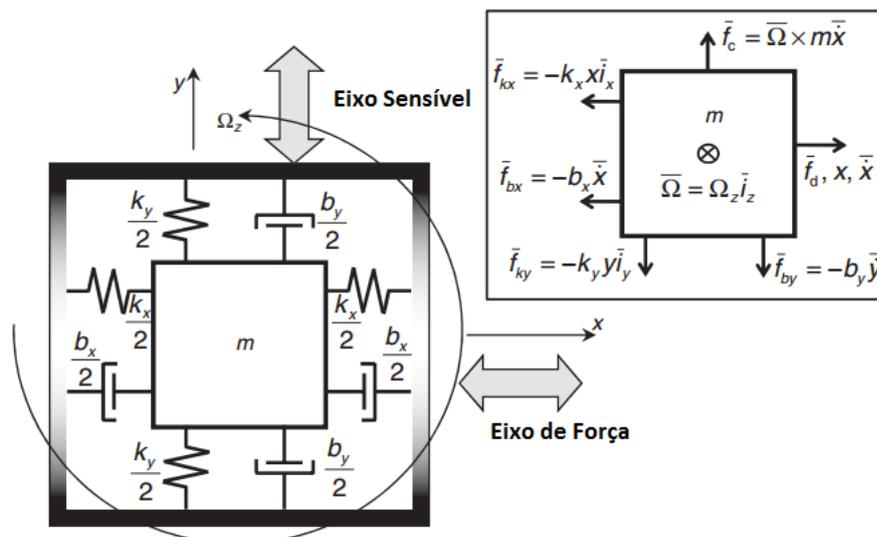
$$\vec{r} = [r_x \ r_y] \begin{bmatrix} \vec{i}_x \\ \vec{i}_y \end{bmatrix} = [r_{x0} \ r_{y0}] \begin{bmatrix} \vec{i}_{x0} \\ \vec{i}_{y0} \end{bmatrix} \quad (7)$$

Desta forma, fixando o vetor \vec{r} a um ponto qualquer no espaço, têm-se que, pela Equação (7), que o mesmo pode ser abordado de duas maneiras: considerando o sistema rotacional ou um sistema inercial (chamado de global). No primeiro sistema, \vec{r} depende da variação temporal

dos vetores unitários \vec{l}_x e \vec{l}_y ; ao passo que no sistema inercial os vetores unitários \vec{l}_{x_0} e \vec{l}_{y_0} são constantes (JONES & NENADIC, 2013).

A Figura 4 apresenta o diagrama de corpo livre de giroscópio um giroscópio genérico. Assim como, o acelerômetro, o giroscópio também depende, respeitando a Segunda Lei de Newton, de forças de reação, tais como f_{kx} e f_{ky} , que dependem das constantes elásticas k_x e k_y , respectivamente; e as forças f_{bx} e f_{by} , que dependem das constantes de dissipação b_x e b_y , respectivamente. Além destas forças, outras quatro forças (sendo as três últimas aparentes) atuam sobre o sistema: força externa (f_d), força de Coriolis (f_c), força de Euler e força Centrífuga (JONES & NENADIC, 2013). Realçando que a aplicação de uma força externa tangencial ao eixo x no sentido anti-horário, fará com que o sistema gire em torno do eixo z , gerando a força de Coriolis no eixo y , a força de Euler para fora da página e a centrífuga no sentido de forçar o rotor pela sua tangente.

Figura 4 – Diagrama de corpo livre do giroscópio.



Fonte: Adaptado de JONES & NENADIC, 2013.

Assumindo \vec{r}_{rot} como o vetor \vec{r} em relação ao sistema de coordenadas rotacional, a Equação (8) apresenta a equação de movimento do diagrama de corpo livre da Figura 4.

$$m\ddot{\vec{r}}_{rot} = \sum \vec{f} + (-2m\vec{\Omega} \times \dot{\vec{r}}_{rot}) + (-m\dot{\vec{r}} \times \vec{r}_{rot}) + (-m\vec{\Omega} \times (\vec{\Omega} \times \vec{r}_{rot})) \quad (8)$$

sendo o somatório referente às forças reais, enquanto que as outras três parcelas são referentes às forças aparentes: força de Coriolis, Euler e Centrífuga, respectivamente.

Tomando como referência uma força aplicada ao longo do eixo x , tal como na Figura 4, a posição, velocidade e aceleração do vetor de rotação podem ser expressa como a Equação (9).

$$\vec{r}_{rot} = x \vec{l}_x, \dot{\vec{r}}_{rot} = \dot{x} \vec{l}_x, \ddot{\vec{r}}_{rot} = \ddot{x} \vec{l}_x \quad (9)$$

Assumindo que a força aplicada é uma oscilação linear de amplitude f_x e frequência angular ω_d , têm-se a equação diferencial que rege o comportamento do eixo x do sistema apresentada na Equação (10).

$$m\ddot{x} + b_x\dot{x} + k_x x = f_x \cos(\omega_d t) \quad (10)$$

Aplicando a Equação (10) na Equação (8) e assumindo que a velocidade angular $\Omega_z \ll \omega_d$, obtêm-se a Equação 11.

$$m\ddot{y} + b_y\dot{y} + k_y y = -2m\Omega_z\dot{x} + m\Omega_z^2 y + m\dot{\Omega}_z x \quad (11)$$

Comparando os dois lados da Equação (11) e assumindo que $\Omega_z \ll \omega_d$, pode-se ignorar a força centrífuga $m\Omega_z^2 y$ e a aceleração angular $m\dot{\Omega}_z x$, sumarizando o movimento circular em relação ao eixo z em um sistema de duas equações diferenciais, as quais são apresentadas na Equação (12).

$$\begin{cases} m\ddot{x} + b_x\dot{x} + k_x x = f_x \cos(\omega_d t) \\ m\ddot{y} + b_y\dot{y} + k_y y = -2m\Omega_z\dot{x} \end{cases} \quad (12)$$

As Equações (12) revelam que a rotação do eixo z a uma velocidade angular Ω_z [rad/s], gera um acoplamento inercial da força aplicada na direção x sobre o movimento produzido ao longo do eixo y . Além disso, como a velocidade angular Ω_z é muito menor que a frequência de ressonância ω_d [rad/s²] da força externa aplicada, há a garantia de que o dispositivo possa atuar em uma banda larga de frequência sem sofrer qualquer tipo de atenuação ou amplificação do sinal de resposta (JONES & NENADIC, 2013).

2.2 INTRODUÇÃO AO ESTUDO DA MARCHA

Marcha é o movimento cíclico no qual, uma vez iniciado, tem seus parâmetros repetidos até o fim de seu movimento. De forma simplificada, um ciclo de marcha é definido como o movimento padrão entre o instante em que o mesmo pé inicia, finaliza e reinicia seu contato com o solo. Ou seja, em um ciclo (ou passada) há dois passos, pois neste intervalo o pé contralateral esteve em contato com o solo. A quantidade de ciclos (ou passadas) em um dado intervalo de tempo é definida como cadência de marcha (OATIS, 2009). A Figura 5 apresenta o esboço simplificado no plano bidimensional dos ciclos: passo e passada.

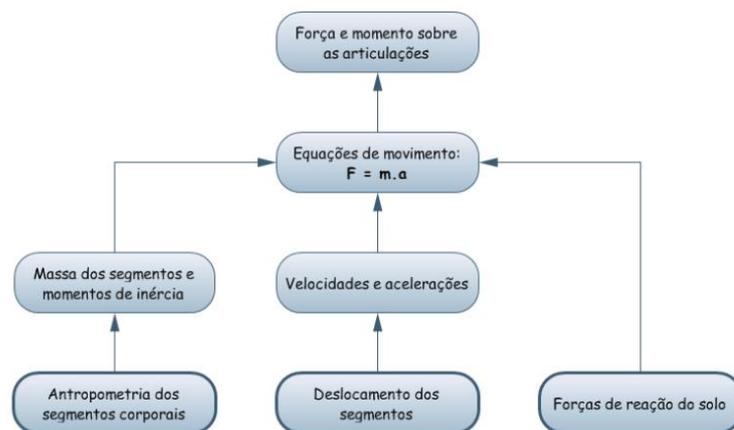
Figura 5 – Representação gráfica no plano bidimensional de passo e passada.



Fonte: Adaptado de VAUGHAN *et al.*, 1992.

Para VAUGHAN *et al.* (1992), a medição direta de forças e momentos nas articulações leva o pesquisador a difíceis condições metodológicas. Desta forma, a marcha humana pode sofrer uma abordagem inversa para ser estudada. Nessa abordagem, as variáveis são quantificadas a partir da observação de seus efeitos. As principais variáveis consideradas neste tipo de estudo são: reação do solo, deslocamento de segmentos do corpo humano e medições antropométricas. A partir destas observações, aplica-se as leis da Mecânica Newtoniana, produzindo os resultados quantificados para forças e momentos. A Figura 6 apresenta o fluxograma para este tipo de abordagem.

Figura 6 – Fluxograma para a abordagem inversa da marcha humana.



Fonte: Adaptado de VAUGHAN *et al.*, 1992.

2.2.1 PARÂMETROS DA MARCHA SIMÉTRICA

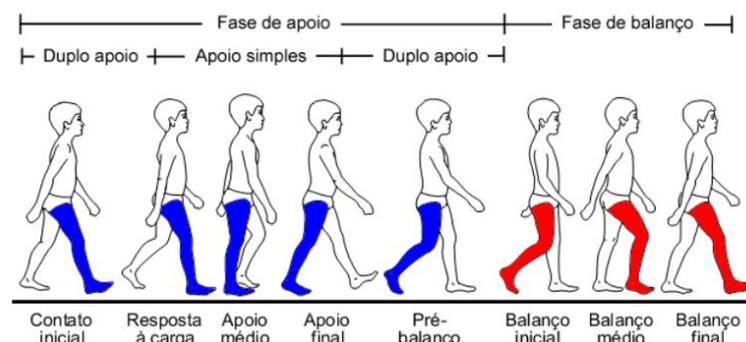
Considerando-se um determinado pé como referência, a marcha humana simétrica pode ser dividida em duas fases: fase apoio (o pé de referência está em contato com o solo) e fase de balanço (o pé de referência não está em contato com o solo). A primeira fase representa cerca

de 60% do ciclo de marcha, ao passo que a segunda fase representa os 40% restantes (OATIS, 2009).

A fase de apoio pode ser subdividida em eventos de menor duração, são eles: contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio final e pré-balanço. O período imediatamente após o pé entrar em contato com o solo é chamado de contato inicial. Entre os períodos de contato inicial e apoio médio, a perna de referência absorve todo o impacto nas articulações e estrutura musculoesquelética, sendo o contato inicial o instante mais crítico do ponto de vista de análise estrutural de determinados segmentos do corpo humano. Já entre as fases de apoio final e pré-balanço têm-se o impacto distribuído na perna contralateral, caracterizando a condição de duplo apoio, assim como, o calcanhar do pé de referência já não está mais em contato com o solo (OATIS, 2009; VAUGHAN *et al.*, 1992).

Ao finalizar a fase de apoio, a marcha entra na fase de balanço, a qual é caracterizada por outros três eventos: balanço inicial, balanço médio e balanço final. O balanço inicial é caracterizado pelo fim de contato do pé de referência com o solo, neste momento o sujeito está apoiado sobre a perna contralateral. Já o balanço médio é caracterizado pelo momento em que a perna em balanço passa à frente da perna de apoio. No balanço final o calcanhar no pé de referência passa a tocar o solo, fechando por sua vez um ciclo de marcha. A Figura 7 representa graficamente a dinâmica deste movimento cíclico.

Figura 7 – Fases da marcha e seus eventos.



Fonte: Adaptado de VAUGHAN *et al.*, 1992.

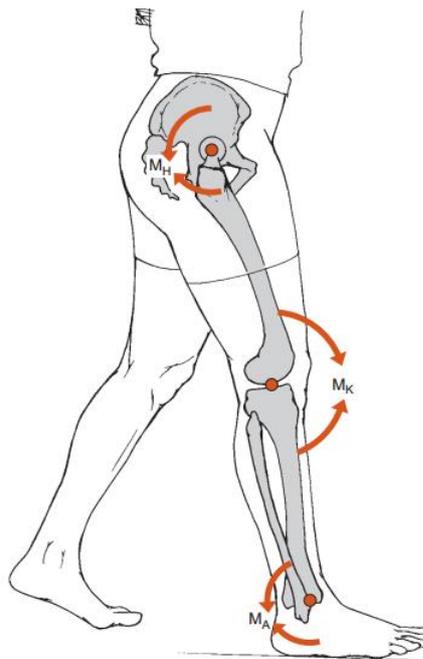
Além do equilíbrio estático (aplicação da segunda Lei de Newton), o estudo dos momentos nos segmentos de interesse faz do equilíbrio dinâmico mais um sistema de interesse. Equilíbrio dinâmico é definido como o somatório dos momentos M_i [N·m] em relação a um dado eixo i é proporcional ao produto vetorial entre o momento de inércia I [N·m·s²/rad] do

segmento e sua aceleração angular α_i [rad/s²] em relação a este mesmo eixo. Tal como apresentado na Equação (13).

$$\sum M_i = I \times \alpha_i \quad (13)$$

A partir das equações de equilíbrio dinâmico e a abordagem inversa proposta por VAUGHAN *et al.* (1992), é possível determinar forças em qualquer ponto do corpo desde que se conheça o momento de inércia do segmento e sua aceleração angular. Por exemplo, durante o evento de resposta à carga, durante a fase de apoio, o somatório dos momentos do quadril (M_H), joelho (M_K) e tornozelo (M_A) devem ser nulos. Estresses causados nestas articulações podem ser estimados a partir desta abordagem (OATIS, 2009; ANDERSON *et al.*, 2001; BRESLER & FRANKEL, 1950). A Figura 8 apresenta a atuação destes momentos no evento referido.

Figura 8 – Representação dos momentos nas articulações durante o evento de resposta à carga.



Fonte: OATIS, 2009.

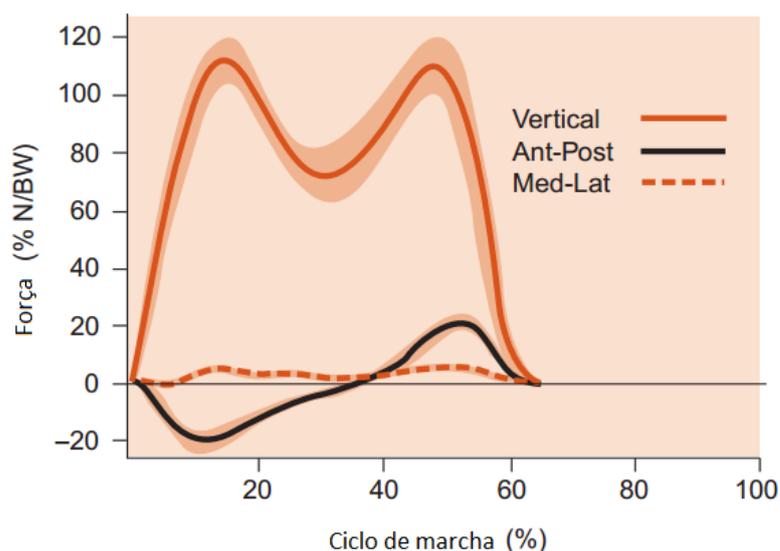
Outro parâmetro importante que conjuntamente aos momentos mecânicos forma o sistema completo para a análise de esforços na estrutura musculoesquelética e articulações, é a determinação das forças de reação do solo (FRS). A magnitude e direção da FRS depende da fase do ciclo de passada e da aceleração do centro de massa corporal. Estas forças geralmente são descritas como forças verticais e de cisalhamento nas regiões anterior-posterior e média-lateral dos pés. A Figura 9 apresenta que força vertical possui dois picos, sendo eles maiores

que o peso do corpo quando o corpo está em aceleração. O vale entre os picos se dá durante o evento de apoio simples (OATIS, 2009).

Além disso, a Figura 9 apresenta o solo exercendo uma força na região posterior durante o contato inicial do pé com o solo, este período é conhecido como fase de desaceleração. Já próximo aos 40% do ciclo de marcha, o solo reage na região anterior do pé gerando uma propulsão do corpo (este período é conhecido como fase de aceleração).

Já a região médio-lateral do pé reflete as forças que atuam durante o deslocamento do corpo devido a mudança do pé de apoio. É importante ressaltar, que seu padrão pode variar muito em relação às outras forças.

Figura 9– Representação das Forças de Reação do Solo na região plantar do pé.



Fonte: Adaptado de OATIS, 2009.

2.2.2 PARÂMETROS DA MARCHA ASSIMÉTRICA

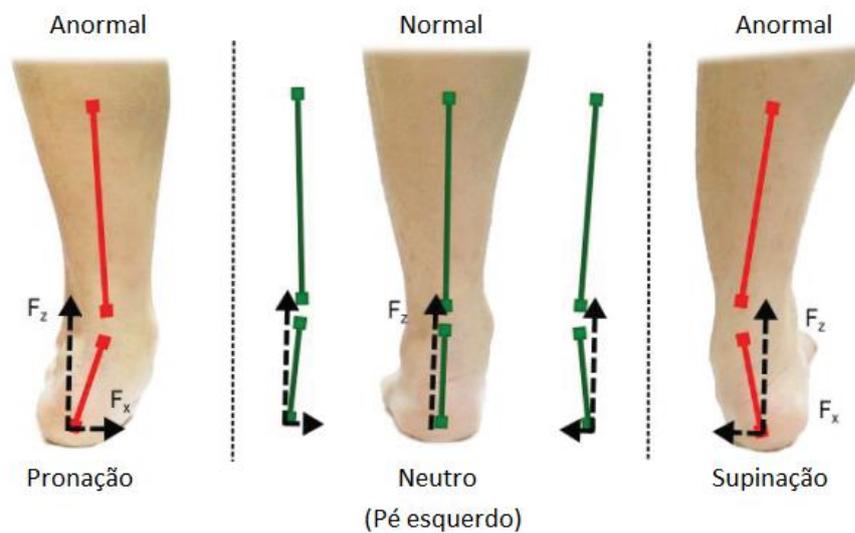
Lesões no cérebro, medula espinhal, nervos, músculos e ossos podem reduzir a função motora global e alterar a marcha (RAMALHO, 2003). O conjunto de assimetrias mais comuns, em pessoas saudáveis ou não, é formado por pronação, supinação e desvio do eixo longitudinal do pé (FERBER, 2014).

Pronação se refere à sobrecarga do arco plantar. É a combinação da dorsiflexão do tornozelo, eversão do retropé e abdução do ante-pé, e este processo ocorre durante a primeira metade da fase de apoio. Por alterar o alinhamento e a biomecânica dos pés, a pisada pronada faz com que a pessoa amortecça mal o impacto e distribua mal as cargas, deixando-a suscetível

a diversos problemas. Dentre outras principais patologias relacionadas, encontram-se a fascite plantar, tendinite de Aquiles, canelite, esporão de calcâneo, Síndrome Femoropatelar e Síndrome do Túnel do Tarso (FERBER, 2014).

A supinação é o carregamento lateral externo do pé, o movimento é reverso ao de pronação. Essa variação pode ser fruto de desalinhamentos no tornozelo ou no joelho. Por sobrecarregar a lateral do pé, a pisada supinada excessiva pode levar ao desenvolvimento de algumas patologias, como os calos e o bunionete (FERBER, 2014). A Figura 10 apresenta a passada pronada e supinada tomando o pé direito como referência.

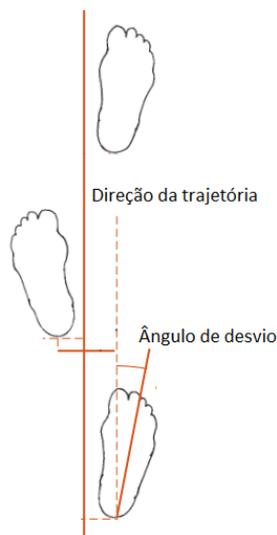
Figura 10 – Esboço representando a pisada pronada, neutra e supinada tendo o pé esquerdo como referência.



Fonte: Adaptado de Gu *et al.*, 2015.

Sujeitos cujos pés são rotacionados lateralmente em relação à direção da caminhada podem possuir deficiência no controle do balanço médio-lateral. Este tipo de assimetria está relacionado à menor potência de caminhada, menor controle de balanço, menor propulsão e maiores lesões no segmento joelho-tornozelo (POLK, 2017). Este desalinhamento entre o eixo longitudinal do pé e a direção de caminhada é apresentado, no plano bidimensional na Figura 11.

Figura 11 – Desvio angular do pé em relação a trajetória.



Fonte: Adaptado de OATIS, 2009.

Segundo OATIS (2009), o desvio máximo para que o sujeito possa ser considerado saudável deve estar entre $5,7^\circ$ e $6,8^\circ$. Acima disso, tanto rotacionado para fora quanto para dentro, aponta alguma deficiência motora no sujeito.

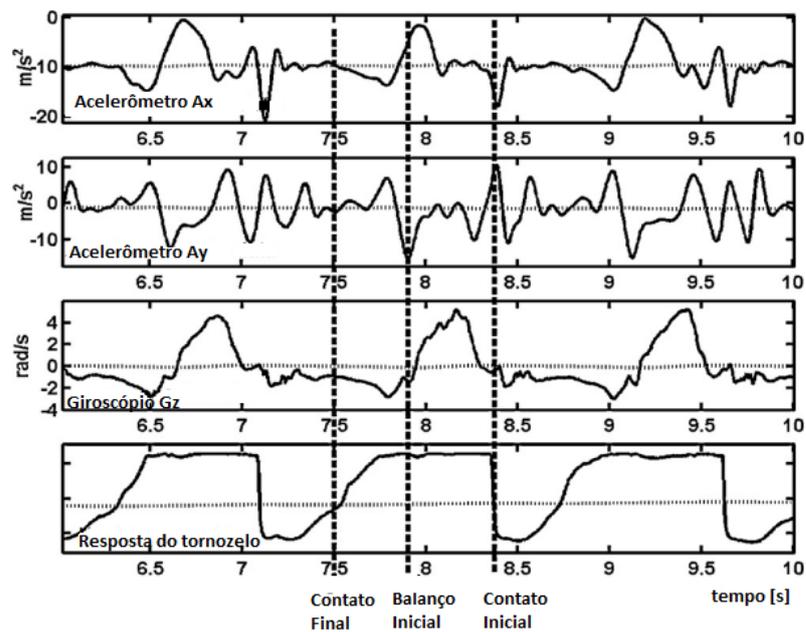
2.3 USO DE SENSORES INERCIAIS NO ESTUDO DO MOVIMENTO

Segundo Gu *et al.* (2015), a análise da marcha humana e das Forças de Reação do Solo torna-se inviável em ambientes externos ao laboratorial devido ao peso, dimensão e número de sensores utilizados nos métodos tradicionais de análise (plataformas de força e cinemetria). Comunicando módulos Bluetooth a sensores inerciais e distribuindo-os em pontos específicos do segmento tíbia-pé, Gu *et al.* (2015) tornou possível este tipo de experimento em áreas externas ao ambiente ambulatorial. Além disso, determinou que sujeitos com passada assimétrica possuem um carregamento lateral do pé na ordem de 20% do seu peso corpóreo, contra 10% de carregamento no caso de sujeitos com passada simétrica.

BÖTZEL *et al.* (2017) utilizaram giroscópios para a determinar os instantes de contato inicial e final do pé com o solo. Os resultados confirmaram o fato de que o pico na curva do giroscópio corresponde ao instante de contato com o solo, tal como estudos anteriores baseados em sensores inerciais (TONG & GRANAD, 1999; LEE & PARK, 2011). Entretanto, ao contrário do que é afirmado em outros estudos (TONG & GRANAD, 1999; AMINIAN *et al.*, 2002), o instante de contato final não coincide com o pico da curva do giroscópio, mas instantes imediatamente antes, entre a passagem por 0° e o pico de resposta, tal como também é apresentado por AMINIAN *et al.* (2002).

Estes módulos inerciais também estão sendo utilizados para a detecção e identificação das fases da marcha. KOTIADIS *et al.* (2010) posicionou dois acelerômetros (A_x e A_y) e um giroscópio (G_z), perpendicular a estes, junto à tíbia do voluntário para obter a resposta dos mesmos à marcha com velocidade controlada. A posição do giroscópio permitiu mensurar a velocidade angular da tíbia no plano sagital, ao passo que os acelerômetros fornecem as acelerações radial e tangencial. Com estes dados à mão, foi possível determinar os instantes de contato inicial, contato final e balanço inicial. Estes resultados são apresentados na Figura 12.

Figura 12 – Detecção de fases da marcha.



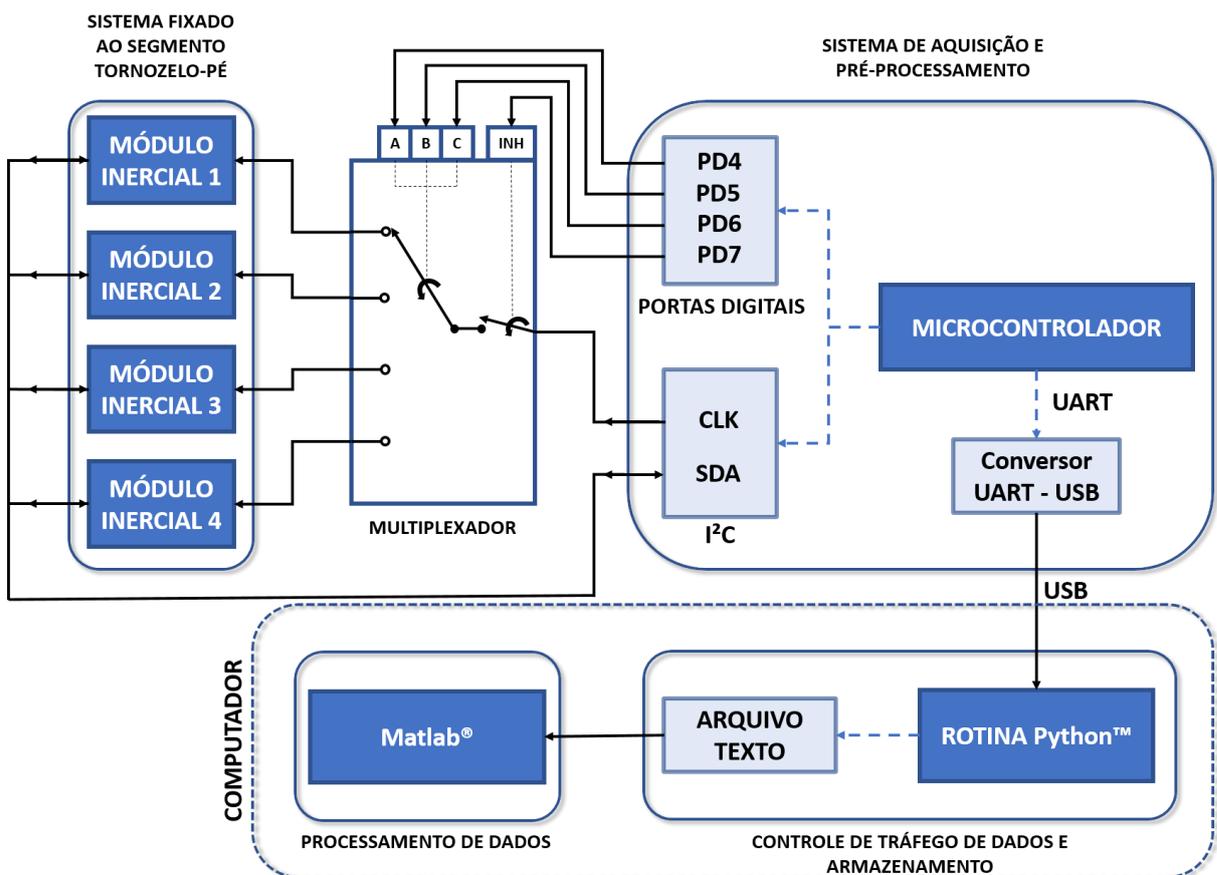
Fonte: Adaptado de KOTIADIS *et al.*, 2010.

Portanto a utilização de sensores inerciais permite a aquisição dos eventos relacionados à marcha (HENNING, 1999). Devido às suas dimensões, é possível fixar estes sensores às mais diversas posições no corpo, tornando exequível a aquisição e estudo de parâmetros como: fases da marcha, contato inicial, contato final, assimetrias e momentos da mesma (KOTIADIS *et al.*, 2010; BÖTZEL *et al.*, 2015; KARATSIDIS *et al.*, 2017).

3 METODOLOGIA

Em função dos objetivos propostos, neste trabalho, é necessário o desenvolvimento de um sistema experimental para o estudo da dinâmica espacial do sistema tornozelo - pé durante a marcha humana. Portanto, faz-se necessário que estes sensores sejam fixados ao segmento de interesse, assim como, os mesmos devem estabelecer uma comunicação com um microcontrolador para que haja o monitoramento e armazenamento dos correspondentes dados. Os protocolos de comunicação entre as unidades dependerá dos módulos comerciais utilizados em cada bloco do sistema. Neste trabalho, os módulos inerciais estabelecem comunicação com o microcontrolador através do protocolo I²C (*Inter-Integrated Circuit*), ao passo que a unidade microcontrolada comunica-se com o computador através da conversão do protocolo UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*) para o padrão USB (*Universal Serial Bus*). A Figura 13 apresenta o fluxo de dados e controle do sistema.

Figura 13 – Fluxograma do sistema representando o fluxo de dados utilizado no correspondente trabalho.



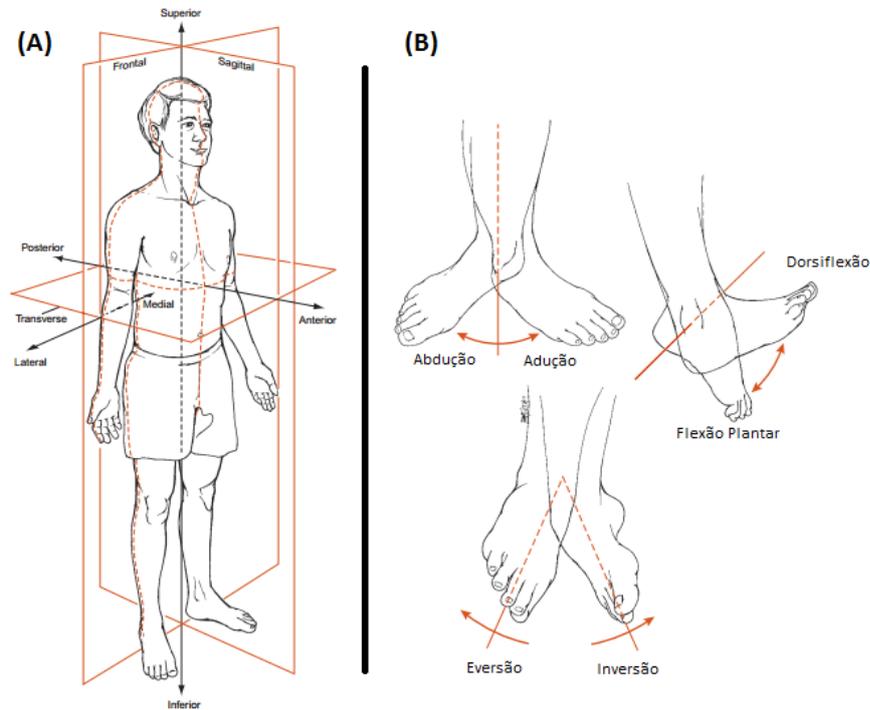
Fonte: Própria do autor.

As informações presentes no *buffer* de saída dos sensores inerciais são transmitidas, pelo barramento de dados (SDA) da I²C, somente quando há um sinal de *clock* no barramento CLK. Desta forma, uma vez que foram utilizados quatro módulos inerciais, fez-se necessário a aplicação de um circuito multiplexador para então chavear o barramento de *clock*, garantindo, desta maneira, a leitura serial das unidades inerciais, como apresentado na Figura 13. Como o *buffer* de saída dos módulos inerciais que não recebem o sinal de relógio permanece em estado de alta impedância, o barramento de SDA foi compartilhado entre todas as unidades, ou seja, os dados presentes neste barramento são referentes ao sensor que está recebendo o sinal de *clock* naquele momento. Para executar a multiplexação do barramento, utilizaram-se três portas digitais (PD) para a seleção do dispositivo inercial e uma porta para habilitar o processo. A descrição do funcionamento deste dispositivo é apresentada na Seção 3.2.

Uma vez garantida a comunicação entre o sistema microcontrolado e os sensores inerciais, deve-se garantir uma interface para gerenciamento do tráfego de dados, armazenamento e processamento. Assim sendo, conforme representado na Figura 13, uma rotina em linguagem PythonTM estabelece o controle de fluxo de dados adquiridos pelo microcontrolador através da interface UART – USB. Após coletar os dados referentes ao tempo estabelecido para aquisição, a rotina armazena os mesmos em um arquivo texto, sendo este posteriormente processado em ambiente de desenvolvimento Matlab®(R2016b).

Segundo OATIS (2009), o movimento humano, por ser tridimensional, pode ser projetado nos planos Frontal (com componentes anterior e posterior), Sagital (com componentes lateral e medial) e Transversal (com componentes lateral e medial), conforme a Figura 14 (A). Tomando estes planos de referência, OATIS (2009) estabeleceu que a dinâmica espacial do movimento do pé pode ser dada por seis possíveis movimentos do pé, os quais são apresentados na Figura 14 (B). Os movimentos de dorsiflexão e flexão planar se dão no plano Sagital, sendo estes os movimentos de contato inicial e final com o solo, respectivamente; os movimentos de abdução e adução ocorrem no plano Transversal, os quais caracterizam o desvio do eixo longitudinal do pé em relação à direção da trajetória; e os movimentos eversão e inversão são projetados no plano Frontal.

Figura 14 – (A) Planos tridimensional do movimento humano; (B) Movimentos possíveis do segmento pé-tornozelo.



Fonte: Adaptado de OATIS (2009).

As características assimétricas de pronação e supinação são dadas pela soma de três dos seis movimentos possíveis do pé (OATIS, 2009). Para resumir o texto anterior, a Tabela 1 apresenta a relação entre os movimentos e as assimetrias de interesse.

Tabela 1 – Relação de movimentos em cada plano para a caracterização da pronação e supinação.

<i>Plano</i>	<i>Pronação</i>	<i>Supinação</i>
Sagital	Dorsiflexão	Dorsiflexão
Frontal	Eversão	Inversão
Transversal	Abdução	Adução

Fonte: Adaptado de OATIS (2009).

O tornozelo possui 6 graus de liberdade, sendo estes rotações e translação ao longo dos eixos medial-lateral, anterior-posterior e superior-inferior (OATIS,2009). Uma vez que o tornozelo possui 6 graus de liberdade, faz-se necessário a utilização de sensores inerciais tri-axiais. Assim sendo, o sensor inercial MPU6050, de fabricação da IvenSense®, foi selecionado para o projeto, uma vez que o mesmo possui acelerômetro e giroscópio no mesmo encapsulamento, e ambos compartilham do mesmo sistema de eixos tri-axial (maiores características do sensor são apresentadas na Seção 3.1). Portanto, os módulos inerciais foram distribuídos no segmento de interesse para garantir a caracterização de todos estes movimentos.

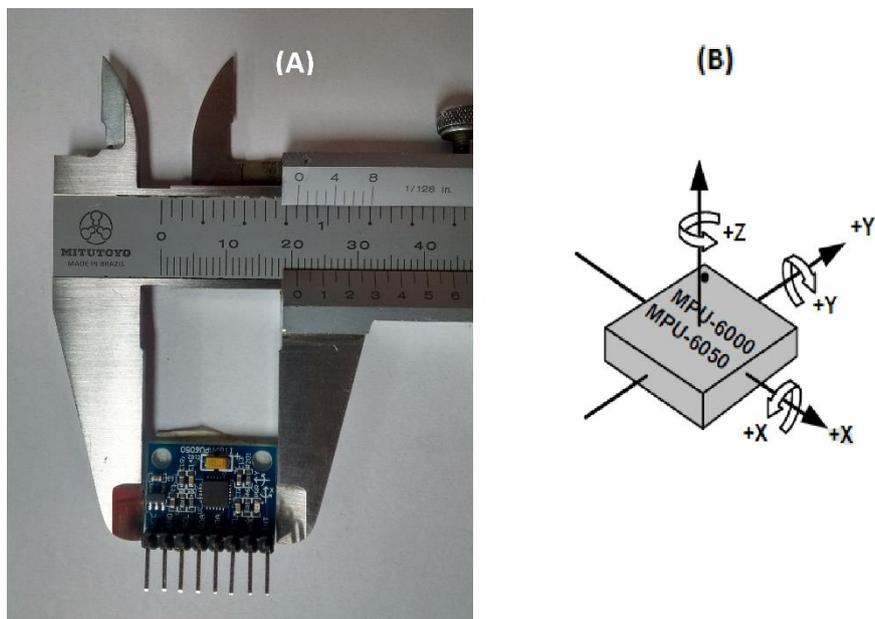
3.1 MÓDULO INERCIAL MPU6050

Os fenômenos mais críticos deste trabalho são: dinâmica espacial do segmento tornozelo-pé e determinação dos instantes de contato inicial e final do pé com o solo. O primeiro fenômeno é analisado como a deflexão angular do segmento durante um ciclo de marcha, ou seja, o evento deve ser mensurado a partir do uso de um giroscópio; ao passo que o segundo é determinado a partir dos picos de desaceleração (contato inicial) e aceleração (contato final) (OATIS,2009), justificando, portanto, a utilização de acelerômetros na medição destes eventos.

Como apresentado na introdução deste capítulo, o movimento humano pode ser decomposto em três planos perpendiculares entre si, sendo nomeados como Frontal, Sagital e Transversal. Portanto, faz-se necessário a utilização de um sistema inercial sensível a este movimento tri-axial e, além disso, deve-se garantir que os eixos globais de aceleração e deslocamento angular sejam coincidentes. Assim sendo, foi selecionado para esta função o sensor inercial (de tecnologia MEMS e efeito capacitivo) MPU6050, da IvenSense®, o qual possui giroscópio e acelerômetro tri-axiais integrados no mesmo encapsulamento, compartilhando do mesmo sistema global de referência.

Como apresentado na Equação (5), a massa m do dispositivo pode alterar a frequência de ressonância do sistema, ou seja, o módulo inercial deve possuir uma massa irrelevante em relação à massa do sistema em análise. Em vista disso, a aplicação do MPU6050 supre este requisito, uma vez que a massa do sistema comercial (MPU6050, placa de circuito impresso e elementos do circuito) é de cerca de $16 \pm 0,7$ gramas. Além disso, é necessário que o aparato seja diminuto o suficiente de modo a ser fixado ao segmento tornozelo-pé, o que se faz possível segundo as dimensões de $19 \times 20 \times 1,6$ mm. A Figura 15 (A) apresenta o módulo comercial do sistema, a parte (B) apresenta as orientações dos eixos sensíveis e as polaridades de rotação dos mesmos.

Figura 15 – (A) Foto do módulo inercial; (B) Esquema representando as orientações dos eixos sensíveis do sensor.



Fonte: Parte (B) adaptada de MPU6050, IvenSense® (2013).

O módulo é utilizado como periférico do microcontrolador Atmega328 via protocolo de comunicação digital I²C, com uma frequência de *clock* de 500kHz. O sensor possui um total de seis Conversores Analógico-Digital (ADC) de 16 bits, sendo três responsáveis pela conversão dos dados de saída do giroscópio e outros três pela conversão dos dados do acelerômetro. Cada ADC está relacionado a um eixo sensível. Uma vez que o conversor é alimentado através de uma tensão elétrica constante de +3,3V, a sua resolução é dada pela razão desta tensão pelo número de *bytes* possíveis (2^{16}), ou seja, $50,354 \mu V$ (IvenSense® (2013), *datasheet* MPU6050).

Os dois sensores inerciais possuem fundo de escala (FE) programável, o giroscópio pode assumir os valores de ± 250 , ± 500 , ± 1000 e ± 2000 °/s (*dps*); ao passo que o acelerômetro pode ser programado para possuir como fundo de escala os valores $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ ou $\pm 16g$, sendo *g* a aceleração da gravidade com módulo de $9,8m/s^2$. Além disso, o dispositivo possui um *buffer* FIFO (*First In- First Out*) de 10 bits para formar, temporariamente, a pilha de dados a ser enviada pela I²C (IvenSense®, *datasheet* MPU6050).

Da mesma forma que o fundo de escala, a sensibilidade (*S*) de cada sensor também pode ser programada via *firmware*, sendo ela expressa na razão de LSB (*Least Significant Bit*) pela unidade de medida de cada sensor. Portanto o giroscópio pode ser ajustado no sentido de operar com uma sensibilidade de $131 \text{ LSB}/(^{\circ}/s)$, $65,5 \text{ LSB}/(^{\circ}/s)$, $32,8 \text{ LSB}/(^{\circ}/s)$ ou $16,4 \text{ LSB}/(^{\circ}/s)$;

enquanto que o acelerômetro pode assumir sensibilidades de 16.384 LSB/g , 8.192 LSB/g , 4.096 LSB/g e 2.048 LSB/g . Como a resolução de 16 bits do ADC é fixa, tem-se por consequência a atenuação da sensibilidade dos sensores conforme o fundo de escala aumenta. Conforme a Tabela 2 apresenta a relação entre fundo de escala e sensibilidade para cada elemento inercial do módulo (IvenSense® (2013), *datasheet* MPU6050).

Tabela 2 – Relação entre fundo de escala (FE) e sensibilidade (S) para cada sensor

<i>Giroscópio</i>		<i>Acelerômetro</i>	
<i>FE [°/s]</i>	<i>S[LSB/(°/s)]</i>	<i>FE [g]</i>	<i>S[LSB/g]</i>
± 250	131	± 2	16.384
± 500	65,5	± 4	8.192
± 1000	32,8	± 8	1.096
± 2000	16,4	± 16	2.048

Fonte: Adaptado de MPU6050, IvenSense®(2013).

3.2 MICROCONTROLADOR ATmega328p E MULTIPLEXADOR CD4051

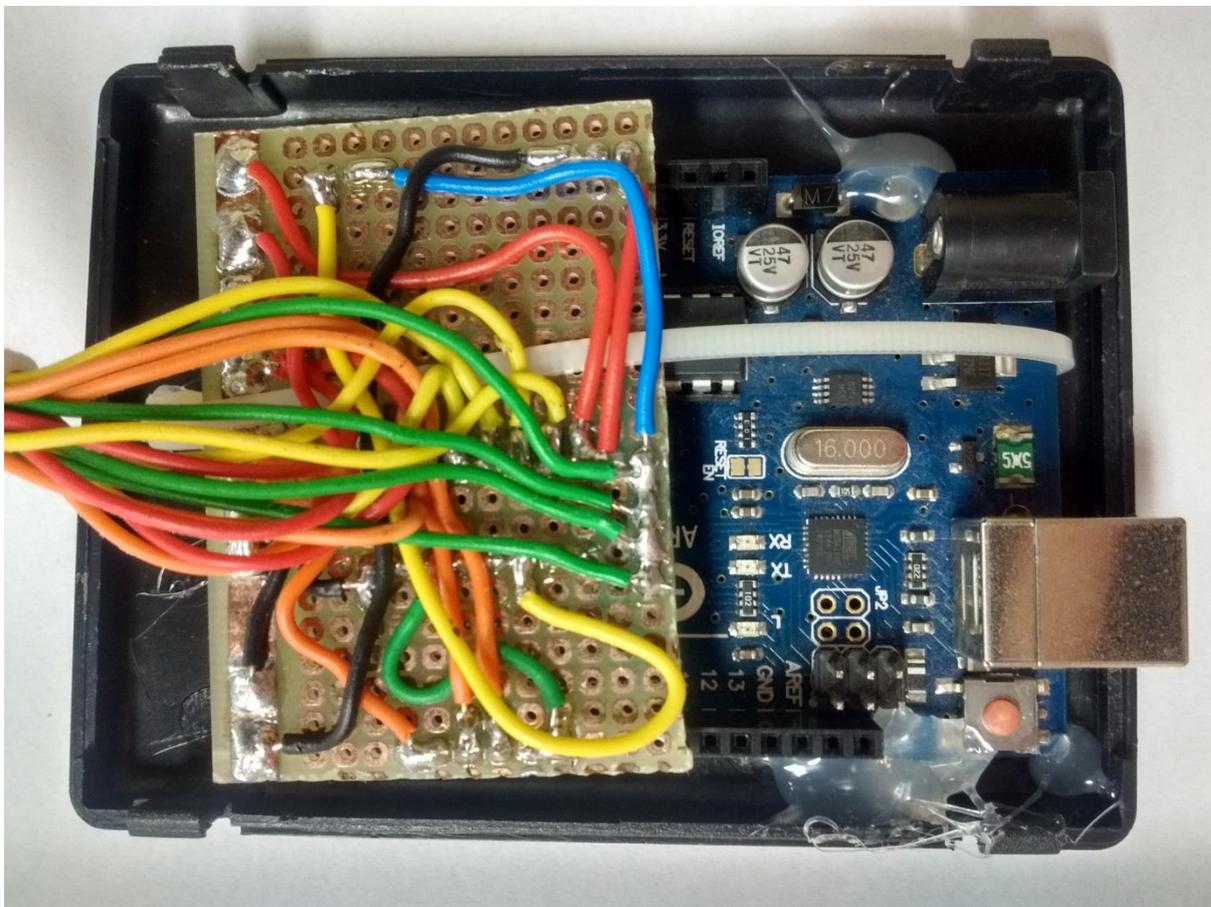
O ATmega328 pertence à família de microcontroladores de 8 bits da Atmel® AVR®, sendo este desenvolvido em arquitetura Harvard com conjunto de instruções RISC (*Reduced Instruction Set Computer*). As instruções possuem aproximadamente o mesmo tempo de execução, com modos de endereçamento reduzidos e utilização em larga escala de *pipeline* (Atmel® (2016), *datasheet* Atmega328p).

Este microcontrolador possui 32kB de memória Flash e 2kB de memória SRAM (*Static Random Access Memory*), fazendo com que a primeira forneça um espaço de memória suficiente para o *firmware* desenvolvido (Anexo I), enquanto que a segunda permite o fluxo de dados na memória dinâmica, garantindo, portanto, a troca de dados com periféricos. Além disso, o dispositivo trabalha com os seguintes protocolos de comunicação: I²C (*Inter-Integrated Circuits*), UART (*Universal Asynchronous Receiver Transmitter*) e SPI (*Serial Peripheral Interface*). Neste trabalho são aplicados os dois primeiros protocolos: o I²C foi utilizado na comunicação com o módulo inercial MPU6050, ao passo que a UART foi empregada no interfaceamento com o computador, uma vez que a mesma é convertida para o padrão USB através do circuito FT232R (Atmel® (2016), *datasheet* Atmega328p).

Para a utilização deste microcontrolador, optou-se pela aplicação da placa de prototipação Arduino UNO, devido às suas dimensões ($6,85 \times 5,33 \times 1,09 \text{ cm}$), o que permitiu, junto ao circuito multiplexador CD4051, a implementação dos quatro canais da rede de sensores com dimensões que permitiram a sua fixação às posições pré-determinadas no voluntário. Além disso, esta placa garante o ATmega328 com *bootloader* interno, além de uma interface USB

(*Universal Serial Bus*) para a gravação do mesmo. A Figura 16 apresenta o sistema microcontrolado e de multiplexação utilizado.

Figura 16 – Foto do ATmega328 embarcado uma placa de prototipação Arduino Uno e shield desenvolvido para o circuito multiplexador CD4051.



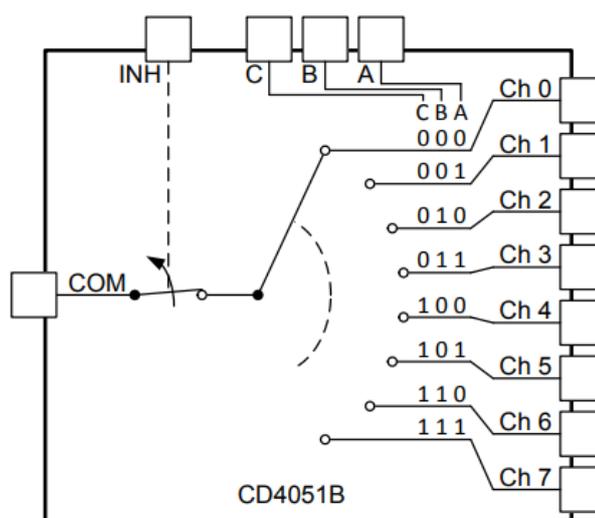
Fonte: Própria do autor.

Conforme apresentado anteriormente na Figura 13, o sistema microcontrolado é responsável por adquirir os dados disponibilizados no barramento I²C, enquanto que a rotina Python™ gerencia o armazenamento destes mesmos dados para que possam ser processados. Como apresentado anteriormente, foi utilizado o circuito multiplexador CD4051, da Texas Instruments®, para exercer a função de chaveamento do barramento de *clock* no sentido de garantir a leitura serial dos sensores inerciais. Sua placa foi desenvolvida de tal forma que a mesma possui encaixe perfeito ao *shield* da placa de prototipação Arduino Uno, tal como apresentado na Figura 16.

A Figura 17 apresenta o diagrama funcional do circuito multiplexador CD4051. Este circuito possui configuração de alimentação simples, podendo assumir V_{cc} de +3V a +20V (Texas Instruments®(2017), *datasheet* CD4051); desta forma, foi utilizada a referência de

tensão de +5V através do regulador de tensão LM7805, também da Texas Instruments® (Atmel®(2016), *datasheet* Atmega328p). Como a plataforma Arduino Uno consome 12 mA em pleno uso, cada módulo MPU6050 3,6 mA e o CD4051 10 mA, totalizando 36,4 mA, a energização de todos os circuitos a partir do regulador LM7805 torna-se segura, uma vez que o mesmo é capaz de drenar 1,5 A (Texas Instruments®(2003), *datasheet* LM7805) e o limite de corrente da USB é 0,9 A.

Figura 17 – Diagrama funcional do circuito multiplexador CD4051.



Fonte: Adaptado de Texas Instruments®, *datasheet* CD4051.

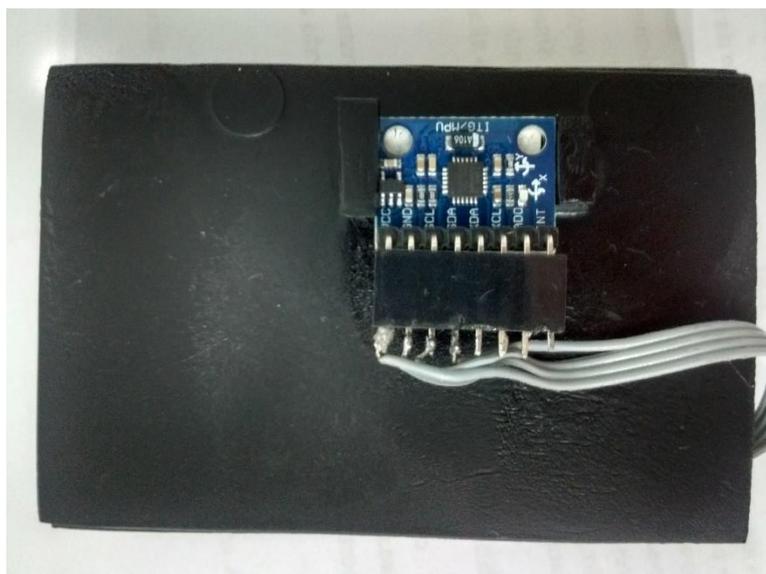
Como são utilizados quatro módulos inerciais, foram empregados os quatro primeiros canais de saída do CD4051, ou seja, os canais *Ch0*, *Ch1*, *Ch2* e *Ch3*, conforme a Figura 17. O sinal *INH* habilita a multiplexação quando o mesmo está em nível baixo (0V). Para selecionar cada porta de saída, os sinais de controle A, B e C seguem a lógica disposta sobre cada canal na Figura 17.

3.3 PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO DOS SENSORES INERCIAIS

Para a calibração dos sensores inerciais foi utilizado o microcontrolador KL26Z128, placa de prototipação FRDM-KL26Z128, da Freescale® (2013), conforme apresentado na Figura 18. Esta unidade possui um núcleo de processamento ARM® Cortex™ - M0+ 32 bits, com barramento de *clock* de 48MHz. Foi utilizado o protocolo I²C para estabelecer comunicação com o módulo inercial MPU6050, enquanto que o protocolo USB foi aplicado para formar o *link* entre o microcontrolador e o computador utilizado no processamento de dados.

A fim de garantir a fixação do sistema inercial, foi construída uma caixa de acrílico com um suporte para o mesmo, além de acomodar a placa microcontrolada, como apresentado na Figura 18. Importante ressaltar que todos os ensaios de calibração foram realizados sobre uma mesa de concreto nivelada, gerando, portanto, uma isolação vibracional e uma atenuação de erros referentes ao ângulo em análise.

Figura 18 – Fotografia da estrutura acrílica construída para a fixação do MPU6050 e acomodação da FRDM-KL26Z128.



Fonte: Própria do autor.

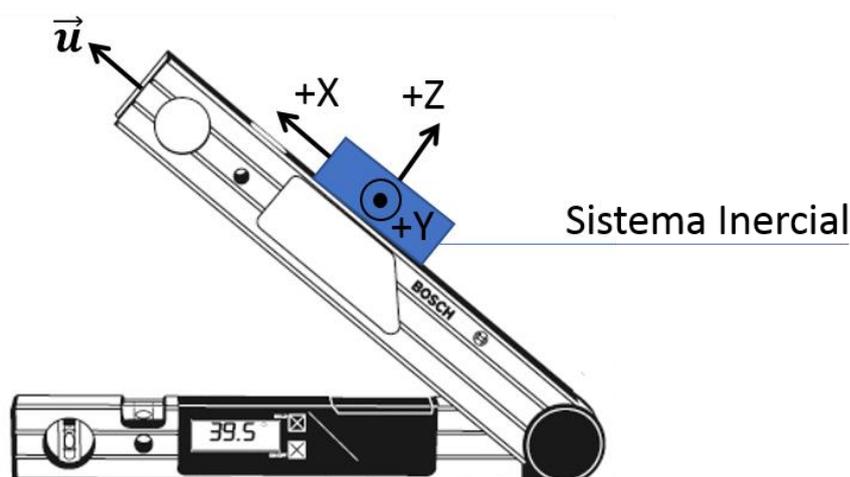
3.3.1 MÉTODO EMPREGADO PARA A CALIBRAÇÃO DO ACELERÔMETRO

O procedimento experimental adequado para a calibração de acelerômetros se dá pela fixação do sensor em uma mesa vibratória (*shaker*) de frequência e amplitude de vibração controlável. Como a marcha humana, em cenário de caminhada, trabalha em frequências abaixo de 5Hz, faz-se necessário o uso de um *shaker* com resposta confiável nesta faixa de frequências. Entretanto, devido à falta deste aparato no ambiente laboratorial em que este trabalho foi desenvolvido, optou-se por calibrar os acelerômetros através do ajuste de seu *offset*, tal como proposto no *Application Notes AN4399*, da Freescale® (2013).

Cada eixo sensível do MPU6050 foi calibrado individualmente, tomando como referência o inclinômetro digital DWM 40 L, da Bosch® (2000). Este instrumento possui uma resolução de 0,1° e possui *range* de 0° a 220°. Como a maior deflexão angular no segmento de interesse se dá no movimento de flexão-dorsiflexão, com *span* de, aproximadamente, 70° (OATIS, 2009), o instrumento considerado de referência selecionado está de acordo com as demandas do projeto.

Para determinar o *offset* do sensor, foi selecionado o *range* de -120° a 120° , com resolução de 1° . Faz-se necessário a utilização de uma faixa de ângulos simétrica e maior do que aquela do movimento de flexão-dorsiflexão por dois motivos: para determinar o *offset* do eixo sensível e para verificar sua influência sobre o deslocamento angular do mesmo; sendo este último de extrema importância para atenuar a influência deste efeito sobre o posicionamento do módulo no segmento de interesse. Para tanto, cada eixo inercial foi calibrado individualmente, posicionando-os paralelamente ao eixo longitudinal (vetor unitário \vec{u}) do braço móvel do inclinômetro considerado como referência. A Figura 19 apresenta este procedimento na calibração do eixo x do MPU6050 para os ângulos compreendidos entre 0° e 120° , para a obtenção da resposta do sensor no *range* de 0° a -120° o sensor é invertido de tal forma que o eixo sensível fique em contrafase em relação ao vetor unitário \vec{u} .

Figura 19 – Esquema demonstrando o procedimento de calibração do eixo x do giroscópio.

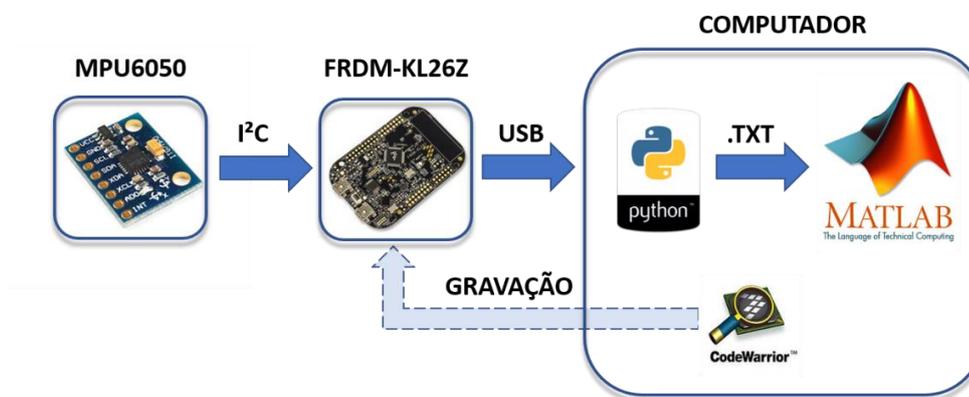


Fonte: Montagem do módulo sensor com o uso livre do instrumento BOSCH® (2000) DWM 40 L Manual.

Para garantir a leitura dos dados referentes ao MPU6050, foi desenvolvido o sistema cujo diagrama de blocos está apresentado na Figura 20. Como já apresentado, o módulo inercial estabelece comunicação com a FRDM-KL26Z através do protocolo I²C; junto a isso, o microcontrolador é gravado (*firmware* apresentado no Anexo II) e inicializado a partir da IDE (*Integrated Development Environment*) CodeWarrior™11.0, da Freescale®. A partir da comunicação USB entre a unidade microcontrolada e o computador, uma função desenvolvida (Anexo III) em linguagem Python™ (ver diagrama de blocos da Figura 21) torna possível o controle do fluxo de dados originários do sensor, além de determinar a ordem dos ângulos a serem analisados e armazenar os resultados obtidos de cada eixo em um arquivo texto, para

então ser processado em ambiente Matlab®(R2016b). A rotina de processamento dos dados da calibração é apresentada no Anexo IV.

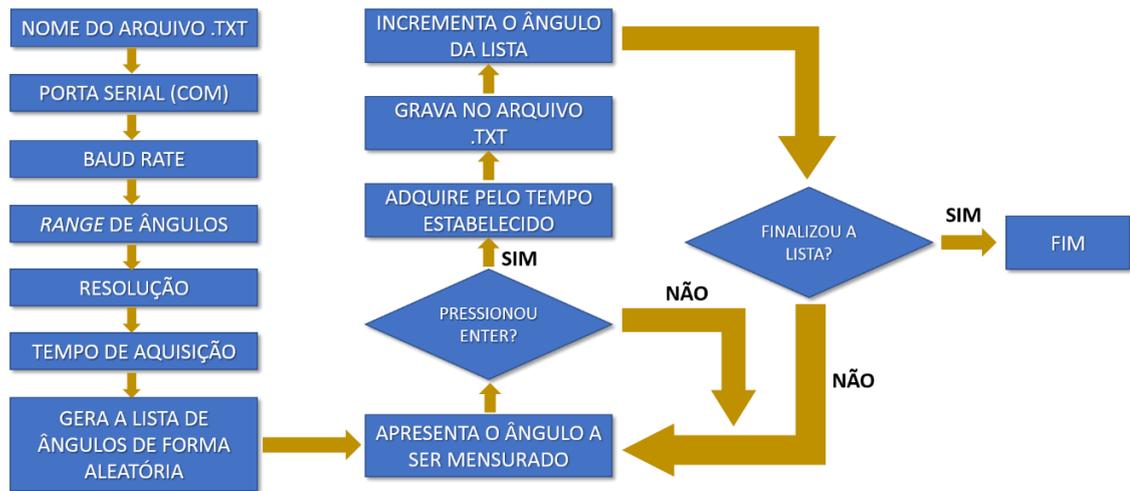
Figura 20 – Diagrama de blocos de aquisição e processamento de dados desenvolvido especificamente para a calibração dos acelerômetros.



Fonte: Própria do autor.

Conforme citado anteriormente, a rotina desenvolvida em linguagem Python™ é responsável pelo controle de fluxo de dados e de ordenamento para a aquisição. Primeiramente, o usuário deve inserir o nome do arquivo texto a ser gravado; uma vez determinado, o operador seleciona os parâmetros da comunicação USB do sistema, sendo eles: Porta COM e *Baud Rate* (padronizado como 115200bps neste trabalho). Após, são designados os parâmetros de medição: *range* de ângulos, resolução e tempo de aquisição. O *range*, como já apresentado, foi padronizado de -120° a 120° , com resolução de 1° e tempo de aquisição de 3s. Este tempo refere-se ao tempo que o sistema adquire os sinais de saída do MPU6050 para um dado ângulo. Possuindo o *range* de ângulos e a resolução, a rotina gera a lista dos ângulos a serem medidos em uma sequência aleatória, permitindo, por sua vez, diminuir a influência de possíveis erros sistemáticos sobre as medições. Logo após os 3s, todos os dados adquiridos para determinado ângulo são gravados em um arquivo texto, processo só finalizado após a apresentação do último ângulo da lista aleatorizada. Tendo finalizado o arquivo, o mesmo é processado em ambiente Matlab®(R2016b) para determinar a função de transferência do eixo analisado. A Figura 21 apresenta o fluxograma da correspondente rotina.

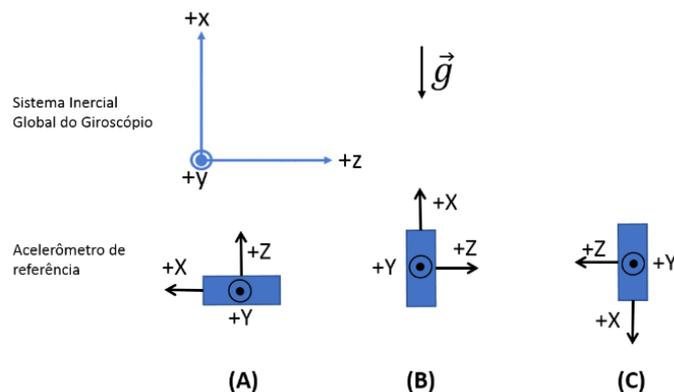
Figura 21 – Fluxograma da rotina Python™ desenvolvida para a aquisição, controle e gravação de dados.



Fonte: Própria do autor.

Contrário aos acelerômetros convencionais, único em um encapsulamento, que possuem como referência a direção do vetor gravidade \vec{g} , acelerômetros encapsulados junto a um giroscópio podem assumir como referência o sistema global do giroscópio, como é o caso do MPU6050. Ou seja, em ensaio estático, o valor máximo $+1g$ ocorre quando o eixo de referência está na mesma direção do vetor \vec{g} (Figura 22(B)), porém em sentido oposto; ao passo que o valor mínimo, de $-1g$, ocorre quando este eixo está na mesma direção e sentido de \vec{g} (Figura 22(C)). Porém, em ambas as configurações de encapsulamento, quando o eixo de referência é disposto de forma perpendicular ao vetor \vec{g} , a sua resposta é nula (Figura 22 (A)). Desta forma, tem-se o sistema inercial rotacionando em relação ao sistema global de velocidade angular, tal como apresentado na Figura 22, o que sugere que a resposta do sensor, no *range* de interesse, será sinusoidal em relação a este sistema.

Figura 22 – Respostas do eixo x: (A) nula; (B) máxima: $+1g$; (C) mínima: $-1g$.



Fonte: Própria do autor.

Considerando-se que os valores máximos e mínimos do eixo se dão nas posições de -90° e 90° , respectivamente, pode-se considerar que a função de transferência dos eixos sensíveis é caracterizada por uma curva no formato apresentado na Equação (14):

$$f(\theta) = a_0 + A \cdot \sin(\theta) \quad (14)$$

onde a_0 [g] é o *offset*, A [g] é a amplitude e θ [°] é o ângulo entre o eixo inercial e o plano terra.

Desta forma, em ambiente Matlab®(R2016b), foi utilizada a função *cftool()* para gerar a curva que melhor se aproxima da função de transferência em função dos dados coletados. Este recurso computacional forma um somatório de funções sinusoidais que melhor se ajusta a estes dados. Essa aproximação se dá por Série de Fourier, como expresso na Equação (15):

$$f(x) = a_0 + \sum_{i=1}^n (a_i \cos(i\omega x) + b_i \sin(i\omega x)) \quad (15)$$

onde a_0 é o *offset* da função, i é número de termos harmônicos a ser considerado, a_i é a amplitude de cada termo harmônico de função par, b_i é a amplitude de cada termo harmônico de função par, ω [rad/s] é a frequência fundamental e x é a variável independente.

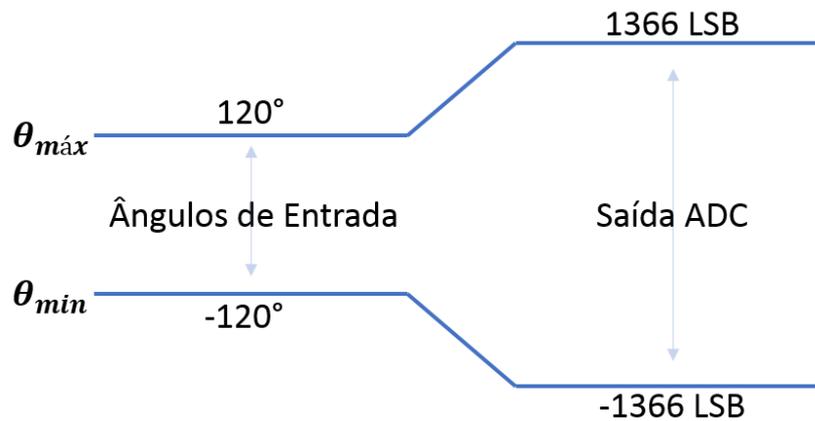
Como essa função de transferência foi determinada de forma estática, o algoritmo da função *cftool()* realiza a primeira aproximação da curva e a replica a fim de gerar um ω hipotético. Justamente por não ser oscilatório, o uso da função está restrito a utilizar $i=1$, sendo assim ω não é mais considerada frequência, e sim um parâmetro de ajuste de graus para radianos, ou seja, $\omega = 0,0174533 \text{ rad}^\circ$. Considerando essa premissa, a Equação (16) apresenta o formato da curva aproximada gerada pela função *cftool()*, sendo θ o parâmetro de entrada com *range* $[-120^\circ, 120^\circ]$:

$$f(\theta) = a_0 + a_1 \cos(\omega\theta) + b_1 \sin(\omega\theta) \quad (16)$$

O MPU6050 possui ADCs de 16 bits, como já apresentado. Portanto, o mesmo é capaz de gerar 65.536 valores, ou então, 2^{16} . Entretanto, os conversores trabalham com o sistema binário Complemento de 2, o que significa que o dispositivo opera na faixa de valores de $[-32.768 \text{ LSB}, 32.768 \text{ LSB}]$. Como apontado na Tabela 2, o acelerômetro possui quatro fundos de escala selecionáveis, sendo que neste trabalho fui utilizado o de $\pm 16g$, uma vez que o sujeito em plena marcha pode alcançar valores de impacto superiores a $8g$ (BRUXEL,2010). Relacionado a este fundo de escala, tem-se que a sensibilidade do sensor é 2.048 LSB/g , o que significa que durante a calibração deve-se obter, idealmente (sem *offset*), os valores de

2.048LSB a -90° e de -2.048LSB a 90° , uma vez que o sensor está exposto a $1g$. Desta forma, a cadeia de medidas proposta para o acelerômetro está representada na Figura 23. Importante observar o fato de que os limites $[-120^\circ, 120^\circ]$ estão fora dos pontos de máximo e mínimo, portanto as suas respostas serão iguais em módulo, porém menores que 2.048LSB .

Figura 23 – Cadeia de medidas proposta para a calibração de cada eixo inercial de aceleração.



Fonte: Própria do autor.

Considerando-se a função de transferência de cada eixo, com seu respectivo *offset*, e o conhecimento dos valores absolutos ideais, basta subtrair (no caso de *offset* positivo) ou somar (no caso de *offset* negativo) a parcela a_0 (ver Equação (16)) dos resultados obtidos para minimizar os efeitos sistêmicos de deslocamento DC. Desta forma, o acelerômetro é utilizado para determinar o ângulo inicial dos módulos posicionados sobre o segmento tornozelo – pé e na medição de impacto durante a marcha.

3.3.2 MÉTODO EMPREGADO PARA A CALIBRAÇÃO DO GIROSCÓPIO

Para a calibração do giroscópio presente em cada unidade MPU6050, seria necessário um sistema rotativo de velocidade angular controlável ou um sistema de cinemetria. Entretanto, devido à falta destes aparatos no ambiente laboratorial em que este trabalho foi desenvolvido, optou-se por utilizar a expressão proposta pela fabricante.

A InvenSense®(2013) estabelece que seus módulos são comercializados pré-calibrados. Portanto, a variação angular de qualquer eixo sensível pode ser expressa pela Equação (17):

$$\Delta\theta = \frac{ADC_{BRUTO}}{S_{SELEC.}} \cdot \Delta t \quad (17)$$

onde, $\Delta\theta$ [°] é a variação angular, ADC_{BRUTO} [LSB] é a resposta do ADC ao movimento, S_{SELEC} [LSB·s/°] é a sensibilidade configurada segundo a Tabela 2 e Δt [s] é o intervalo de tempo de interesse.

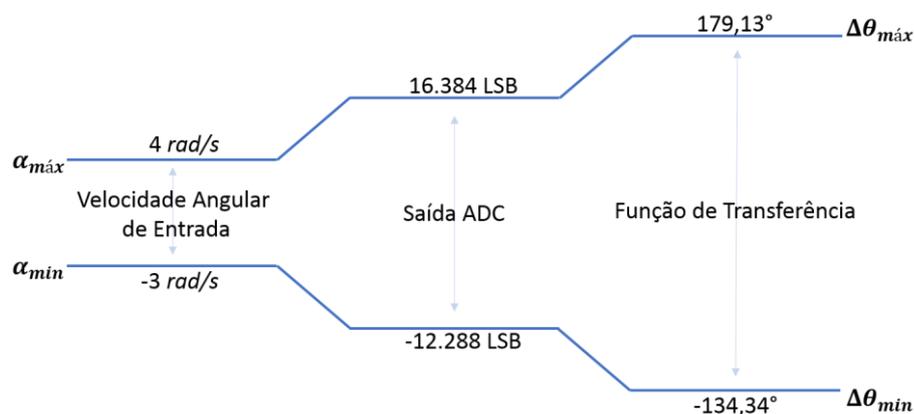
Segundo KOATIS *et al.* (2010) e BÖTZEL *et al.* (2017), o *span* de velocidade angular (α) do pé, no movimento de flexão-dorsiflexão, é de aproximadamente 7 rad/s (com *range* [-3 rad/s , 4 rad/s], em um cenário de caminhada. Portanto, em 1s o segmento variou 401° (7 rad), sendo assim, o fundo de escala de $\pm 1000^\circ/\text{s}$ garante as necessidades do sistema.

Desta maneira, garante-se sensibilidade de 32,8 LSB·s/°, segundo a Tabela 2. No caso deste trabalho, é de interesse determinar a variação angular de cada eixo (disposto sobre o segmento) no intervalo de tempo compreendido entre uma amostra e outra, ou seja, do tempo de amostragem (t_a). Assim sendo, a Equação (18) apresenta a função de conversão de dados do giroscópio utilizado neste trabalho:

$$\Delta\theta = \frac{ADC_{BRUTO}}{32,8} \cdot t_a \quad (18)$$

Assumindo os trabalhos de KOATIS *et al.* (2010) e BÖTZEL *et al.* (2017) como referência, o *range* considerado neste trabalho foi de [-3 rad/s , 4 rad/s]. Da mesma forma que o acelerômetro, o giroscópio possui ADCs que operam em Complemento de 2, possuindo, portanto, valores máximos e mínimos de [-32.768 LSB, 32.768 LSB], os quais estão relacionados aos extremos de $\pm 1000^\circ/\text{s}$. Assim sendo, considerando uma frequência de amostragem de 50 Hz (referente ao tempo de caracterização da amostra por parte da IC do ATmega328) e, por consequência, um tempo de amostragem t_a de 20 ms , obtêm-se a cadeia de medidas proposta apresentada na Figura 24.

Figura 24 - Cadeia de medidas proposta para a calibração de cada eixo inercial de velocidade angular.



Fonte: Própria do autor.

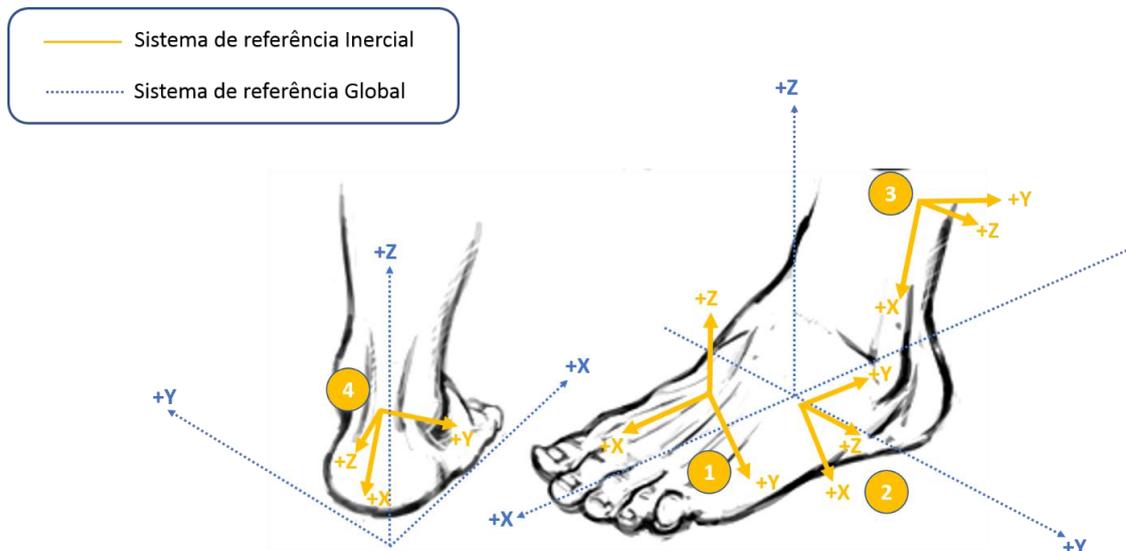
Neste sentido, enquanto o acelerômetro determina as posições iniciais dos módulos fixados ao segmento tornozelo-pé, o giroscópio gera os resultados referentes à dinâmica angular propriamente dita, ou seja, a variação angular de todos os eixos inerciais no tempo t_a . Para um dado tempo T [s] de ensaio, têm-se um número N de medidas, tal como expresso na Equação (19):

$$N = \frac{T}{t_a} \quad (19)$$

3.4 PROJETO DE EXPERIMENTOS

Para o procedimento experimental, os quatro módulos inerciais foram distribuídos sobre o segmento tornozelo-pé tal como apresentado na Figura 25: (1) Região Dorsal; (2) Região Dorsal Lateral; (3) Região Fibular; e (4) Região Calcânea. Estabeleceu-se um sistema de coordenadas global, o qual estabelece os eixos e planos de interesse, de forma recíproca àqueles apresentados na Figura 14(A).

Figura 25 – Posicionamento dos módulos inerciais no segmento tornozelo-pé.



Fonte: Própria do autor.

Ainda conforme a Figura 25, as direções e sentidos dos eixos do fabricante se diferenciam nos módulos 2, 3 e 4 dos eixos de referência global. Desta forma, a Tabela 3 apresenta a relação espacial entre os eixos de cada módulo inercial e o sistema global de coordenadas. Assim sendo, a rotação do eixo global +X e seus eixos inerciais paralelos relacionados, são responsáveis pela determinação dos movimentos de eversão e inversão (planos frontal e transversal); a rotação dos eixos sensíveis na direção de +Y caracterizam os movimentos de flexão plantar e

dorsiflexão (planos frontal e sagital); por último, o giro das componentes inerciais na direção de +Z fornecem o movimento de adução e abdução (planos frontal e transversal).

Tabela 3 – Relações de direções e sentidos entre os eixos sensíveis dos módulos inerciais e o sistema de referência global.

<i>Sistema Global</i>	<i>Módulo 1</i>	<i>Módulo 2</i>	<i>Módulo 3</i>	<i>Módulo 4</i>
+X	+x	-y	-y	-z
+Y	+y	+z	+z	-y
+Z	+z	-x	-x	-x

Fonte: Própria do autor.

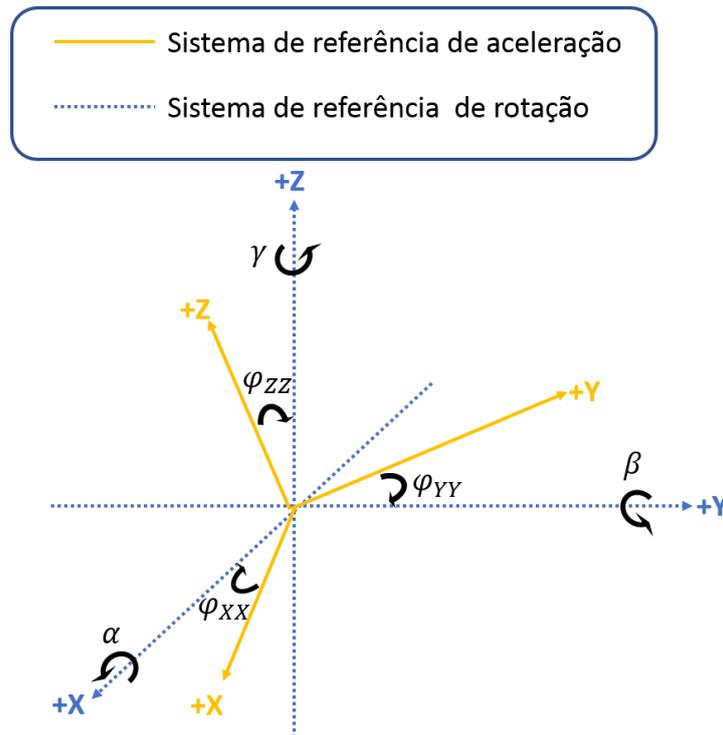
Tanto a pele quanto os calçados são superfícies elásticas, sendo assim, é natural que estes planos exerçam esforços sobre os módulos inerciais durante o movimento. Desta forma, a utilização de um magnetômetro garantiria uma referência fixa aos módulos, independentemente destes deslocamentos indesejados. Entretanto, como a proposta do trabalho é o desenvolvimento de um sistema de baixo custo, este último sensor não foi incluído.

Para minimizar os efeitos relacionados à movimentação dos sensores, aplicou-se a redundância de sensores. Desde que os erros sistemáticos, devido aos esperados desvios de paralelismo entre os eixos de cada módulo, permaneçam constantes durante os ensaios de cada sujeito, o método acaba por ser validado.

3.4.1 DETERMINAÇÃO DE VARIÁVEIS CINEMÁTICAS

Segundo WALKER *et al.* (2013), cinemática consiste na descrição dos movimentos de corpos, sem se preocupar com suas causas. Geralmente, considera-se corpos rígidos em que todos os seus pontos materiais se comportam de forma idêntica em relação ao seu movimento, o qual consiste em componentes vetoriais de aceleração, velocidade e deslocamento. Para determinar a dinâmica espacial do segmento tornozelo-pé, fez-se necessário o processamento dos dados referentes a estas variáveis. Através dos sensores inerciais, pôde-se mensurar a aceleração linear, velocidade angular e deslocamento angular em cada eixo sensível. A Figura 26 apresenta, de forma simplificada, um módulo inercial e suas componentes sensíveis, já se considerando possíveis deslocamentos em relação ao seu sistema de referência local, identificado como sistema de rotação, uma vez que o MPU6050 possui como referência o sistema espacial do giroscópio.

Figura 26 – Componentes sensíveis do módulo inercial MPU6050.



Fonte: Própria do autor.

Na Figura 26, os ângulos φ_{XX} , φ_{YY} e φ_{ZZ} representam o deslocamento do sistema devido ao posicionamento sobre o segmento de interesse. Já os ângulos α , β e γ representam a rotação do sistema de giro em torno dos eixos sensíveis X, Y e Z, respectivamente.

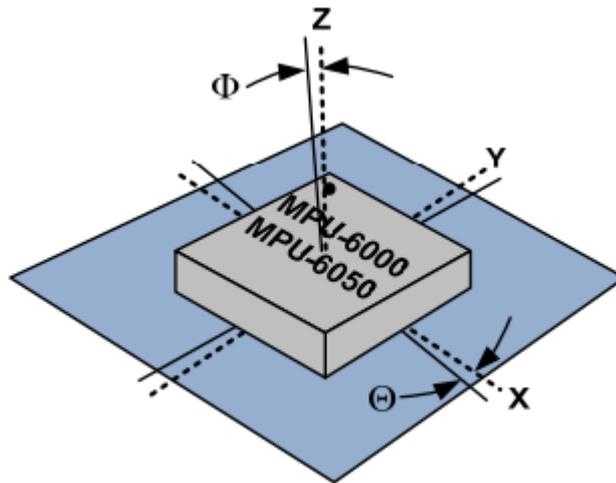
3.4.1.1 DETERMINAÇÃO DA ACELERAÇÃO

Conforme apresentado na Seção 3.3.1, o acelerômetro, quando utilizado em eventos estáticos, opera como um inclinômetro (com tecnologia piezoresistiva ou capacitiva). Os ângulos mensurados em cada eixo deste ensaio estático, apresentam o deslocamento de referência devido ao posicionamento do sensor sobre a superfície de interesse (φ_{XX} , φ_{YY} e φ_{ZZ}). Além disso, conforme a Figura 27, a fabricante do sensor determina que pode ocorrer um erro de medição devido aos erros de orientação do encapsulamento no momento de sua soldagem. Nesta mesma Figura 27, as linhas tracejadas representam os eixos sensíveis do dispositivo, ao passo que as linhas contínuas representam as orientações da placa de circuito impresso. Além disso, os ângulos θ e Φ representam o desvio angular entre estes sistemas de referência.

É importante também considerar os dados da Tabela 4 que apresenta que um desvio de 1° pode significar uma atenuação de 1,75% na sensibilidade, tendendo este valor a aumentar conforme o ângulo de abertura entre os sistemas de referência. Portanto, os erros de soldagem

e as posições relativas ao posicionamento dos sensores sobre a superfície de interesse geram um sinal de *offset* na medida.

Figura 27 –Esquema apresentando os erros de referência devido à soldagem do componente.



Fonte: Adaptado de MPU6050, IvenSense® (2013).

Tabela 4 – Relações de direções e sentidos entre os eixos sensíveis dos módulos inerciais e o sistema de referência global.

Ângulos Relativos (Θ ou Φ)	Erro na Sensibilidade
0°	0%
$0,5^\circ$	0,8%
1°	1,75%

Fonte: Adaptado de MPU6050, IvenSense® (2013).

Assim sendo, para garantir que todas as medidas de variação angular sejam ajustadas a partir de 0° , no ensaio estático, todas as medições receberam o ajuste de *offset* devido aos erros já apresentados. Portanto, a Equação (20) apresenta o ajuste das leituras:

$$a_e = ADC_{ACE\ BRUTO_e} - EA_e \quad (20)$$

onde, a_e é a leitura ajustada do eixo e (X, Y ou Z); $ADC_{ACE\ BRUTO_e}$ é a leitura bruta, obtida a partir da Equação (16) de calibração; e EA_e é o erro de *offset* referente ao eixo e , composto por φ_{XX} , φ_{YY} e φ_{ZZ} , além de Θ e Φ . Este erro é determinado, para cada eixo, pela média dos valores obtidos no ensaio estático.

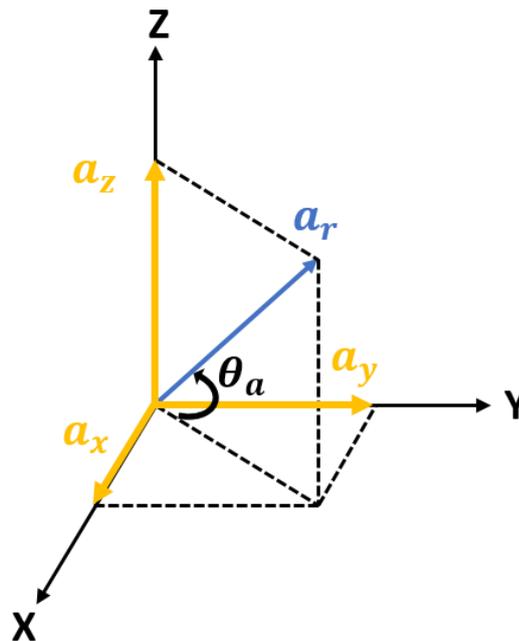
Em seguida, pode-se calcular as acelerações lineares \vec{a}_x , \vec{a}_y e \vec{a}_z no domínio do tempo. Dado que o movimento se dá em um plano tridimensional, o módulo da aceleração resultante a_r é determinada pela Equação (21):

$$\|a_r\| = \sqrt{(a_x)^2 + (a_y)^2 + (a_z)^2} \quad (21)$$

Tendo-se o módulo e as componentes vetoriais de aceleração, pode-se estimar o ângulo θ_a entre o vetor resultante e o plano xy do sistema, tal como apresentado na Figura 28. A Equação (22) apresenta o cálculo deste ângulo a partir das relações trigonométricas do sistema:

$$\theta_a = \tan^{-1}\left(\frac{a_z}{\sqrt{a_x^2 + a_y^2}}\right) \quad (22)$$

Figura 28 – Componentes vetoriais de aceleração em um plano tridimensional.



Fonte: Própria do autor.

3.4.1.2 DETERMINAÇÃO DA VELOCIDADE ANGULAR

Conforme apresentado na Seção 2.1.2, o giroscópio, mesmo em repouso, sofre a ação da Força de Coriolis, a qual gera um esforço indesejado sobre a massa sísmica. Assim sendo, a fabricante do sensor, IvenSense®, determina que, assim como para o acelerômetro, seja realizado um ensaio estático do módulo inercial para determinar o *offset* causado por essa força externa. Portanto, segundo IvenSense® (2013), esta força aparente gera pequenos

deslocamentos entre a massa sísmica e as placas capacitivas, formando, portanto, um deslocamento do sinal em relação à referência.

Assumindo o fato deste deslocamento indesejado, a equação do fabricante para a velocidade angular, apresentada na Equação (23), sofre a compensação de *offset*, sendo este representado por EG_e na Equação (24):

$$\omega(t) = \dot{\theta}(t) = \frac{ADC_{GIRO\ BRUTO_e}}{S_{SELECT}} \quad (23)$$

$$\omega_e(t) = \dot{\theta}_e(t) = \frac{ADC_{GIRO\ BRUTO_e} - EG_e}{S_{SELECT}} \quad (24)$$

onde, o índice e representa o eixo em análise, $\omega_e(t)$ é dado em [$^\circ/s$], $ADC_{GIRO\ BRUTO_e}$ é leitura digital do sensor no *range* de [-32.768 LSB, 32.768 LSB] e S_{SELECT} é a sensibilidade (ver Tabela 2). Da mesma forma que o acelerômetro, para cada eixo o erro EG_e é determinado pela média dos valores no teste estático.

Como apresentado na Seção 3.2, foi selecionada a sensibilidade de 32,8 LSB·s/ $^\circ$, portanto a expressão de velocidade angular utilizada é apresentada na Equação (25):

$$\omega_e(t) = \dot{\theta}_e(t) = \frac{ADC_{GIRO\ BRUTO_e} - EG_e}{32,8} \quad (25)$$

3.4.1.3 DETERMINAÇÃO DO DESLOCAMENTO E DA POSIÇÃO ANGULAR

A variação angular ($\Delta\theta$) é definida como a integral da função de velocidade angular em relação ao intervalo temporal de interesse (WALKER *et al.*, 2013), tal como apresentado na Equação (26):

$$\Delta\theta = \int_{t_1}^{t_2} \omega(t) dt \quad (26)$$

onde, $\omega(t)$ é a função de velocidade angular e o intervalo de integração é definido entre t_1 e t_2 .

Dado o fato de que o deslocamento angular, o qual também pode ser interpretado como o giro de cada eixo sensível, aplica-se a Equação (25) na Equação (26). A Equação (27), portanto, apresenta a função temporal de deslocamento no intervalo ($t_2 - t_1$) em análise.

$$\Delta\theta_e(t) = \int_{t_1}^{t_2} \omega_e(t) dt = \frac{(ADC_{GIRO BRUTO_e} - EG_e)}{32,8} (t_2 - t_1) \quad (27)$$

Como o sinal é digitalizado e interpretado pelo sistema microcontrolado a uma taxa de 50 Hz, tem-se que o intervalo $t_2 - t_1$ pode ser definido como o próprio período de amostragem t_a . Realizando-se esta substituição, obtêm-se a Equação (28), que representa a função de variação angular com ajuste de *offset*, ou seja, a mesma pode ser definida como a equação do fabricante (apresentada na Equação (18)) ajustada em relação ao desvio provocado pela força de Coriolis.

$$\Delta\theta_e(t) = \frac{(ADC_{GIRO BRUTO_e} - EG_e)}{32,8} t_a \quad (28)$$

Entretanto, para a análise da dinâmica espacial e, em especial, na determinação dos parâmetros envolvidos nas assimetrias de marcha, faz-se necessária a identificação da posição instantânea do movimento, ou seja, da posição angular. Para tanto, uma vez que o sistema é discreto, a posição instantânea é dada de forma iterativa, tal como apresentado na Equação (29). Dada rotação em torno de um eixo e , com uma variação angular $\Delta\theta_e(t)$ no intervalo de amostragem t_a ; a posição angular referente à amostra n , no instante de tempo nt_a ($\theta_e(nt_a)$), é igual à soma de $\Delta\theta_e(nt_a)$ com a posição instantânea da amostra $n - 1$, portanto $\theta_e([n - 1]t_a)$.

$$\theta_e(nt_a) = \theta_e([n - 1]t_a) + \Delta\theta_e(nt_a) \quad (29)$$

A rotina desenvolvida em ambiente Matlab®(R2016b) para o processamento das variáveis cinemáticas, é apresentado no Anexo VI.

3.4.2 PROTOCOLO PROPOSTO PARA A REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS

Foram executados ensaios calçados e descalços, ambos seguindo os padrões de velocidade de 2, 4 e 6 km/h, sendo estes realizados sobre a esteira Reebok® Edge Treadmill, sob a condição de inclinação nula. Na Figura 29 é apresentada a fixação dos sensores ao segmento, com a utilização de esparadrapos, conforme o padrão apresentado na Figura 25.

Figura 29 – Foto da fixação dos sensores ao segmento.



Fonte: Própria do autor.

Cada voluntário seguiu o procedimento apresentado no fluxograma da Figura 30. Para cada ensaio, primeiramente houve a aleatorização das velocidades, com a condição de duas repetições para cada nível do fator controlável (Velocidade). Após, sobre a esteira, estabeleceu-se a realização de uma pré-calibração (ensaio estático) dos sensores, no sentido de determinar as inclinações iniciais de cada módulo inercial. Para tal, foi solicitado, antes de todos os ensaios dinâmicos, que o voluntário permanecesse com os pés unidos e com a coluna na forma mais ereta possível. Tendo realizado este procedimento durante 3s, iniciaram-se os deslocamentos dos indivíduos sobre a esteira, seguindo a sequência de velocidades pré-determinada, tendo este ensaio dinâmico uma duração de 30s.

Trabalhou-se com 9 voluntários ($28,7 \pm 3,1$ anos, $75,2 \pm 3,3$ kg), todos saudáveis, sem dificuldades motoras. Para avaliar os dados e fornecer o diagnóstico clínico de cada voluntário, o projeto contou com o apoio de uma fisioterapeuta especializada.

Figura 30 – Fluxograma do procedimento experimental para os ensaios calçado e descalço.

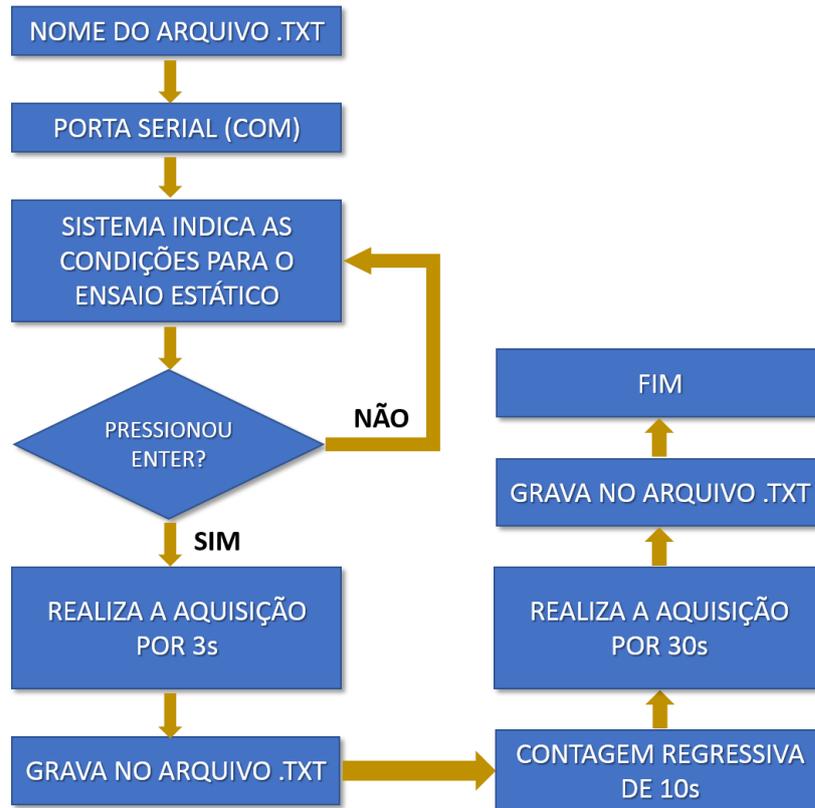


Fonte: Própria do autor.

Para gerenciar o fluxo de dados adquiridos dos sensores e o tempo de coleta para os ensaios estático e dinâmico, foi desenvolvida uma rotina (Anexo V) em Python™, tal como apresentado na Figura 13. A Figura 31 apresenta o fluxograma desta rotina, sendo este referente a uma única velocidade, porém este mesmo fluxo se repete para cada nível de velocidade, tanto para o ensaio calçado quanto para o descalço.

O operador do sistema determina o nome do arquivo indicando a referência do voluntário, nível de velocidade, repetição e se o ensaio é calçado ou descalço. Após, indica a Porta COM onde o microcontrolador está interfaceado. Tendo isso, a rotina indica que o voluntário deve estar posicionado com os pés unidos e com postura ereta para o ensaio estático, sendo este realizado somente após o operador certificar-se de que o posicionamento do voluntário está adequado. Assim, pressionando ENTER, o ensaio estático é realizado, durante 3s; tendo o seu fim sinalizado a partir de um *beep* de 1s. Uma vez finalizado, o sistema indica que o voluntário iniciará o deslocamento sobre a esteira (ensaio dinâmico), durante 30s, ao final de uma contagem regressiva de 10s, sendo esta sinalizada a partir de um aviso sonoro.

Figura 31 – Fluxograma da rotina Python™ para os ensaios calçado e descalço.



Fonte: Própria do autor.

3.4.3 MÉTRICAS UTILIZADAS NA ANÁLISE DOS DADOS

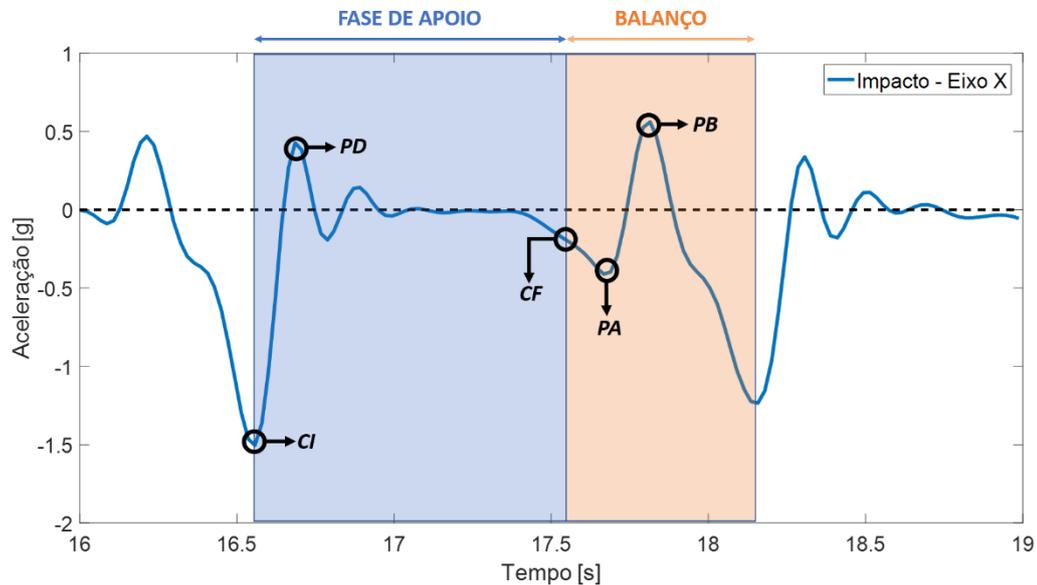
Como citado no Capítulo 1, as variáveis de interesse deste projeto são: impacto de contato inicial, desaceleração, aceleração de contato final, aceleração máxima em balanço e assimetrias de macha. Para determinar assimetrias referentes à pronação e supinação, foi realizada a análise de rotação do eixo global **X**; para determinar a flexão e dorsiflexão, utilizou-se os dados de rotação do eixo global **Y**; por último, para os movimentos de adução e abdução, analisou-se a variação angular do eixo global **Z**.

Nesta seção, a fim de exemplificar os formatos de onda e suas métricas de interesse, utilizou-se os dados coletados do voluntário de referência número 05 durante o ensaio calçado a 2km/h. O módulo inercial 02, posicionado conforme a Figura 29, foi utilizado para esta demonstração.

Para determinar os pontos de contato inicial (*CI*), pico de desaceleração (*PD*), contato final (*CF*), pico de aceleração (*PA*) e pico de aceleração em balanço (*PB*), pode-se utilizar dois eixos sensíveis, tanto o eixo global **X** quanto o eixo **Z**. Nesta seção, o eixo **X** é apresentado para a exemplificação. A Figura 32 apresenta as métricas de interesse relacionadas à aceleração.

Nesta imagem, as faixas de movimento em fase de apoio e em balanço seguem o padrão de 60% e 40% do período de passada, respectivamente; como apresentado em 2.2.1.

Figura 32 – Exemplo de resposta ao impacto no eixo global **X** com as métricas de interesse.

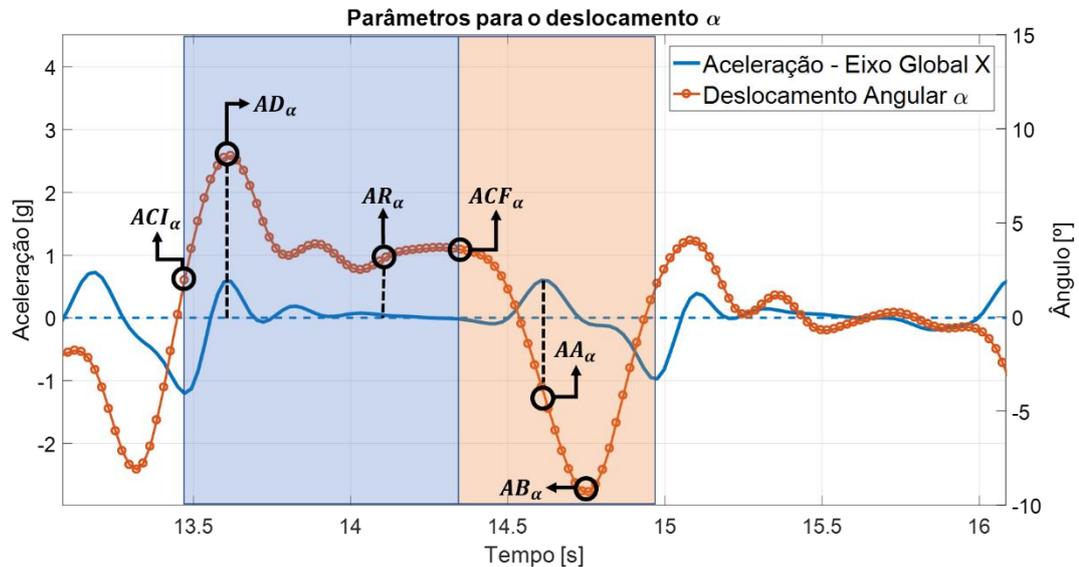


Fonte: Própria do autor.

Para determinar as assimetrias de pronação e supinação, faz-se necessário a análise do deslocamento angular em torno do eixo global **X**, identificado como α , conforme a Figura 26. De acordo com esta última, a rotação no sentido positivo, indicado nesta, relaciona-se com o movimento de supinação; ao passo que a rotação no sentido contrário representa o movimento de pronação.

As métricas de interesse destas assimetrias são: ângulo de contato inicial (CI_{α}), ângulo de desaceleração (AD_{α}), ângulo máximo de repouso (AR_{α}) do segmento, ângulo de contato final (CF_{α}) e ângulo de aceleração (AA_{α}). Estes pontos são exemplificados na Figura 33, comparando, a fim de gerar uma referência, a resposta de impacto no eixo **X** com a de rotação de α em graus [°].

Figura 33 – Exemplo de resposta de rotação (α) em torno do eixo global \mathbf{X} em relação ao impacto deste mesmo eixo, com as métricas de interesse.



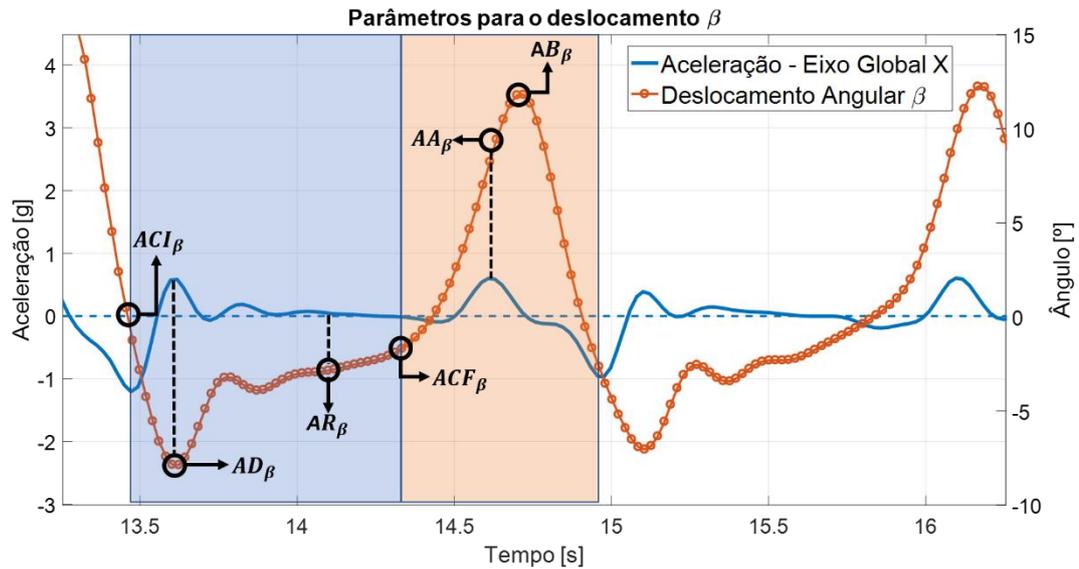
Fonte: Própria do autor.

O ponto ACI_α refere-se ao ângulo do segmento, em relação ao eixo \mathbf{X} , no momento em que o calcanhar toca o solo; AD_α refere-se ao ponto máximo (podendo ser positivo ou negativo) na fase de estabilização do pé na superfície de apoio; AR_α , no caso de pronação e supinação, refere-se ao ângulo no momento em que o pé está totalmente apoiado no solo, ou seja, quando a aceleração é constante (resposta à carga); ACF_α é o ângulo em relação a \mathbf{X} no momento em que o pé deixa de tocar o solo; por último, AA_α é o ângulo α no pico de aceleração do segmento de referência.

Na análise de dorsiflexão e flexão plantar, o eixo global \mathbf{Y} é a referência de rotação, identificado como β , conforme a Figura 26. O movimento no sentido positivo identifica a flexão planar, ao passo que o movimento oposto representa a dorsiflexão.

As métricas de interesse destes movimentos complementares são: ângulo de contato inicial (ACI_β), ângulo de desaceleração (AD_β), ângulo de repouso (AR_β), ângulo de contato final (ACF_β), ângulo de aceleração (AA_β) e ângulo de pico de dorsiflexão durante o balanço (AB_β). Estes pontos são exemplificados na Figura 34, a resposta de impacto no eixo \mathbf{X} é apresentada como referência ao movimento.

Figura 34 – Exemplo de resposta de rotação (β) em torno do eixo global Y em relação ao impacto do eixo X , com as métricas de interesse.



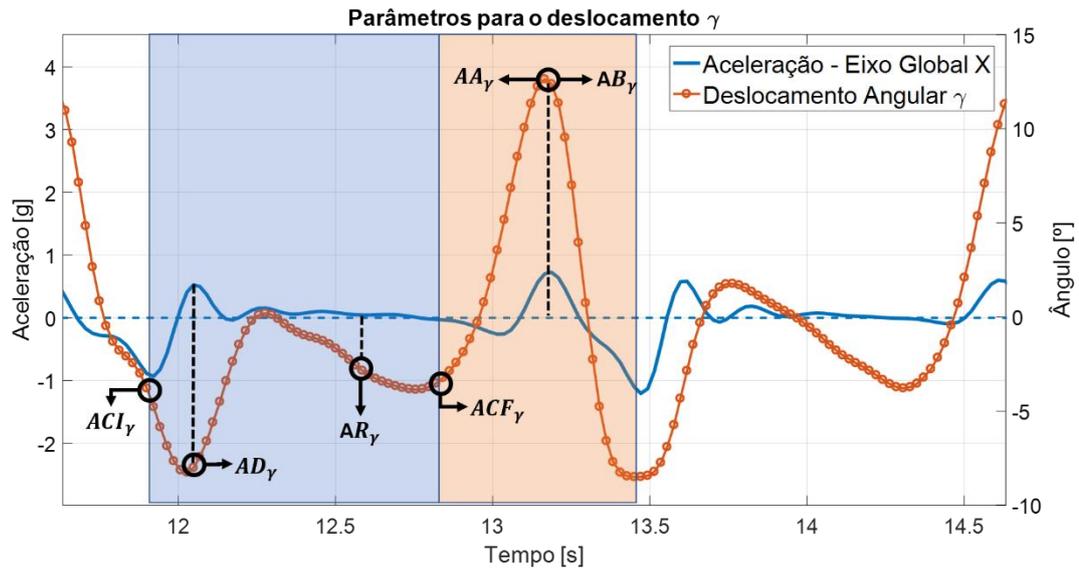
Fonte: Própria do autor.

O ponto ACI_{β} refere-se ao ângulo do segmento, em relação ao eixo Y , no momento em que o calcanhar toca o solo; ACF_{β} é o ângulo em relação a Y no momento em que o pé deixa de tocar o solo; AD_{β} é o ângulo no pico de desaceleração; AA_{β} é o ângulo β no instante de pico de aceleração do segmento de referência; AR_{β} é o ângulo no instante imediatamente anterior à aceleração; por último, AB_{β} é o ângulo máximo do eixo durante a fase de balanço, ou seja, quando o contrapé está no período de resposta à carga.

No estudo da adução e abdução, o eixo global Z é a referência de rotação, identificado como γ , conforme a Figura 26. O movimento no sentido positivo identifica a flexão adução, enquanto que o movimento oposto representa a abdução. Estes movimentos, conforme apresentado em 2.2.2, configuram o desvio longitudinal do eixo do pé em relação à trajetória.

Os parâmetros de interesse destes movimentos são: ângulo de contato inicial (ACI_{γ}), ângulo de desaceleração (AD_{γ}), ângulo máximo de repouso (AR_{γ}), ângulo de contato final (ACF_{γ}), ângulo de aceleração (AA_{γ}) e ângulo de pico de desvio durante o balanço (AB_{γ}). Estes pontos são exemplificados na Figura 35, a resposta de impacto no eixo X é apresentada como referência ao movimento. Para todos os casos apresentados, variações angulares intermediárias são apresentadas e analisadas individualmente no Capítulo 4.

Figura 35 – Exemplo de resposta de rotação (γ) em torno do eixo global Z em relação ao impacto do eixo X , com as métricas de interesse.

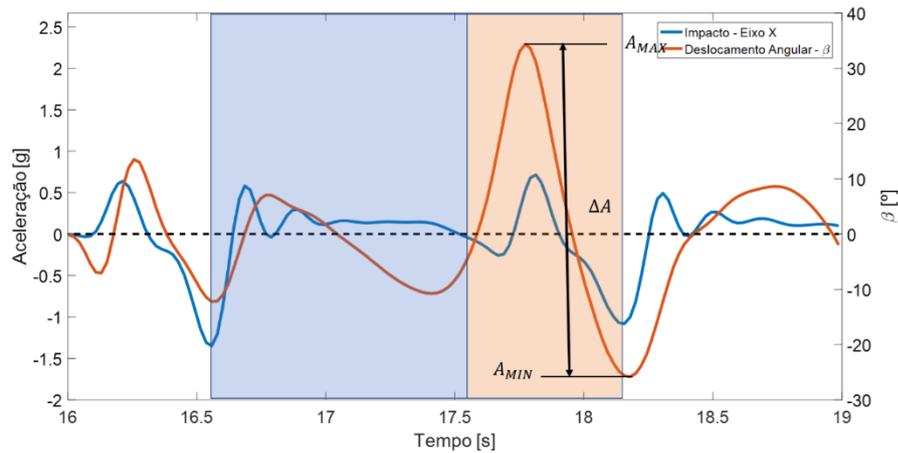


Fonte: Própria do autor.

O ponto ACI_γ refere-se ao ângulo do segmento, em relação ao eixo Z , no momento em que o calcanhar toca o solo; ACF_γ é o ângulo em relação a Z no momento em que o pé deixa de tocar o solo; AD_γ é o ângulo no instante em que há o pico de desaceleração; AR_γ é o ângulo máximo, em módulo, que o movimento atinge durante a resposta à carga; AA_γ é o ângulo γ no instante de pico de aceleração do segmento de referência; por último, AB_γ é o ângulo máximo do eixo durante a fase de balanço.

Outro parâmetro de interesse no estudo dos movimentos corporais é a determinação do *span* angular dos segmentos em análise, ou seja, a diferença entre os seus valores de ângulo máximo (A_{MAX}) e ângulo mínimo (A_{MIN}). Este *span* é representado neste trabalho como ΔA , sendo esta métrica aplicada a todos os movimentos em estudo já citados. A Figura 36 exemplifica estas métricas, tomando como referência os movimentos de flexão e dorsiflexão (rotação em torno de Y).

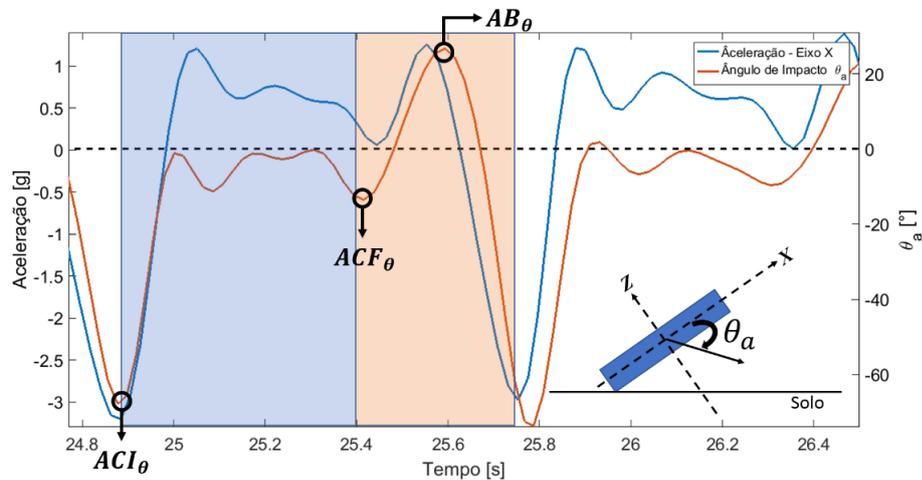
Figura 36 – Exemplo de análise de ângulo máximo (A_{MAX}), ângulo mínimo (A_{MIN}) e span (ΔA).



Fonte: Própria do autor.

A partir da utilização da Equação (22), pode-se determinar a direção de movimento do segmento como um todo, ou seja, considerando-o como um bloco rígido. O ângulo θ_a fornece a direção da aceleração resultante, a qual, conseqüentemente, possui a mesma direção e sentido da força resultante que atua sobre a estrutura musculoesquelética. Por conseqüência, as forças de reação do solo atuam sobre o sistema com o mesmo módulo e direção, entretanto com sentido oposto. A Figura 37 exemplifica a relação entre o θ_a e a curva de impacto referente ao eixo global **X**. Entretanto, neste trabalho o objetivo foi determinar o ângulo máximo que ocorre entre o contato inicial e a desaceleração do movimento (ACI_θ); o ângulo em que há a aceleração no instante de contato final (ACF_θ); e, por último, o ângulo máximo em balanço (AB_θ), o qual ocorre no instante em que a perna de referência é lançada para frente em movimento pendular.

Figura 37 – Exemplo de resposta do ângulo de aceleração resultante (θ_a) em relação ao impacto do eixo **X**.

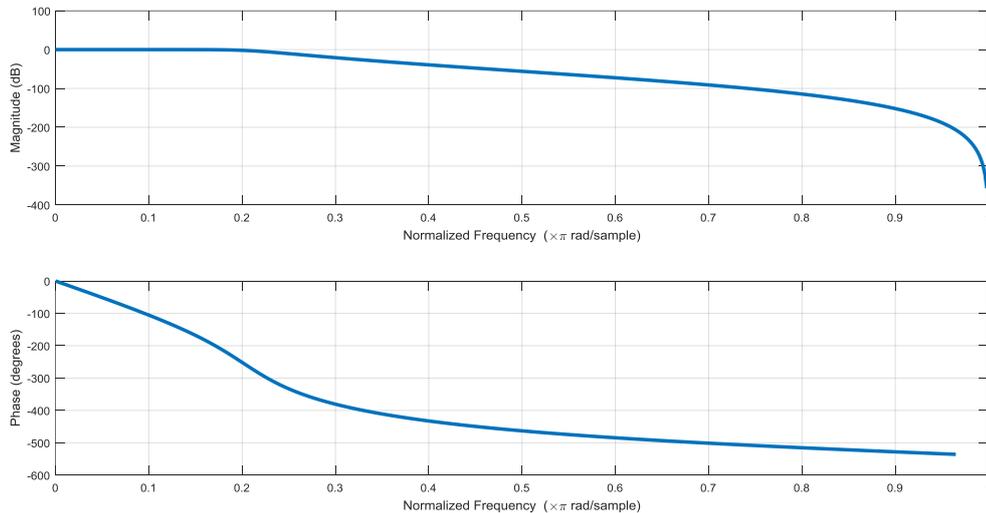


Fonte: Própria do autor.

Para o processamento e análise dos dados coletados, utilizou-se de um filtro digital passa-baixas em topologia Butterworth de 6ª ordem com frequência de corte em 5Hz. Como a marcha humana, na faixa correspondente de velocidade, está abaixo de 2Hz, a frequência de corte do filtro é adequada. A sua função de transferência é apresentada na Equação (30). A resposta do filtro no domínio da frequência é demonstrada na Figura 38, com base em sua frequência normalizada em $\pi \text{ rad}/\text{amostra}$, uma vez que o filtro é digital. Sabendo que $\pi \text{ rad}$ no espectro digital equivale à frequência de amostragem no espectro analógico (50Hz, neste caso), tem-se que a frequência de corte de 5Hz equivale a $0,1 \pi \text{ rad}/\text{sample}$.

$$H(s) = \frac{0,4s^6 + 2,6s^5 + 6,5s^4 + 8,7s^3 + 6,5s^2 + 2,6s + 0,4}{s^6 - 3,4618s^5 + 5,3370s^4 - 4,5861s^3 + 2,2949s^2 - 0,6299s + 0,0738} 10^{-3} \quad (30)$$

Figura 38 –Resposta simulada em frequência do filtro $H(s)$.



Fonte: Própria do autor.

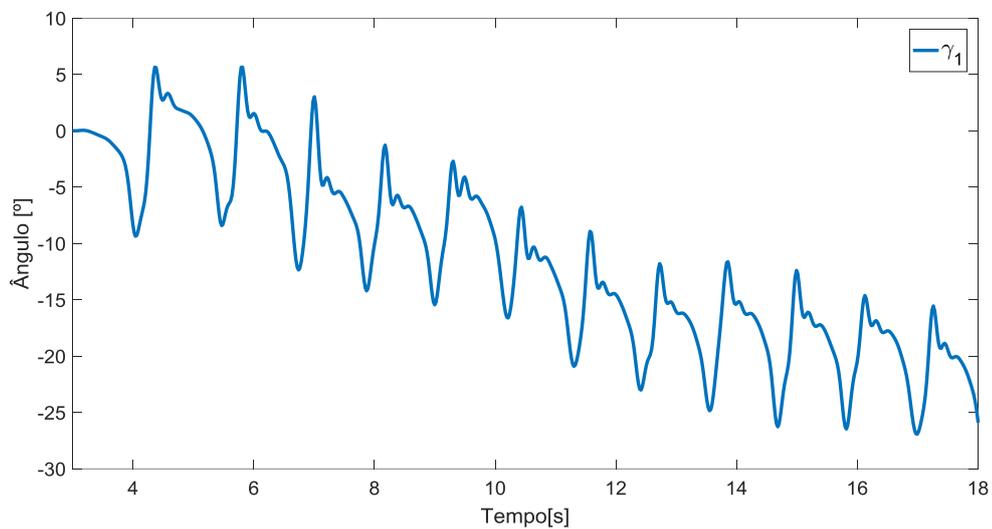
No projeto de experimentos, optou-se por realizar os ensaios de acordo com um Projeto de Experimentos do Tipo Bloco Aleatorizado. Sendo assim, neste caso, o fator controlável Velocidade foi aleatorizado e os fatores Sujeito e Condição (calçado/descalço) foram bloqueados. Portanto, não é possível analisar as interações entre os fatores controláveis, somente a influência de cada um deles sobre a variável de resposta.

A justificativa para a não aleatorização de todos os fatores controláveis, principalmente o fator “sujeito”, se dá pelo tempo dispendido para a realização de um ensaio completo – sendo na ordem de 1 hora. Devido a este fator, cada sujeito, com tempo limitado para realizar os ensaios, realizou todos os testes uma única vez.

3.4.4 AJUSTE E SELEÇÃO DE DADOS

A partir dos resultados experimentais obtidos, percebeu-se que a Equação (28) garante o ajuste de *offset* devido à posição inicial do sensor e à Força Coriolis, entretanto vê-se que há a presença de um ruído, podendo ser de derivada positiva ou negativa, que tende a levar a resposta do sistema para infinito de forma linear ou polinomial, tal como exemplificado na Figura 39. Este efeito indesejado se dá devido ao trabalho do calçado e da pele sobre os sensores. Estes deslocamentos se dão durante todo o movimento, fazendo com que a parcela EG_e da Equação (28) varie no tempo, tornando a sua integral uma função que tenda ao infinito.

Figura 39 – Exemplo do efeito da elasticidade da superfície de fixação sobre a resposta de rotação (em relação ao eixo + Z do módulo 1, γ_1).



Fonte: Própria do autor.

Para estimar estes efeitos, foi aplicada a função *polyfit()* do Matlab®, gerando esta uma função polinomial de quarta ordem $p_{en}(t)$ que se ajusta ao valor médio de cada ciclo do sinal de interesse, sendo apresentada na Equação (30):

$$p_{en}(t) = a_4 t^4 + a_3 t^3 + a_2 t^2 + a_1 t + a_0 \quad (30)$$

onde, a_n são os coeficientes polinomiais, t é o vetor temporal [s], e o índice *en* representa o eixo de interesse (*e*) e o número de referência do módulo em análise (*n*).

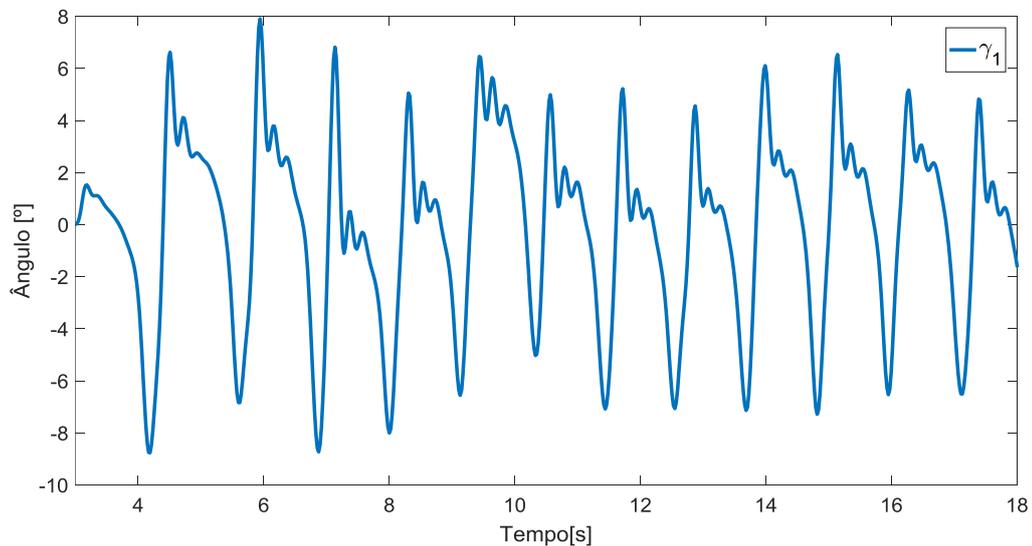
Uma vez determinada a expressão polinomial que aproxima estes erros referentes à elasticidade da superfície de fixação, a Equação (30) é aplicada na Equação (28) no sentido de atenuar os efeitos destes deslocamentos indesejados. A Equação (31) apresenta este ajuste, a

Equação (29) permanece analiticamente a mesma, porém com os efeitos de ajuste da Equação (31):

$$\Delta\theta_e(t) = \frac{(ADC_{GIRO\ BRUTO_e} - EG_e)}{32,8} t_a - p_{en}(t) \quad (31)$$

Aplicando a Equação (31) para determinar a dinâmica angular do eixo exemplificado na Figura 38, obtêm-se a resposta presente na Figura 40. Nota-se agora que o efeito do trabalho do segmento exercido sobre os sensores foi atenuado, extinguindo a característica decrescente do sinal exemplificado.

Figura 40 – Exemplo do efeito do ajuste polinomial sobre os efeitos da elasticidade da superfície de fixação sobre a resposta de rotação (em relação ao eixo +Z do módulo 1, γ_1).



Fonte: Própria do autor.

Devido a estes efeitos indesejados, muitos eixos acabam perdendo a referência e se tornam inutilizáveis. Por consequência da redundância dos sensores, estabeleceu-se a matriz de correlação normalizada \mathbf{R}_e apresentada na Equação (32) para definir quais sinais possuem maior semelhança quanto às suas características temporais. À exceção da diagonal principal que representa a autocorrelação dos sinais, foram escolhidos, para cada eixo em análise, os sinais que compõem o elemento da matriz mais próximo da unidade para representarem o movimento de interesse. Desta forma, para cada movimento não foram analisadas quatro respostas inerciais, mas a média dos dois sensores selecionados.

$$\mathbf{R}_e = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix} \quad (32)$$

onde o índice e representa o eixo global em análise, e os índices numéricos dos coeficientes da matriz representam as referências dos módulos analisados.

Cada componente da matriz R_e é a correlação normalizada entre as componentes de cada módulo na mesma direção do eixo global sob análise. Segundo Montgomery & Runger (2012), a correlação normalizada entre dois sinais genéricos discretos no tempo $x[n]$ e $y[n]$ definidos do intervalo de $n = 0 \dots N-1$, onde N é o número total de amostras, pode ser definida pela Equação (33).

$$R_{xy} = \frac{\sum_{n=0}^{N-1} x[n]y[n]}{\sqrt{\sum_{n=0}^{N-1} x^2[n] \sum_{n=0}^{N-1} y^2[n]}} \quad (33)$$

3.4.5 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL PARA VALIDAÇÃO POR COMPARAÇÃO

A fim de validar o sistema de sensores inerciais proposto para a avaliação do movimento, foi incluído em um dos ensaios um sistema de cinemetria para realizar uma aquisição de forma paralela. Para tanto, foram utilizadas 5 câmeras infravermelhas da OptiTrack® com resolução de 640 x 480 pixels a uma taxa de amostragem de 100Hz (OptiTrack® (2014), *Flex 3 Manual*). Este sistema é apresentado na Figura 41. O volume utilizado para a calibração dos dados foi de $55 \times 155 \times 50 \text{ cm}$ (x - y - z). A Câmera 1 foi posicionada a 23 cm do volume; Câmera 2, a 35 cm ; Câmera 3, a 132 cm ; Câmera 4, a 74 cm ; e, por último, a Câmera 5 a 22 cm .

As câmeras foram dispostas conforme o volume de interesse estivesse incluído no quadro de todos os dispositivos. As Câmeras 1 e 2 foram responsáveis pela determinação dos movimentos de adução e abdução no plano XY ; as Câmeras 2, 3 e 4 foram utilizadas na determinação dos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão no plano YZ ; já as Câmeras 4 e 5 foram aplicadas à determinação dos movimentos de eversão e inversão no plano ZX .

Figura 41 – Estrutura montada para a aquisição do movimento por cinemetria com o sistema OptiTrack®.



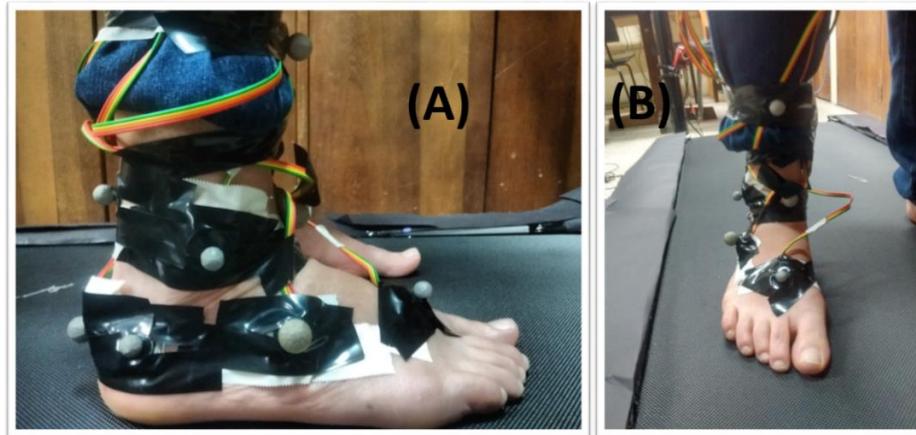
Fonte: Própria do autor.

Na calibração, em ambiente Arena®, foi utilizado seu modo lento (*Slow Wand Data*), manuseando a haste com marcador reflexivo dentro do volume de interesse. Para a determinação do plano terra foi utilizado o esquadro do fabricante. Já na aquisição, foram realizadas coletas de 35s com 10s de *delay* entre o comando de iniciar e a aquisição do sistema.

Os dados dos ensaios são salvos pelo Arena® com a extensão .C3D, desta forma, utilizou-se o *software* gratuito RData2® para converter estes dados para o formato ASCII. Uma vez convertidos, foi gerado um arquivo texto no qual são apresentadas as coordenadas X, Y e Z de cada marcador em função de um vetor temporal. Estes resultados espaciais foram processados em ambiente Matlab® (R2016b), e os mesmos são apresentados no Capítulo 4. A rotina de processamento de dados é apresentada no Anexo VII.

Para determinar este movimento, distribuiu-se marcadores pelo segmento conforme demonstrado na Figura 42, apresentando a vista lateral (A) e frontal (B). Os mesmos foram fixados sobre os módulos inerciais, além de outros 3 marcadores auxiliares para determinar um segmento rígido. Com o objetivo de compensar possíveis perdas dos marcadores principais em relação ao quadro das câmeras, estes três últimos marcadores foram incluídos.

Figura 42 – Posição dos marcadores. (A) vista lateral; (B) vista frontal.



Fonte: Própria do autor.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

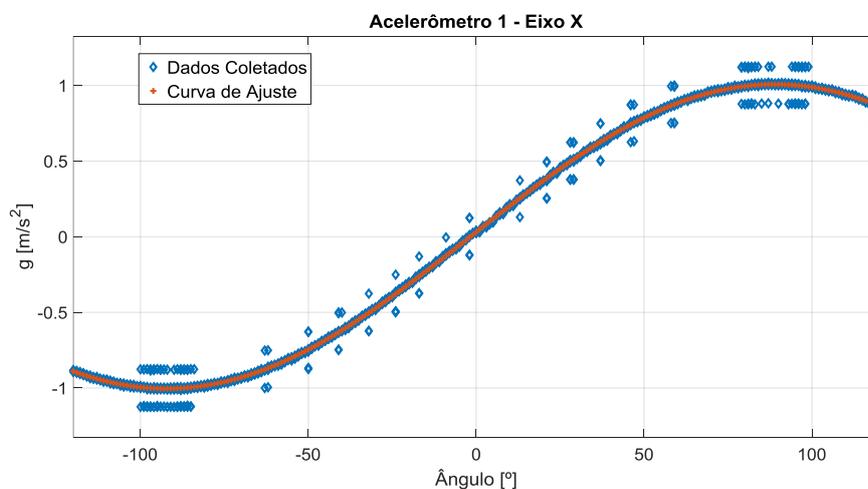
Neste capítulo todas as métricas obtidas dos dados experimentais são apresentadas e discutidas. Ressalta-se que esses dados são relativos ao deslocamento do sistema em relação ao sistema de referência global. A análise de assimetrias é feita separadamente às análises de rotação de cada eixo.

4.1 CALIBRAÇÃO DOS ACELERÔMETROS

Aplicando o método apresentado na Seção 3.3.1, obteve-se as funções de transferência experimentais dos três eixos sensíveis de cada módulo inercial utilizado neste trabalho. Como exemplo, a Figura 43 apresenta o resultado da calibração do eixo x do acelerômetro encapsulado no módulo 1. Conforme citado na Metodologia, esperava-se uma curva de característica sinusoidal, uma vez que o acelerômetro apresenta seus valores máximo e mínimo nos ângulos de 90° e -90° , respectivamente.

Como pode ser observado na Figura 43, de fato os valores extremos de $1g$ e $-1g$ (em ensaio estático), ocorrem nos ângulos de 90° e -90° . A curva de ajuste, utilizando a Equação (16), estabelece a característica sinusoidal da função. Garantindo um tempo de aquisição de 3s para cada ângulo no *range* de -120° a 120° com resolução de 1° , têm-se $240 \pm 6,43$ amostras por ângulo. Os dados espúrios perceptíveis na Figura 43, representam $12,22 \pm 1,96$ amostras por ângulo, possuindo estes um desvio médio de $0,121 \pm 0,038 g$ em relação à curva ajustada. Estes dados são exatamente os primeiros valores fornecidos pelo módulo cada vez que a comunicação serial é estabelecida.

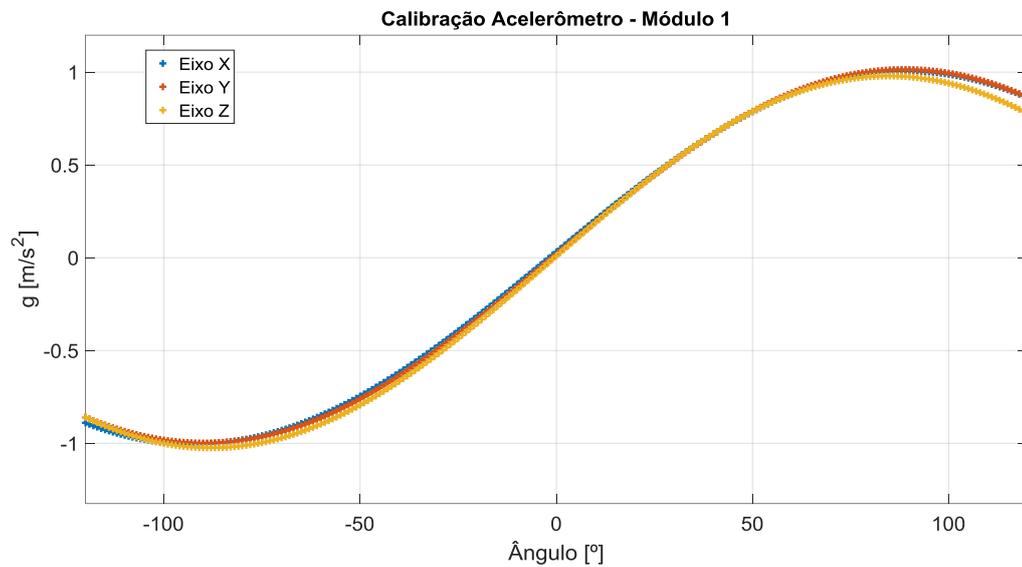
Figura 43 – Função de transferência experimental da calibração do eixo x do acelerômetro do módulo 1.



Fonte: Própria do autor.

A Figura 44 apresenta que as curvas ajustadas da calibração dos eixos x , y e z possuem a mesma característica sinusoidal considerando o mesmo *range* e resolução para todos os eixos. A partir de 90° observa-se um deslocamento maior do eixo z em relação aos demais, isso se dá devido a um possível deslocamento do módulo sobre o inclinômetro de referência durante a calibração. Porém, o desvio médio de $0,168 \pm 0,096 g$ torna esta diferença insignificante quando comparada ao *span* de $2g$ da curva.

Figura 44 – Função de transferência experimental ajustada da calibração dos eixos x , y e z do acelerômetro do módulo 1.



Fonte: Própria do autor.

As funções de transferência seguem o ajuste proposto na Equação (16), portanto os coeficientes a_0 , a_1 , b_1 e ω são calculados no momento em que a função *cftool()* é executada. Estes apresentam-se na Tabela 5 para cada eixo e módulo em análise. Na Tabela 5 também são apresentados os Coeficientes de Determinação (R^2) dos ajustes de cada curva e, por último, os Erros de Conformidade ($EC_{\%}$) das curvas ajustadas. Segundo Balbinot & Brusamarello (2010), esta última métrica é definida na Equação (34):

$$EC_{\%} = 100 \frac{Dif_{MAX}}{FE_s} \quad (34)$$

onde, Dif_{MAX} indica a maior diferença entre uma amostra e curva ajusta; e FE_s representa o fundo de escala de saída (neste caso é $\pm 16g$).

Tabela 5 – Coeficientes das funções de transferência experimental, coeficiente de determinação e erro de conformidade.

MÓDULO	a_0	a_1	b_1	ω	R^2	$EC_{\%}$	EIXO
1	0,00154	0,02915	1,005	0,01734	0,953	0,76	X
	0,00763	0,00933	1,006	0,01759	0,948	0,73	Y
	-0,0223	0,03129	1,001	0,0182	0,910	0,97	Z
2	0,04593	0,001991	0,9954	0,01737	0,951	0,75	X
	-0,0138	0,01504	0,9953	0,01738	0,954	0,81	Y
	0,07034	-0,00692	1,018	0,01736	0,948	0,76	Z
3	0,01946	0,01375	0,9943	0,01745	0,941	0,78	X
	-0,0132	-0,01487	0,9953	0,01746	0,953	0,78	Y
	-0,0507	-0,02083	1,003	0,01776	0,955	0,78	Z
4	0,01625	0,007678	0,9992	0,01738	0,967	0,77	X
	-0,0051	-0,01452	1,006	0,01745	0,949	0,78	Y
	-0,0651	-0,03294	1,012	0,0178	0,942	0,76	Z

Fonte: Própria do autor.

Analisando as Figuras 42 e 43, nota-se que a função de transferência experimental é caracterizada por uma função par, portanto, a Tabela 5 apresenta exatamente esta característica, uma vez que o coeficiente b_1 (coeficiente cossenoidal, função par) é muito maior que a_1 (coeficiente senoidal, função ímpar). Além disso, os *offsets* apresentados pelo coeficiente a_0 representam a soma dos efeitos de Efeito Coriolis e de posicionamento. O coeficiente ω , conforme apresentado na Seção 3.3.1, representa a constante de conversão de graus para radianos, devendo, portanto, tender a 0,0174533. Sendo que todos os R^2 apresentam valores acima de 0,9, observa-se que mais de 90% da variável dependente (aceleração da gravidade) consegue ser explicada pelo modelo ajustado. Por último, $EC_{\%}$ manteve-se abaixo de 0,8%, portanto o erro na medição devido a esta métrica estará sempre abaixo deste valor.

4.2 CORRELAÇÃO DOS SINAIS E SELEÇÃO PARA PROCESSAMENTO

Conforme apresentado em 3.4.4, para cada movimento de cada sujeito foi determinada a matriz de correlações apresentada na Equação (32). Baseando-se nesta matriz, obteve-se o par de sinais que melhor descrevem o movimento, ou seja, aqueles que, baseado no princípio da redundância, possuem a maior correlação normalizada. Portanto, a média entre estes dois sinais é utilizada para descrever o movimento.

As Tabelas 6 a 9 apresentam as correlações entre os sinais coletados para cada velocidade, condição e sujeito, levando em conta cada repetição do movimento (abreviado como “Rep.” nas Tabelas). As Tabelas 6 e 8 (movimento calçado e descalço, respectivamente) apresentam os coeficientes R_{nm} da matriz de correlações da Equação (32), os índices n e m

representam os índices dos módulos selecionados por possuírem maior correlação em relação aos outros coeficientes; portanto utiliza-se a média dos sinais destes módulos para a caracterização do movimento em cada célula.

As Tabelas 7 e 9 (movimento calçado e descalço, respectivamente) apresentam os valores dos coeficientes de correlação apresentados nas outras duas tabelas. Nota-se que na condição de ensaio calçado, 84,2% dos coeficientes possuem um valor superior a 0,8; ao passo que no ensaio descalço este valor cresce para 87,0%. Desta forma, comprova-se a redundância entre os módulos inerciais.

Tabela 6 – Coeficientes da matriz de correlações para o ensaio calçado.

COEFICIENTES MATRIZ DE CORRELAÇÕES											
ENSAIO CALÇADO											
EIXO	SUJEITO	S1		S2		S3		S4		S5	
GLOBAL	VELOCIDADE [km/h]	Rep. 1	Rep. 2								
X	2	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{14}
	4	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}
	6	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}
Y	2	R_{24}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}
	4	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}
	6	R_{24}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}
Z	2	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}
	4	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{23}	R_{23}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}
	6	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{23}	R_{23}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{14}
EIXO	SUJEITO	S6		S7		S8		S9			
GLOBAL	VELOCIDADE [km/h]	Rep. 1	Rep. 2								
X	2	R_{24}	R_{14}	R_{13}	R_{13}	R_{24}	R_{24}	R_{13}	R_{13}		
	4	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{13}	R_{13}		
	6	R_{14}	R_{14}	R_{13}	R_{13}	R_{24}	R_{24}	R_{13}	R_{13}		
Y	2	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}		
	4	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}		
	6	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}		
Z	2	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}		
	4	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}		
	6	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{13}	R_{14}	R_{14}	R_{14}		

Fonte: Própria do autor.

Tabela 7 – Valores dos coeficientes da matriz de correlações para o ensaio calçado.

VALORES DOS COEFICIENTES MATRIZ DE CORRELAÇÕES											
ENSAIO CALÇADO											
EIXO GLOBAL	SUJEITO VELOCIDADE [km/h]	S1		S2		S3		S4		S5	
		Rep. 1	Rep. 2								
X	2	0,94	0,89	0,94	0,96	0,97	0,95	0,91	0,91	0,60	0,56
	4	0,83	0,84	0,95	0,95	0,96	0,95	0,69	0,93	0,70	0,64
	6	0,86	0,89	0,92	0,96	0,92	0,93	0,87	0,90	0,66	0,76
Y	2	0,98	0,99	0,94	0,99	0,99	0,92	0,99	0,99	0,99	0,99
	4	0,97	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99
	6	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99
Z	2	0,87	0,92	0,87	0,85	0,88	0,87	0,96	0,97	0,95	0,94
	4	0,87	0,83	0,93	0,90	0,83	0,81	0,91	0,92	0,86	0,88
	6	0,90	0,87	0,94	0,91	0,78	0,81	0,93	0,93	0,90	0,84
EIXO GLOBAL	SUJEITO VELOCIDADE [km/h]	S6		S7		S8		S9			
		Rep. 1	Rep. 2								
X	2	0,80	0,82	0,80	0,76	0,87	0,88	0,95	0,96		
	4	0,83	0,87	0,72	0,72	0,81	0,79	0,94	0,90		
	6	0,86	0,88	0,59	0,60	0,82	0,85	0,89	0,92		
Y	2	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,98	0,99		
	4	0,98	0,99	0,99	0,98	0,99	0,99	0,99	0,98		
	6	0,99	0,97	0,99	0,99	0,98	0,99	0,95	0,99		
Z	2	0,92	0,94	0,80	0,78	0,95	0,85	0,97	0,97		
	4	0,86	0,81	0,85	0,83	0,90	0,86	0,92	0,86		
	6	0,91	0,86	0,80	0,80	0,78	0,80	0,89	0,90		

Fonte: Própria do autor.

Tabela 8 – Coeficientes da matriz de correlações para o ensaio descalço.

COEFICIENTES MATRIZ DE CORRELAÇÕES											
ENSAIO DESCALÇO											
EIXO	SUJEITO	S1		S2		S3		S4		S5	
GLOBAL	VELOCIDADE	Rep.	Rep.								
	[km/h]	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
X	2	R_{24}	R_{24}	R_{12}	R_{12}	R_{12}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}
	4	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{12}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}
	6	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}
Y	2	R_{24}	R_{24}								
	4	R_{24}	R_{24}								
	6	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}
Z	2	R_{14}	R_{14}	R_{34}	R_{34}	R_{34}	R_{34}	R_{34}	R_{34}	R_{34}	R_{14}
	4	R_{14}	R_{14}	R_{23}	R_{23}	R_{24}	R_{23}	R_{34}	R_{34}	R_{34}	R_{14}
	6	R_{14}	R_{14}	R_{23}	R_{23}	R_{23}	R_{14}	R_{34}	R_{34}	R_{14}	R_{14}
EIXO	SUJEITO	S6		S7		S8		S9			
GLOBAL	VELOCIDADE	Rep.	Rep.	Rep.	Rep.	Rep.	Rep.	Rep.	Rep.		
	[km/h]	1	2	1	2	1	2	1	2		
X	2	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{12}	R_{12}		
	4	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{34}	R_{34}		
	6	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{34}	R_{34}		
Y	2	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}		
	4	R_{14}	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}		
	6	R_{24}	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}		
Z	2	R_{34}	R_{34}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}		
	4	R_{34}	R_{34}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}		
	6	R_{24}	R_{24}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{14}	R_{24}	R_{24}		

Fonte: Própria do autor.

Tabela 9 – Valores dos coeficientes da matriz de correlações para o ensaio descalço.

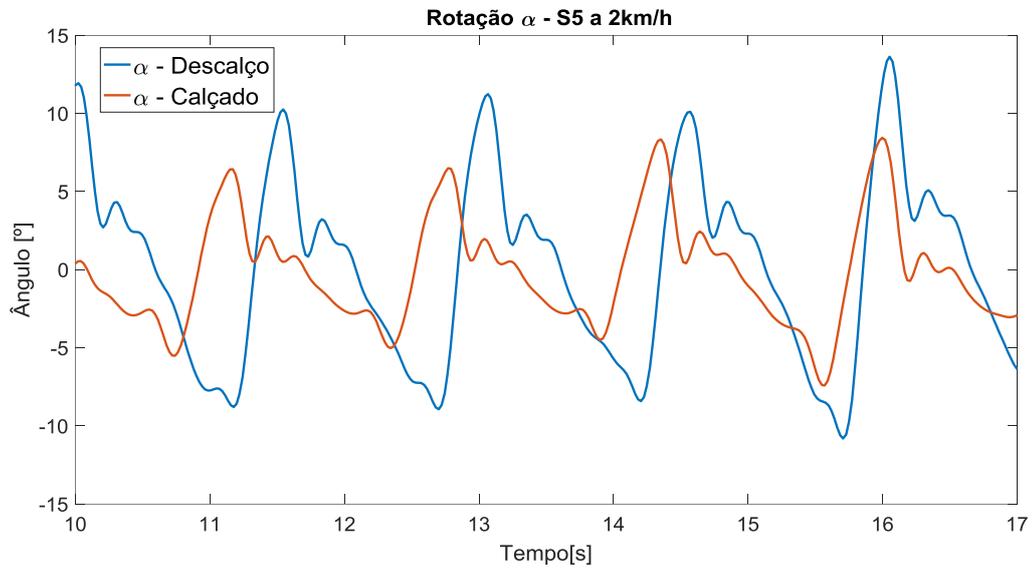
VALORES DOS COEFICIENTES MATRIZ DE CORRELAÇÕES												
ENSAIO DESCALÇO												
EIXO	SUJEITO	S1		S2		S3		S4		S5		
GLOBAL	VELOCIDADE	Rep.	Rep.									
	[km/h]	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	
X	2	0,93	0,88	0,97	0,97	0,94	0,97	0,93	0,90	0,85	0,87	
	4	0,90	0,92	0,97	0,97	0,96	0,96	0,89	0,92	0,84	0,87	
	6	0,90	0,93	0,96	0,97	0,95	0,96	0,80	0,85	0,91	0,91	
	Y	2	0,98	0,97	0,96	0,96	0,98	0,99	0,98	0,99	0,97	0,98
		4	0,98	0,97	0,98	0,98	0,99	0,99	0,99	0,99	0,97	0,99
		6	0,99	0,99	0,97	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98
	Z	2	0,89	0,95	0,91	0,88	0,89	0,92	0,84	0,81	0,94	0,87
		4	0,95	0,96	0,73	0,72	0,98	0,88	0,75	0,66	0,86	0,88
		6	0,96	0,92	0,74	0,77	0,90	0,89	0,81	0,82	0,92	0,93
EIXO	SUJEITO	S6		S7		S8		S9				
GLOBAL	VELOCIDADE	Rep.	Rep.	Rep.	Rep.	Rep.	Rep.	Rep.	Rep.			
	[km/h]	1	2	1	2	1	2	1	2			
X	2	0,87	0,87	0,64	0,62	0,91	0,92	0,82	0,82			
	4	0,91	0,94	0,75	0,69	0,96	0,98	0,89	0,84			
	6	0,76	0,82	0,84	0,86	0,91	0,97	0,85	0,83			
Y	2	0,98	0,97	0,98	0,98	0,98	0,96	0,99	0,99			
	4	0,97	0,99	0,98	0,99	0,99	0,98	0,99	0,99			
	6	0,97	0,97	0,98	0,98	0,98	0,98	0,99	0,99			
Z	2	0,75	0,80	0,98	0,97	0,80	0,83	0,65	0,75			
	4	0,66	0,58	0,91	0,95	0,84	0,84	0,92	0,86			
	6	0,55	0,67	0,95	0,95	0,87	0,79	0,92	0,89			

Fonte: Própria do autor.

4.3 ROTAÇÃO EM TORNO DO EIXO GLOBAL X (α)

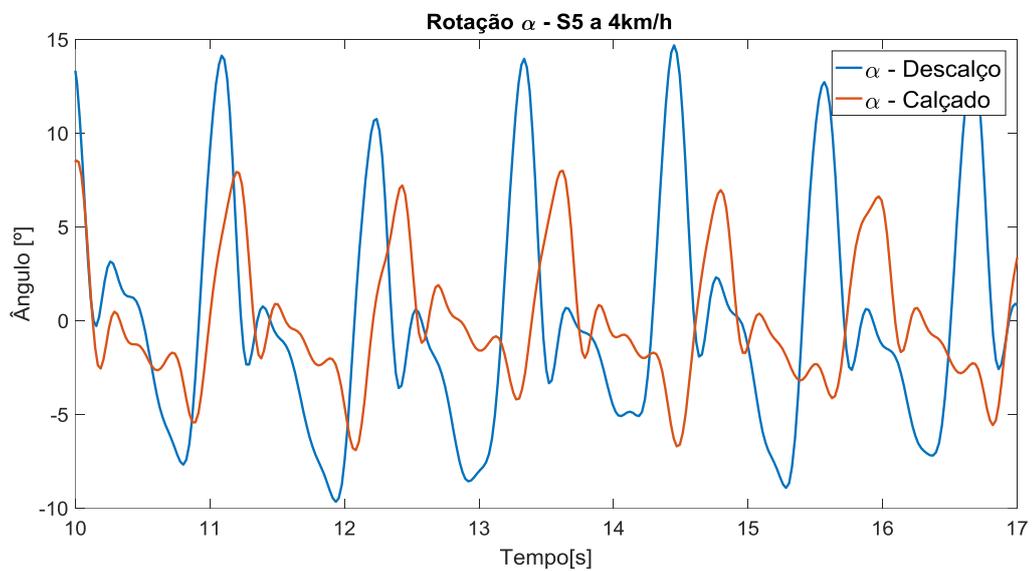
A partir dos dados coletados e processados, as Figuras 45, 46 e 47 apresentam as comparações dos ensaios calçado e descalço para as velocidades de 2km/h, 4km/h e 6km/h. Para o processamento foram utilizadas janelas deslizantes de 15s; porém, para a representação gráfica, foram utilizadas janelas de *range* menor, utilizando-se os dados do Sujeito S5 como referência. A defasagem entre os sinais é justificada pela diferença do movimento para a mesma janela em ensaios de condições diferentes. As análises destas imagens seguem no texto logo após a apresentação das mesmas.

Figura 45 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação α a 2 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S5 como referência de movimento.



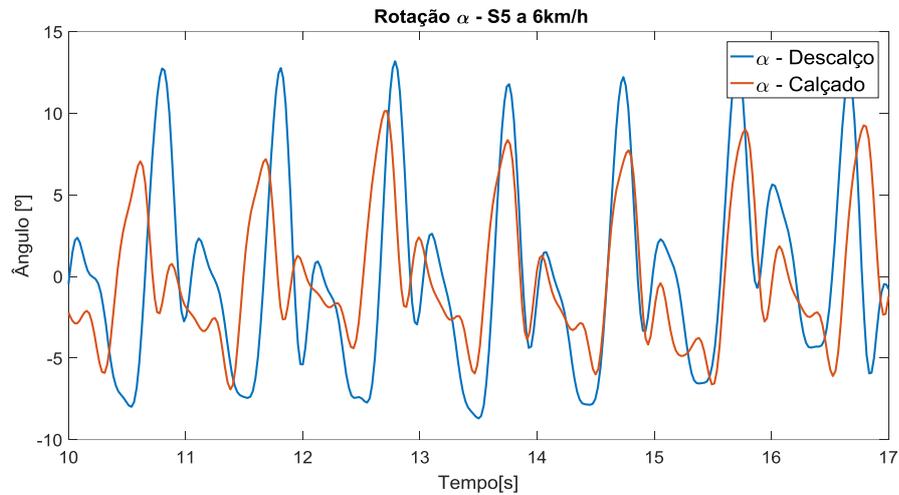
Fonte: Própria do autor.

Figura 46 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação α a 4 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S5 como referência de movimento.



Fonte: Própria do autor.

Figura 47 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação α a 6 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S5 como referência de movimento.



Fonte: Própria do autor.

Para a avaliação dos dados adquiridos, a Tabela 10 apresenta os valores p de probabilidade gerados pelo Projeto de Experimentos em Bloco Aleatorizado, assumindo uma Distribuição de Fisher com intervalo de confiança de 95% bilateral ($\alpha = 0,025$) para os testes de hipóteses. Considerando os Fatores Controláveis como Sujeito (Fator Controlável A), Velocidade (Fator Controlável B) e Condição (Fator Controlável C), se estes possuírem $p > 0,025$, a hipótese nula ($H_0: \mu_0 = \mu$) é verdadeira, portanto a variável de resposta não é dependente do Fator Controlável; por outro lado, se $p < 0,025$, a hipótese alternativa ($H_1: \mu_0 \neq \mu$) é verdadeira e a nula é descartada, o que significa que a variável de resposta é dependente do Fator Controlável. As análises estatísticas foram realizadas no Minitab17®.

Tabela 10 – Valores p do Projeto de Experimentos em Bloco Aleatorizado elaborado para a análise de dependência entre as métricas e os Fatores Controláveis para a rotação em torno do eixo X global.

ROTAÇÃO DO EIXO X								
MÉTRIC	p	FATORE	MÉTRIC	p	FATORE	MÉTRIC	p	FATORE
A		S	A		S	A		S
ACI_α	0,000	A	ACF_α	0,000	A	A_{MAX}	0,000	A
	0,000	B		0,000	B		0,000	B
	0,004	C		0,189	C		0,000	C
AD_α	0,000	A	AA_α	0,000	A	A_{MIN}	0,000	A
	0,000	B		0,220	B		0,000	B
	0,000	C		0,000	C		0,000	C
AR_α	0,000	A	AB_α	0,000	A	ΔA	0,000	A
	0,000	B		0,000	B		0,000	B
	0,000	C		0,000	C		0,000	C

Fonte: Própria do autor.

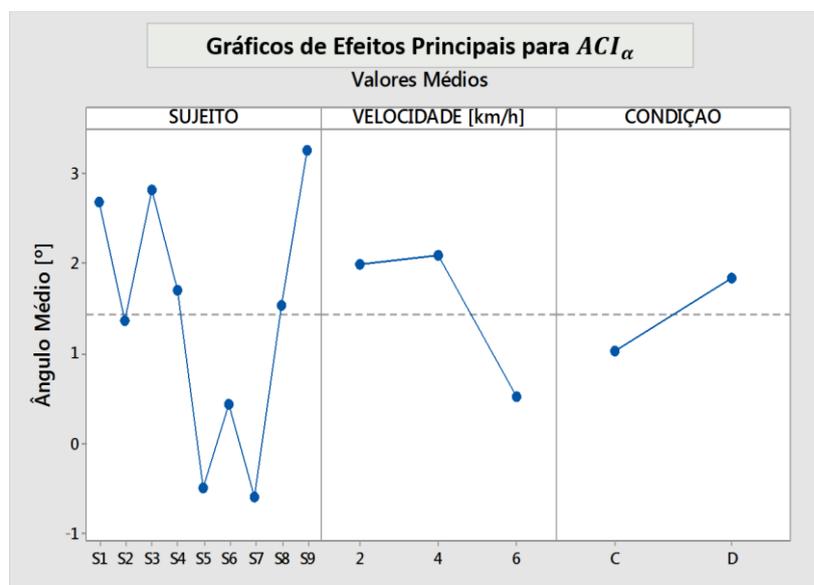
Os valores em negrito da Tabela 10 indicam que a métrica ACF_{α} não depende do Fator Controlável C (Condição) e AA_{α} não depende de B (Velocidade). À exceção destas duas, todas as outras métricas dependem do Sujeito, Velocidade e Condição. Como o experimento é de Bloco Aleatorizado, não é possível analisar a interação entre os Fatores.

A Figura 48 apresenta os gráficos de efeitos principais para a métrica ACI_{α} . Considerando todos os Sujeitos do grupo de amostras, têm-se o valor médio de $1,46^{\circ}$ – por ser positivo, o contato inicial dos sujeitos é caracterizado, na média, como um movimento de eversão.

O Fator Velocidade é influente sobre o sistema, como os valores médios a 2 km/h e 4 km/h não cruzam a média, a diferença entre estes níveis não são significativos; ao passo que há uma diferença significativa entre os dois primeiros níveis e 6 km/h. Analisando os valores médios entre estes 3 níveis, têm-se uma atenuação de 25,9% entre os níveis de 2 e 6km/h; e uma atenuação de 24,4% entre os níveis de 4 e 6 km/h, demonstrando a tendência ao movimento de inversão conforme há o acréscimo de velocidade.

Ainda na Figura 48, as condições de ensaio calçado (C) e descalço (D) são influentes sobre a variável de resposta, tal como apresentado na Tabela 10. Obteve-se uma elevação do valor médio de $1,02^{\circ}$ para $1,86^{\circ}$ entre as duas condições. Apesar da diferença de 45,16% entre as médias, não é possível concluir qual o real efeito do calçado sobre esta métrica devido à magnitude da média da mesma (na ordem de 1°).

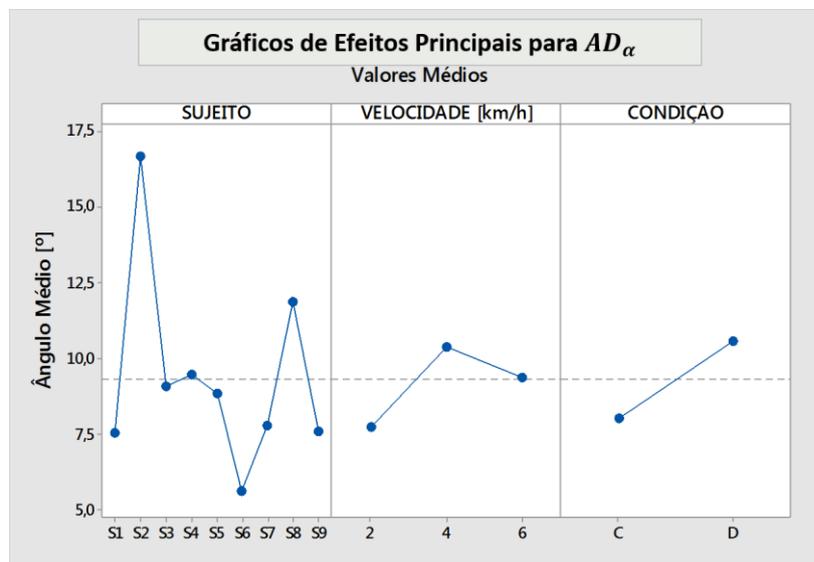
Figura 48 – Gráficos de efeitos principais para ACI_{α} .



Fonte: Própria do autor.

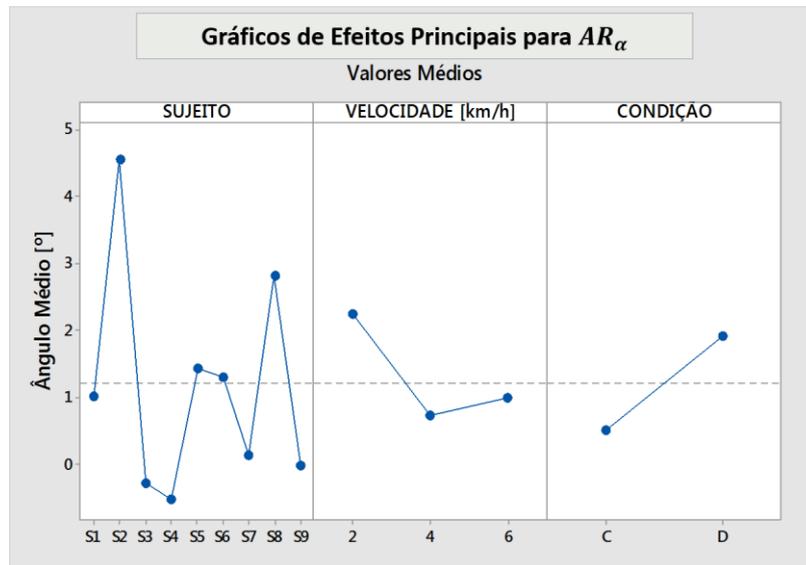
No momento da desaceleração, representada pela métrica AD_{α} na Figura 49, têm-se uma elevação do valor médio de $1,4^{\circ}$ para $9,3^{\circ}$ em relação ao ângulo de contato inicial, o que significa que, na média, os voluntários exerceram um movimento de inversão para iniciar a estabilização do pé sobre a superfície. Neste caso, as relações entre as velocidades de 2 e 4km/h e de 2 e 6km/h possuem diferenças significativas – porém o aumento na velocidade faz o valor seu valor tender à média global. O ensaio calçado possui um valor médio de $8,0^{\circ}$, ao passo que o descalço possui um valor médio de $10,5^{\circ}$, o que sugere que os calçados utilizados pelos voluntários tendem a forçar o movimento de eversão em relação à macha descalça.

Figura 49 – Gráficos de efeitos principais para AD_{α} .



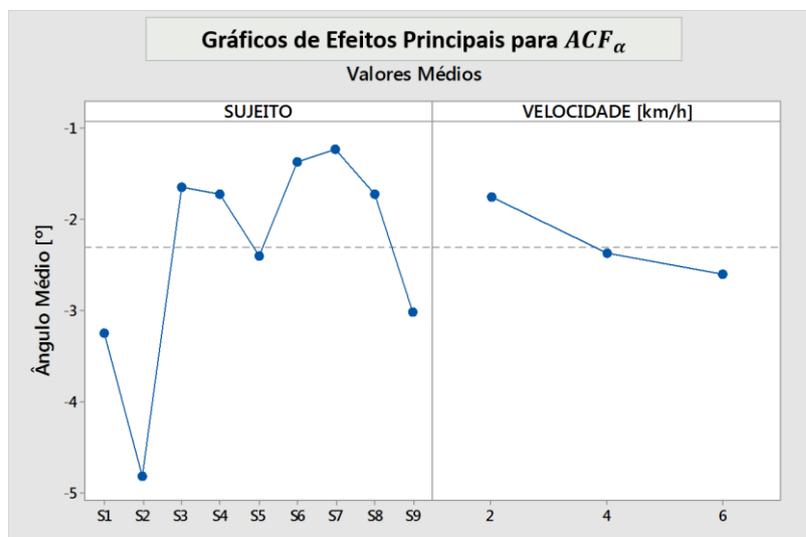
Fonte: Própria do autor.

Já no período de duplo apoio, representado pelo Ângulo em Repouso (AR_{α}), apresentado na Figura 50, a média cai para $1,3^{\circ}$; fazendo com que o carregamento das forças de reação do solo tenda a ser distribuído por toda a superfície plantar do pé. Da mesma maneira que a métrica anterior, as relações entre as velocidades de 2 e 4km/h e de 2 e 6km/h possuem diferenças significativas – o aumento na velocidade faz o valor seu valor tender à média global. Nesta métrica, o calçado também tende a forçar o movimento de eversão sobre o segmento, entretanto, a magnitude média varia de $0,5^{\circ}$ para $1,9^{\circ}$ entre os ensaios, esta ordem de grandeza de 1° dificulta a análise sobre o real efeito do calçado.

Figura 50 – Gráficos de efeitos principais para AR_{α} .

Fonte: Própria do autor.

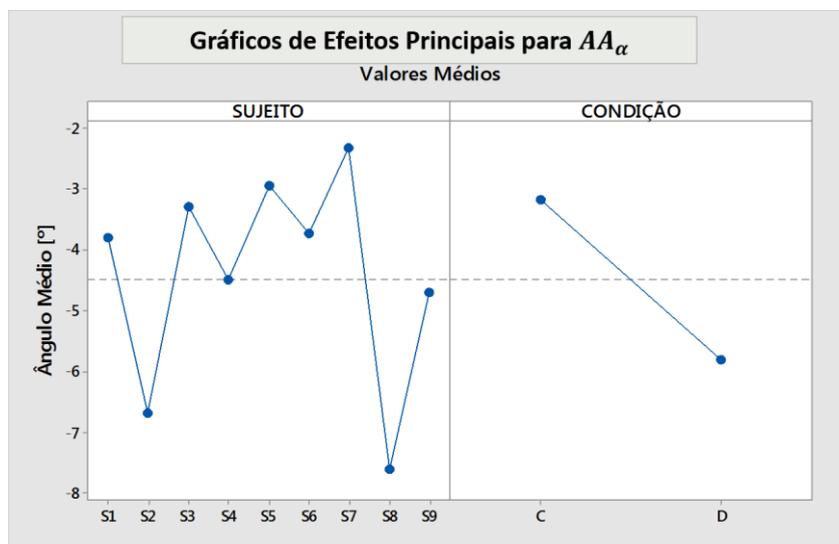
Conforme a Tabela 10, o Fator Condição não é significativo sobre a métrica ACF_{α} , ou seja, o ângulo de contato final independe de o sujeito estar calçado ou não. A Figura 51 apresenta que o valor médio desta métrica é $-2,3^{\circ}$, o que significa que imediatamente antes de deixar o solo, o sujeito realiza o movimento de eversão para exercer a aceleração do movimento sobre o primeiro dedo do pé (Hálux). A elevação da velocidade apresenta uma relação direta de crescimento (em módulo) do ângulo de eversão no momento de contato final. Esta maior deflexão angular indica que o aumento da velocidade implica na necessidade de maior rotação interna do pé, garantindo maior propulsão e equilíbrio no instante de aceleração.

Figura 51 – Gráficos de efeitos principais para ACF_{α} .

Fonte: Própria do autor.

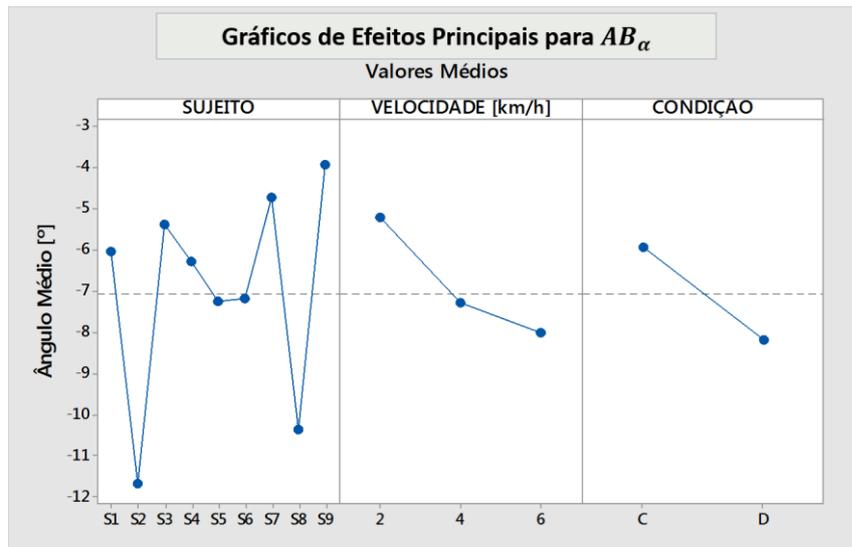
No momento de pico de aceleração, ou seja, no instante em que o segmento é levado ao máximo no sentido inverso à direção da marcha, têm-se o movimento de eversão com o valor médio de $-4,5^\circ$, tal como apresentado na Figura 52 pela métrica AA_α . A Tabela 10 apresenta que esta métrica independe da velocidade do sujeito. Junto a isso, AA_α depende da condição do ensaio, apresentando uma inversão média de $-3,2^\circ$ no ensaio calçado e de $-5,8^\circ$ no ensaio descalço – sugerindo que, quando calçados, os sujeitos tendem a realizar uma inversão do segmento em relação ao movimento descalço. A Figura 52 apresenta os valores médios desta métrica para os Fatores Controláveis significativos.

Figura 52 – Gráficos de efeitos principais para AA_α .



Fonte: Própria do autor.

A métrica AB_α apresenta o valor máximo da rotação em relação a \mathbf{X} quando a perna em análise está em balanço. A Figura 53 apresenta que o valor médio desta rotação é de $-7,0^\circ$, caracterizando o movimento de inversão. A dependência com a velocidade sugere uma relação direta entre o acréscimo deste Fator com a amplitude do movimento de inversão, o valor médio cresce, em módulo, de $-5,2^\circ$ para $-8,0^\circ$ entre o primeiro e terceiro nível de velocidade. Além disso, tal como AA_α , a utilização de um calçado tende a forçar um movimento de inversão em relação ao ensaio descalço, atenuando o valor médio de $-8,1^\circ$ para $-5,9^\circ$.

Figura 53 – Gráficos de efeitos principais para AB_{α} .

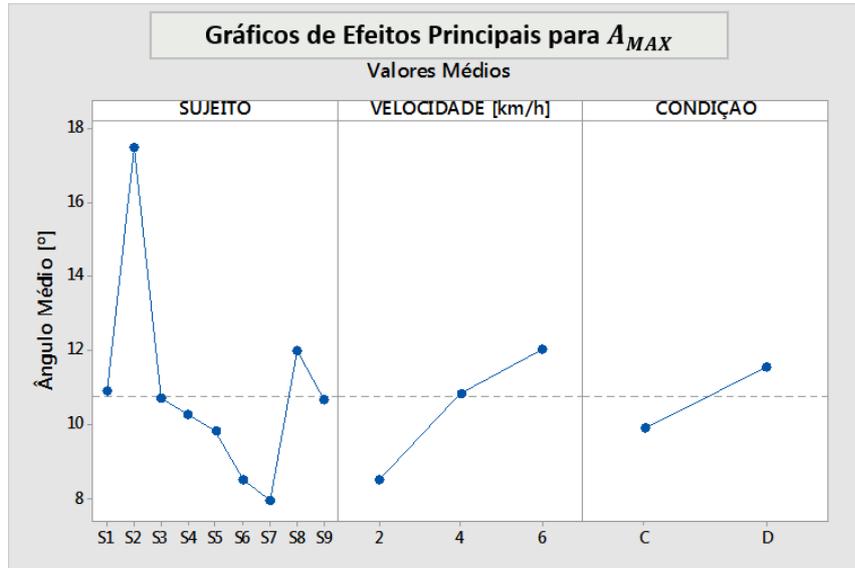
Fonte: Própria do autor.

Analisando as curvas apresentadas nas Figuras 45, 46 e 47, vê-se que a amplitude do movimento se eleva conforme há o aumento da velocidade, assim como, o ensaio descalço atinge valores maiores do que o ensaio calçado. As Figuras 54, 55 e 56 apresentam os valores médios das Amplitudes Máximas (A_{MAX}), Amplitudes Mínimas (A_{MIN}) e o *span* médio do movimento (ΔA), respectivamente.

O movimento em torno do eixo **X**, possui uma A_{MAX} média de $10,7^\circ$, ou seja, este é o valor de pico médio para o movimento de inversão. O movimento de eversão, caracterizado por A_{MIN} , possui um valor médio de $-8,0^\circ$. Em módulo, tanto A_{MAX} quanto A_{MIN} elevam seus valores médios com o acréscimo de velocidade. A_{MAX} atinge o valor de $8,5^\circ$ a 2km/h e $12,0^\circ$ a 6km/h , ao passo que A_{MIN} atinge $-6,9^\circ$ e $-8,8^\circ$ nestes mesmos níveis de velocidade. Em ambos os casos o valor médio fica próximo à média global à 4km/h .

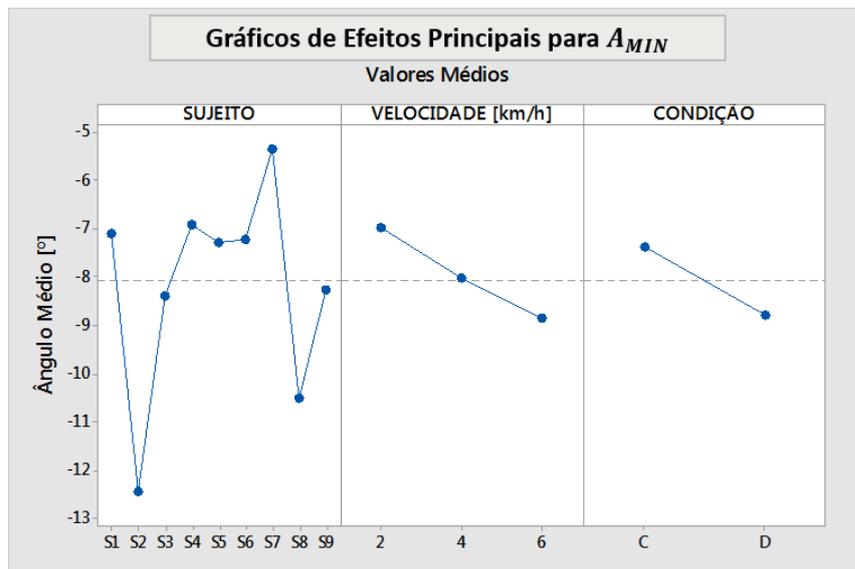
De mesma maneira, a Figura 56 apresenta que o *span* (ΔA) apresenta um valor médio de $18,8^\circ$, tendo seu valor médio diretamente dependente com o aumento da velocidade, atingindo o valor médio de $20,8^\circ$ a 6km/h . As Figuras 54, 55 e 56 demonstram a atenuação da amplitude do movimento de rotação durante o ensaio calçado, demonstrando sua influência sobre o movimento no sentido de limitá-lo, ou seja, o uso de calçado atenua os esforços sobre o segmento.

Figura 54 – Gráficos de efeitos principais para A_{MAX} , para o giro em torno do eixo global X.



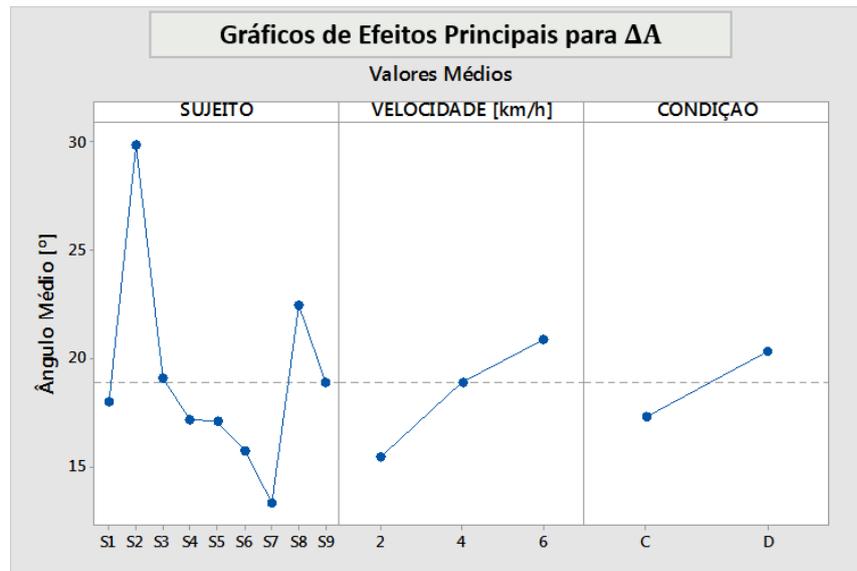
Fonte: Própria do autor.

Figura 55 – Gráficos de efeitos principais para A_{MIN} , para o giro em torno do eixo global X.



Fonte: Própria do autor.

Figura 56 – Gráficos de efeitos principais para ΔA (*span*), para o giro em torno do eixo global X.

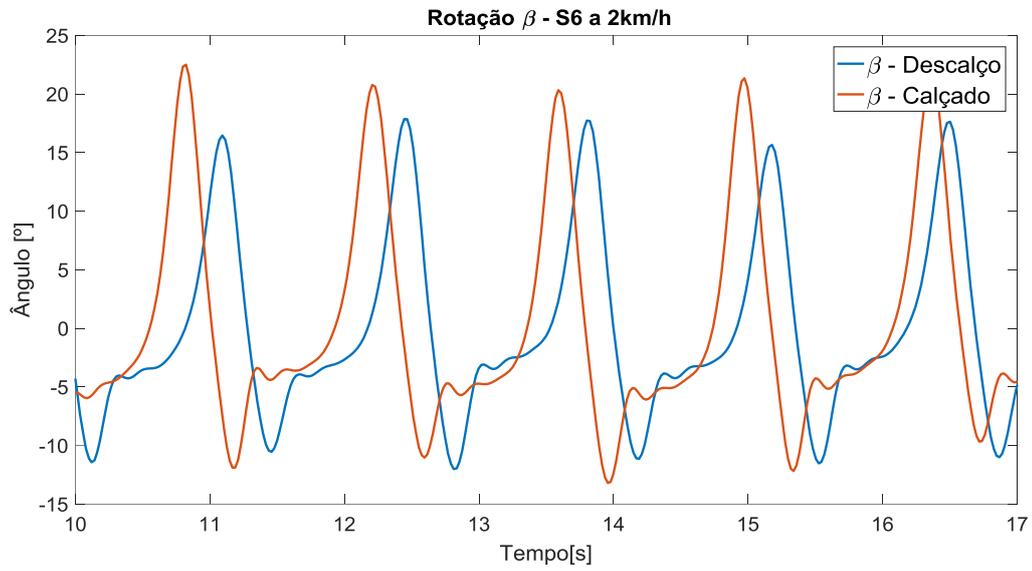


Fonte: Própria do autor.

4.4 ROTAÇÃO EM TORNO DO EIXO GLOBAL Y (β)

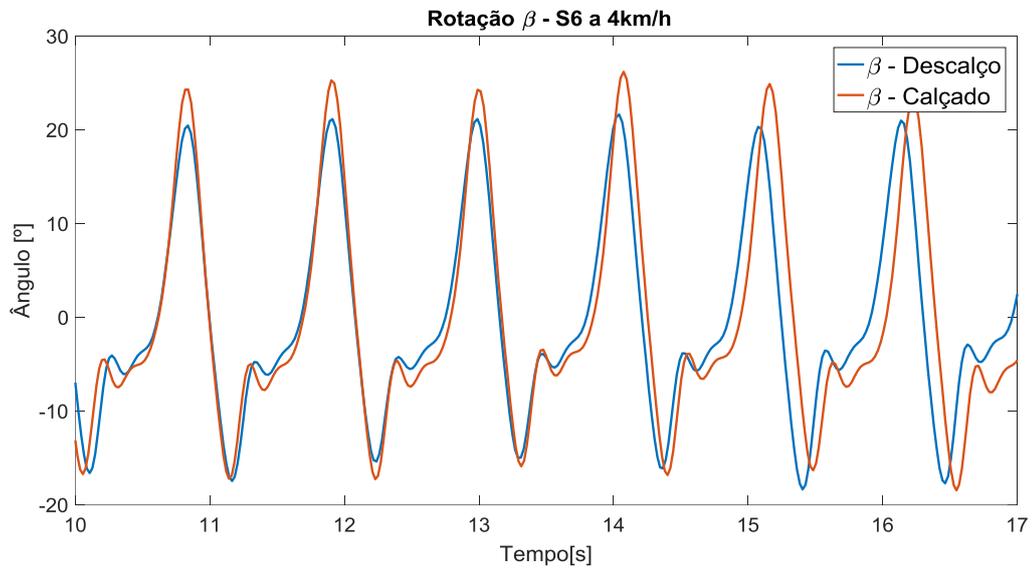
De forma similar à Seção 4.3, as Figuras 57, 58 e 59 apresentam as comparações dos ensaios calçado e descalço para as velocidades de 2km/h, 4km/h e 6km/h. Para o processamento foram utilizadas janelas deslizantes de 15s. Porém, para a representação gráfica, foram utilizadas janelas de *range* menor, utilizando-se os dados do Sujeito S6 como referência. A defasagem entre os sinais é justificada pela diferença do movimento para a mesma janela em ensaios de condições diferentes. Conforme apresentado no Capítulo 3, o movimento positivo de rotação de β caracteriza a flexão do segmento tornozelo-pé, enquanto que o movimento oposto caracteriza a dorsiflexão do segmento. As análises destas imagens seguem no texto logo após a apresentação das mesmas.

Figura 57 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação β a 2 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S6 como referência de movimento.



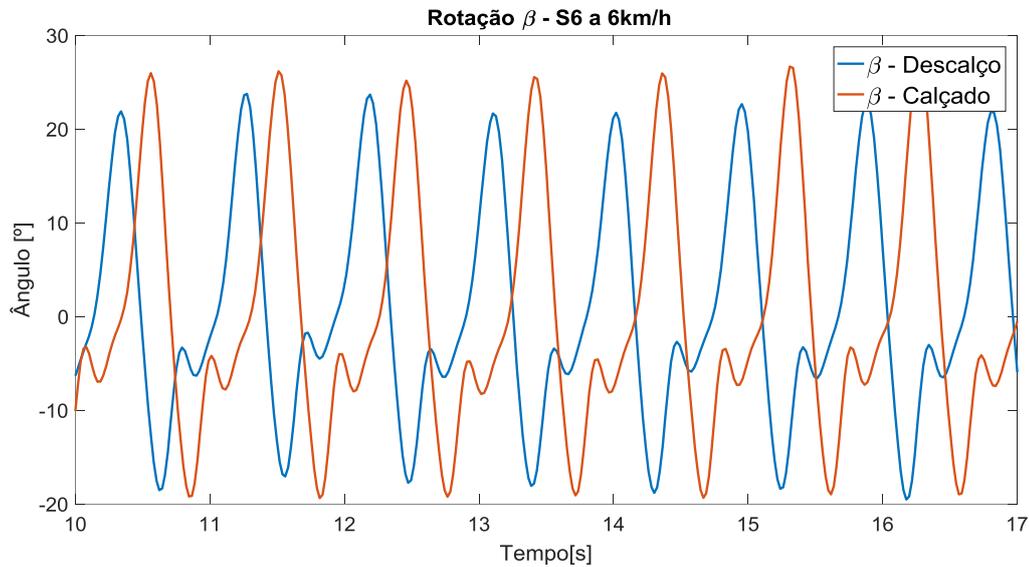
Fonte: Própria do autor.

Figura 58 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação β a 4 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S6 como referência de movimento.



Fonte: Própria do autor.

Figura 59 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação β a 6 km/h, tomando o Sujeito S6 como referência de movimento.



Fonte: Própria do autor.

Para a avaliação estatística dos dados adquiridos, a Tabela 11 apresenta os valores p de probabilidade gerados pelo Projeto de Experimentos em Bloco Aleatorizado, assumindo uma Distribuição de Fisher com intervalo de confiança de 95% bilateral ($\alpha = 0,025$) para os testes de hipóteses. Considerando os mesmos Fatores Controláveis do caso anterior, os dados foram processados em ambiente Minitab 17®. Os resultados em negrito na Tabela 11 representam que os Fatores em questão não são significativos em relação à métrica.

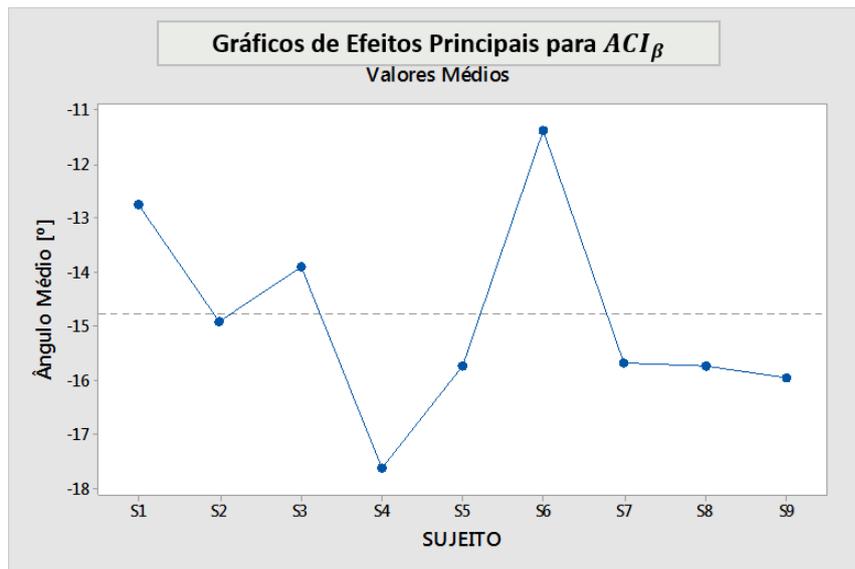
Tabela 11 – Valores p do Projeto de Experimentos em Bloco Aleatorizado montado para a análise de dependência entre as métricas e os Fatores Controláveis para a rotação em torno do eixo Y global.

ROTAÇÃO DO EIXO Y								
MÉTRIC	p	FATORE	MÉTRIC	p	FATORE	MÉTRIC	p	FATORE
A		S	A		S	A		S
ACI_{β}	0,000	A	ACF_{β}	0,000	A	A_{MAX}	0,000	A
	0,038	B		0,000	B		0,000	B
	0,128	C		0,000	C		0,000	C
AD_{β}	0,000	A	AA_{β}	0,000	A	A_{MIN}	0,000	A
	0,129	B		0,644	B		0,000	B
	0,477	C		0,000	C		0,000	C
AR_{β}	0,000	A	AB_{β}	0,000	A	ΔA	0,000	A
	0,000	B		0,000	B		0,000	B
	0,094	C		0,000	C		0,000	C

Fonte: Própria do autor.

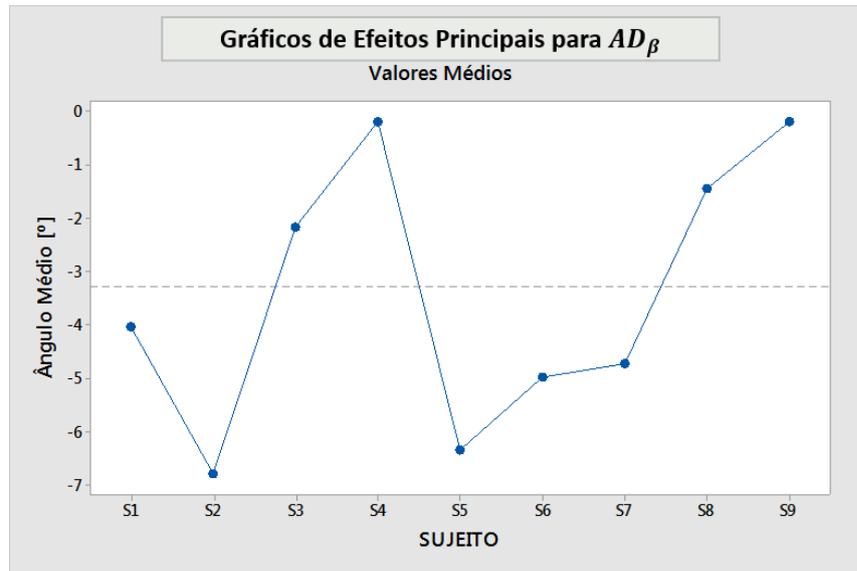
A Tabela 11 apresenta que o ângulo de contato inicial ACI_{β} depende somente do Sujeito. A Figura 60 apresenta que os voluntários tocam o solo com uma dorsiflexão média de $-14,7^{\circ}$. Movimento este já esperado, uma vez que o impacto inicial, em marchas de sujeitos saudáveis, se dá na região calcânea. O fato de não depender da velocidade e calçado, demonstra que a dorsiflexão de impacto inicial é dependente totalmente da estrutura musculoesquelética de cada sujeito.

Figura 60 – Gráficos de efeitos principais para ACI_{β} .



Fonte: Própria do autor.

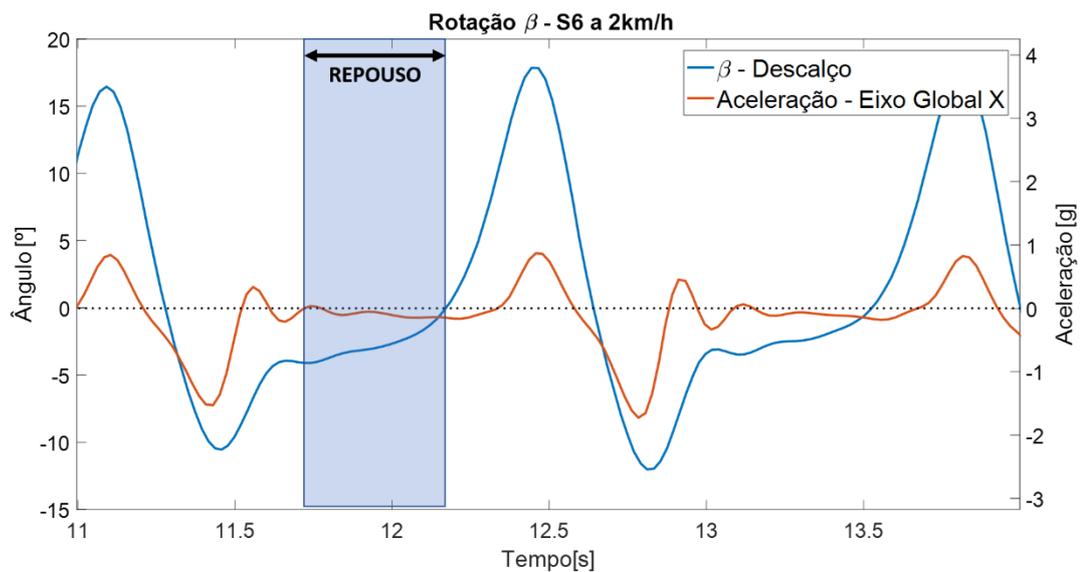
Na desaceleração, momento em que o pé começa a se estabilizar no solo para a fase de duplo apoio, AD_{β} apresenta ainda uma característica de dorsiflexão, porém agora com valor médio de $-3,2^{\circ}$, representando uma atenuação de 77,8% em relação ao ângulo de contato inicial. De maneira similar à métrica ACI_{β} , AD_{β} depende exclusivamente da estrutura musculoesquelética do sujeito. A Figura 61 apresenta a relação entre Sujeitos e o ângulo do segmento no instante da desaceleração.

Figura 61 – Gráficos de efeitos principais para AD_{β} .

Fonte: Própria do autor.

A Figura 62 mostra que no momento em que há o repouso do segmento sobre a esteira, ou seja, no momento em que a aceleração na direção do eixo global X é aproximadamente nula, o segmento apresenta uma derivada positiva. Este movimento de flexão do segmento se dá com as falanges em repouso na superfície, o que justifica a derivada positiva mesmo com a aceleração nula.

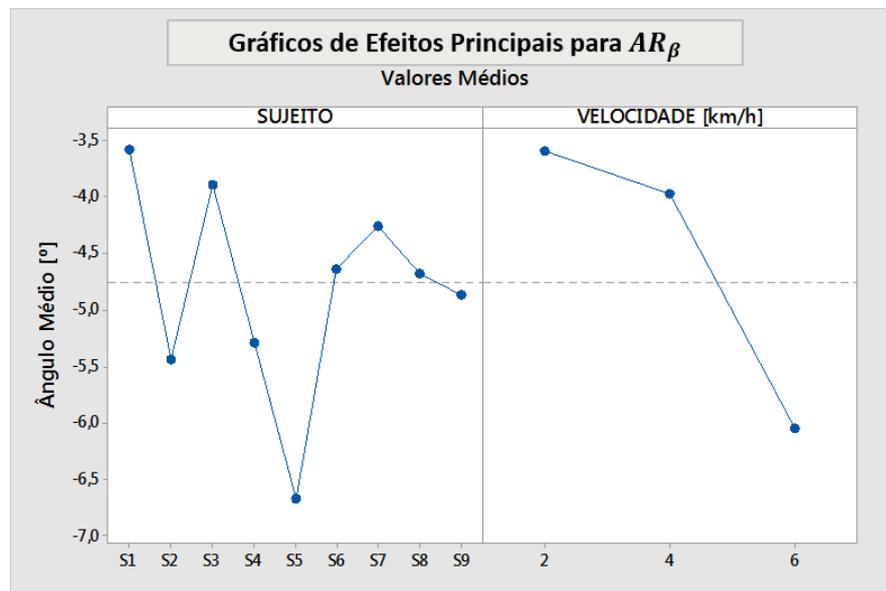
Figura 62 – Instante de repouso durante o movimento de flexão.



Fonte: Própria do autor.

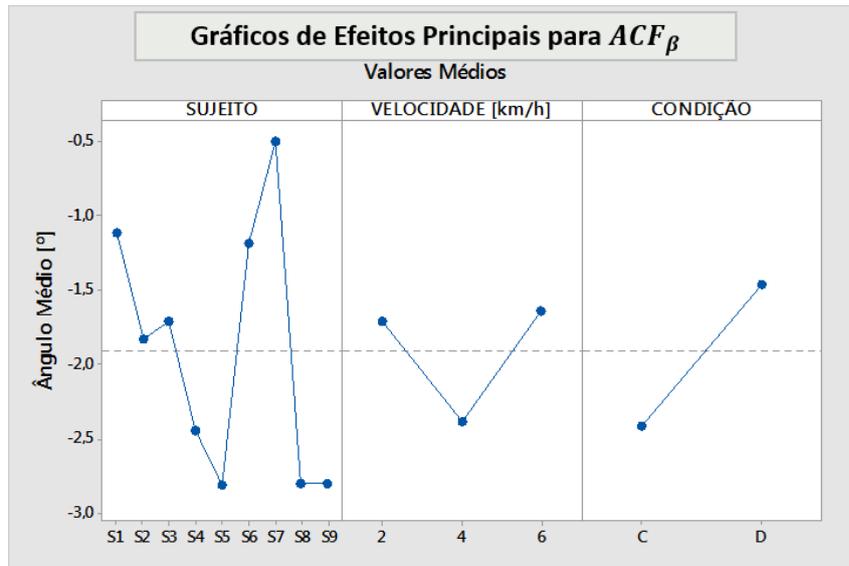
A métrica AR_{β} é apresentada na Figura 63. Apesar do valor médio negativo de $-4,7^{\circ}$, o que indica uma posição dorsiflexionada do segmento, a derivada positiva apresentada na Figura 62 representa que este movimento é de abertura, ou seja, no intervalo de repouso inicia-se a flexão do segmento. A dependência da velocidade é maior entre as velocidades de 2km/h e 4 km/h em relação ao terceiro nível, de 6km/h. No primeiro nível o valor médio é de $-3,5^{\circ}$; no segundo, $-3,9^{\circ}$; ao passo que no terceiro nível têm-se $-6,0^{\circ}$. Portanto, o incremento da velocidade obriga o sujeito a fazer um movimento de abertura em um menor espaço de tempo, justificando esta elevação do valor médio (em módulo).

Figura 63 – Gráficos de efeitos principais para AR_{β} .



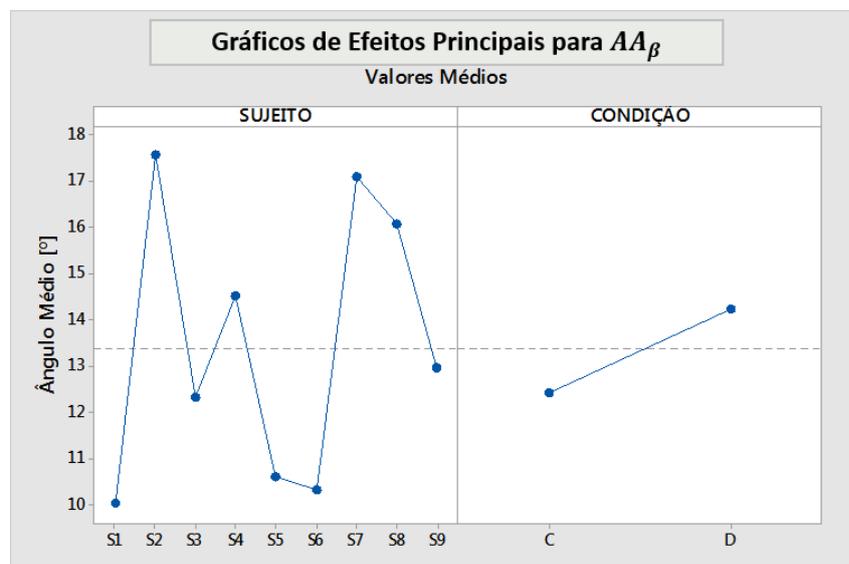
Fonte: Própria do autor.

No momento do contato final (Figura 64), representado pelo ângulo ACF_{β} , imediatamente antes do movimento de flexão para a aceleração, os voluntários apresentaram uma dorsiflexão média de $-1,9^{\circ}$. Observa-se que, apesar da diferença significativa entre os níveis de velocidade de 2km/h e 4km/h e entre 4km/h e 6km/h, o valor médio entre estes níveis fica próximo à média global da métrica. O mesmo vale para as condições de ensaio calçado e descalço, apesar do primeiro possuir um valor médio 64,3% maior que o segundo, esta diferença reside em apenas $0,9^{\circ}$, tornando a análise da influência do calçado impraticável.

Figura 64 – Gráficos de efeitos principais para ACF_{β} .

Fonte: Própria do autor.

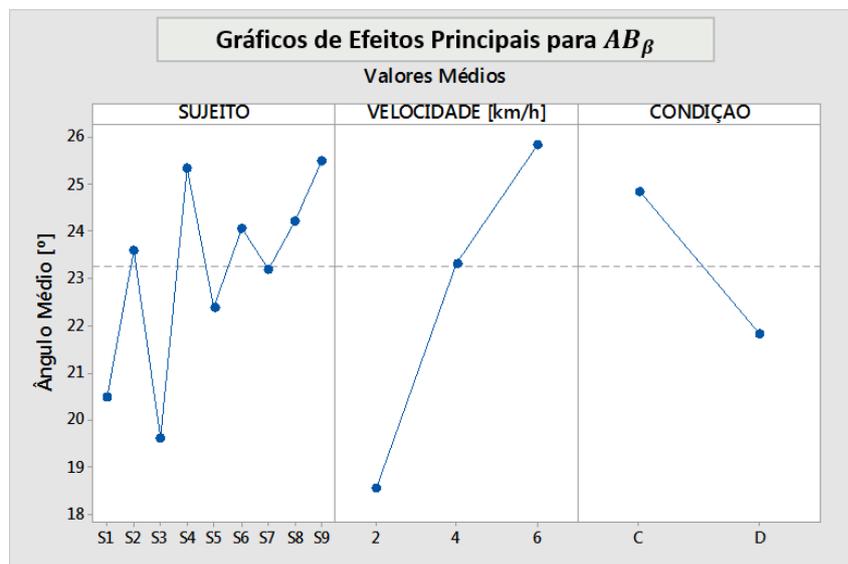
Conforme a Tabela 11, o ângulo de aceleração independe da velocidade, tal como apresentado na Figura 65. Conforme já apresentado, a aceleração se dá pela flexão movimento, retirando todo o segmento do solo. Esta flexão possui o valor médio de $13,3^{\circ}$ entre os sujeitos. A Figura 65 demonstra que o ensaio calçado limita o valor médio a $12,4^{\circ}$, enquanto que o ensaio descalço apresenta $14,2^{\circ}$ como valor médio. Portanto, uma vez que o ângulo de abertura no ensaio calçado é menor, o esforço musculoesquelético para a aceleração também é atenuado em relação à outra condição.

Figura 65 – Gráficos de efeitos principais para AA_{β} .

Fonte: Própria do autor.

No instante imediatamente anterior ao movimento pendular da perna na direção e sentido do deslocamento do corpo, o segmento exerce seu maior esforço de flexão, atingindo o valor médio de $23,26^\circ$ durante o balanço, como apresentado na Figura 66. A dependência da velocidade fica evidente na Figura 66. Na ordem crescente dos níveis de velocidade, os valores médios de AB_β são: $18,5^\circ$, $23,3^\circ$ e $25,8^\circ$; ou seja, um incremento de 39,3% entre o primeiro e último nível. Além disso, as condições de ensaio apontam maior liberdade ao movimento com a utilização do calçado, obtendo um valor médio de $24,8^\circ$, contra $21,8^\circ$ do ensaio descalço.

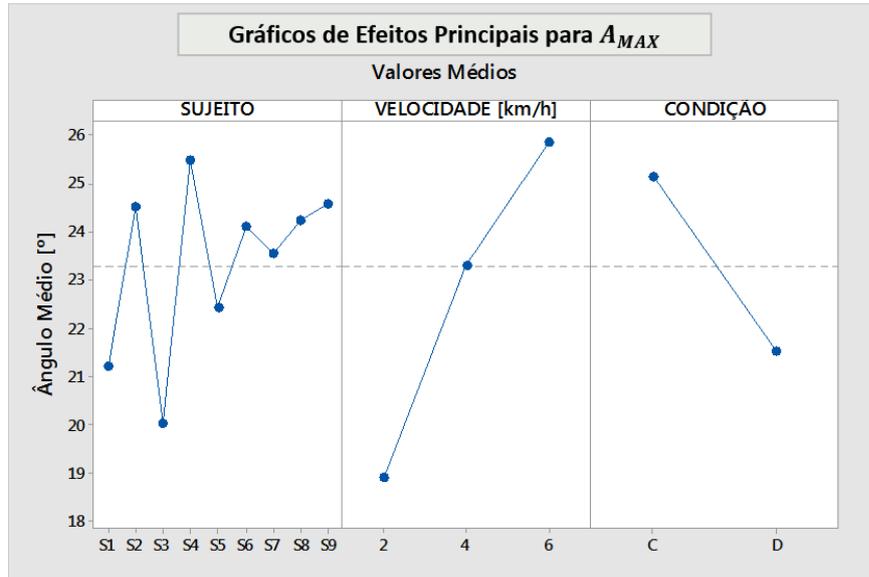
Figura 66 – Gráficos de efeitos principais para AB_β .



Fonte: Própria do autor.

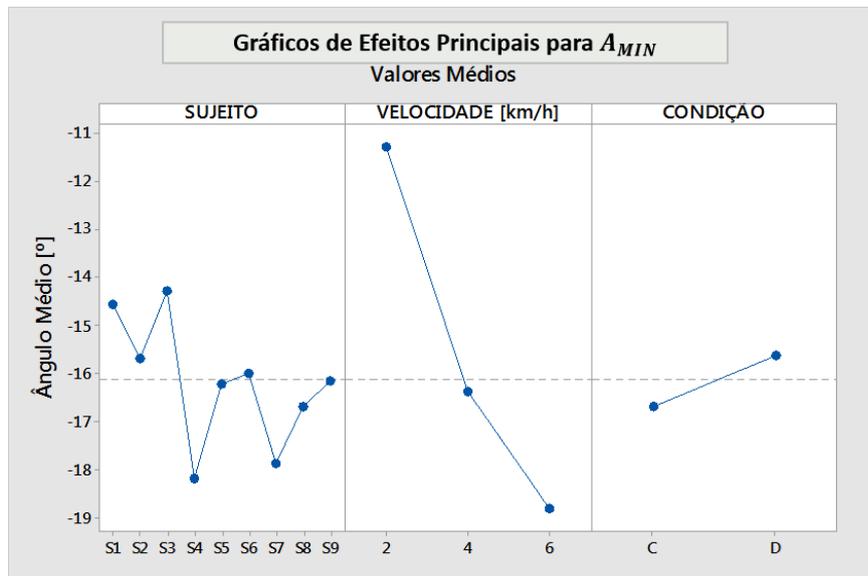
Como apresentado na Tabela 11, as métricas referentes ao *span* de rotação de β (A_{MAX} , A_{MIN} e ΔA) são dependentes dos três Fatores Controláveis do sistema. As Figuras 67, 68 e 69 apresentam os valores médios destas métricas.

Figura 67 – Gráficos de efeitos principais para A_{MAX} , para o giro em torno do eixo global Y.



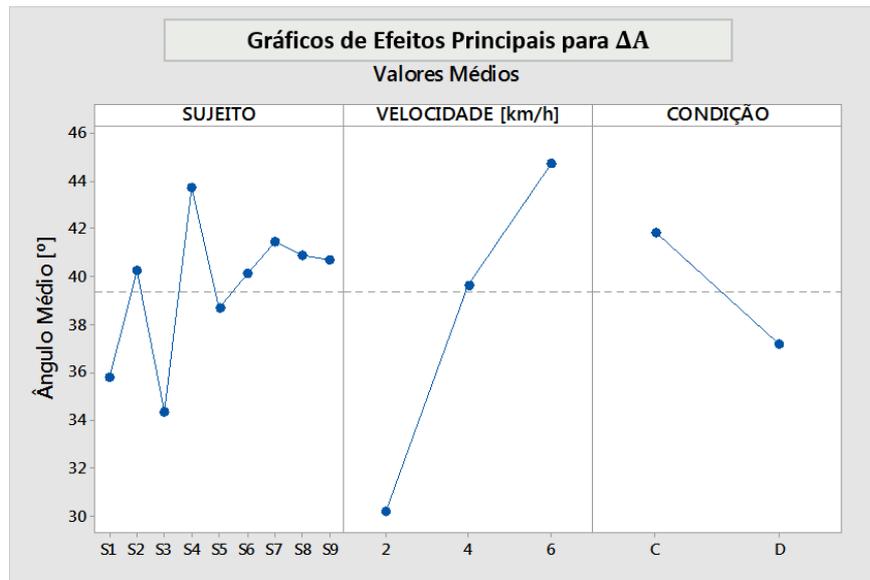
Fonte: Própria do autor.

Figura 68 – Gráficos de efeitos principais para A_{MIN} , para o giro em torno do eixo global Y.



Fonte: Própria do autor.

Figura 69 – Gráficos de efeitos principais para ΔA , para o giro em torno do eixo global Y .



Fonte: Própria do autor.

Analisando o valor de pico médio (Figura 67) do movimento de flexão (A_{MAX}) do segmento, observa-se que este possui $23,2^\circ$, mesmo valor da métrica AB_β ; confirmando, portanto, suas características. Os valores médios de velocidade e condição de ensaio são os mesmos citados anteriormente.

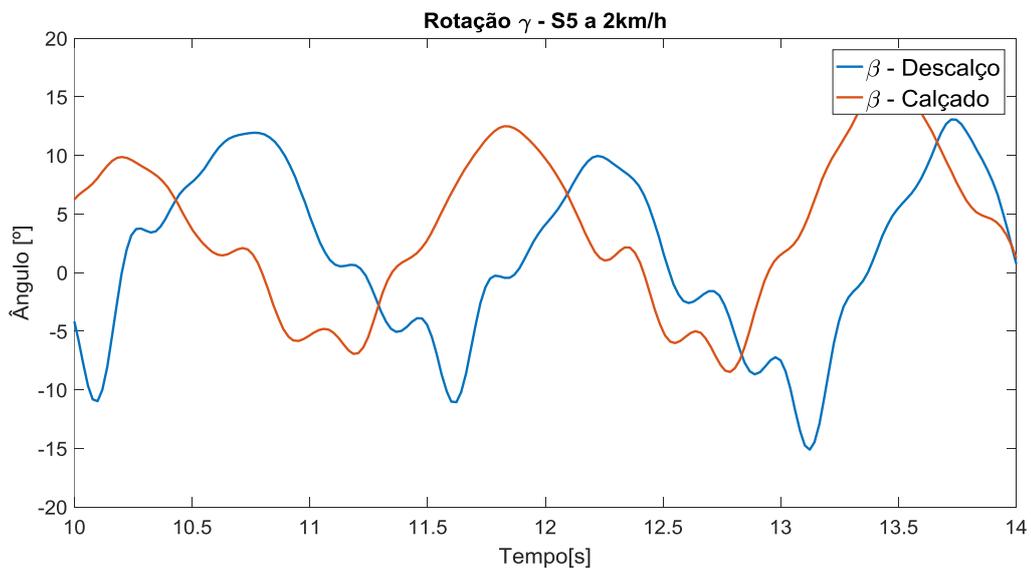
O valor mínimo (A_{MIN}), próximo àquele do instante de contato inicial (ACI_β), possui valor médio de $-16,1^\circ$; sendo este, portanto, a dorsiflexão média de pico do movimento. Apesar da similaridade ACI_β , nem sempre esta última métrica é coincidente com o valor mínimo da curva, o que pode ser notado pela não dependência da mesma com os Fatores Controláveis de velocidade e condição de ensaio. Junto a isso, o aumento da velocidade gera uma elevação (em módulo) do mínimo da função, levando o valor médio de $-11,2^\circ$ a 2km/h , à $-18,8^\circ$ a 6km/h . Este incremento se dá devido ao maior esforço da estrutura musculoesquelética para viabilizar o movimento em velocidades mais elevadas. O Fator de condição de ensaio indica que há uma maior liberdade de dorsiflexão quando há o uso de calçado, isso é justificado pelo fato do impacto inicial, quando este coincide com ACI_β , ser recebido pelo solado do calçado, cujas dimensões superam a região plantar do pé. Isso permite que o sujeito possa exercer esforços em regiões mais externas ao calcâneo; fato este que não pode acontecer no caso descalço, uma vez que causaria algum desequilíbrio. A Figura 68 apresenta estas características.

Como observado nas Figuras 57, 58 e 59, o *span* (ΔA) se eleva diretamente com o incremento de velocidade, variando de $30,1^\circ$ (2km/h) a $44,6^\circ$ (6km/h); possuindo uma média de $39,1^\circ$. Além disso, percebe-se que o ensaio calçado apresenta maior valores de amplitude em relação ao ensaio descalço, sendo a justificativa a liberdade de impacto já analisada. A Figura 69 caracteriza esta métrica.

4.5 ROTAÇÃO EM TORNO DO EIXO GLOBAL Z (γ)

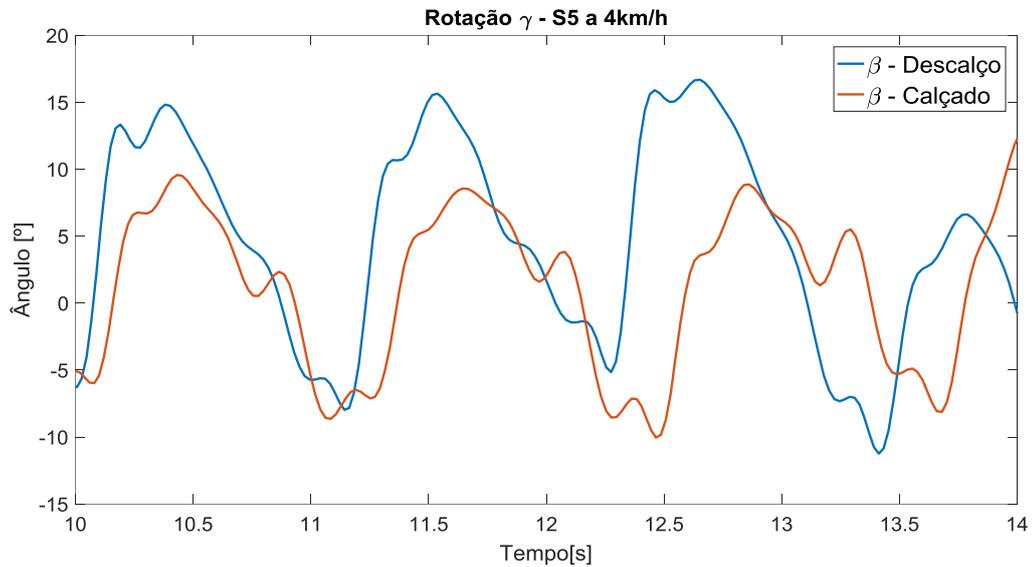
Utilizando o mesmo método de janelas deslizantes e *range* de representação gráfica aplicado às Seções 4.3 e 4.4, as Figuras 70, 71 e 72 apresentam as rotações do eixo global **Z** do Sujeito S6 para os níveis de velocidade de 2km/h, 4km/h, e 6km/h, respectivamente. Rotações de derivada positiva representam o movimento de abdução; no sentido oposto, adução. As análises destas imagens seguem no texto logo após a apresentação das mesmas.

Figura 70 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação γ a 2 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S5 como referência de movimento.



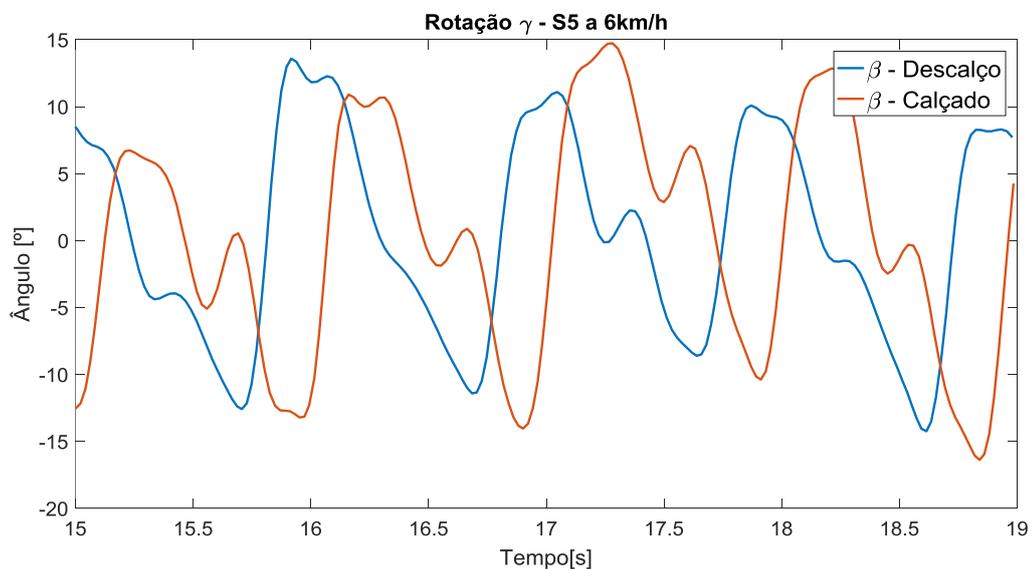
Fonte: Própria do autor.

Figura 71 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação γ a 4 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S6 como referência de movimento.



Fonte: Própria do autor.

Figura 72 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para a rotação γ a 6 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S6 como referência de movimento.



Fonte: Própria do autor.

Para a avaliação estatística dos dados coletados, a Tabela 12 apresenta os valores p de probabilidade gerados pelo Projeto de Experimentos em Bloco Aleatorizado, assumindo uma Distribuição de Fisher com intervalo de confiança de 95% bilateral ($\alpha = 0,025$) para os testes de hipóteses. Considerando os mesmos Fatores Controláveis do caso anterior, os dados foram

processados em ambiente Minitab 17®. Os resultados em negrito na Tabela 12 representam que os Fatores em questão não são significativos em relação à métrica avaliada.

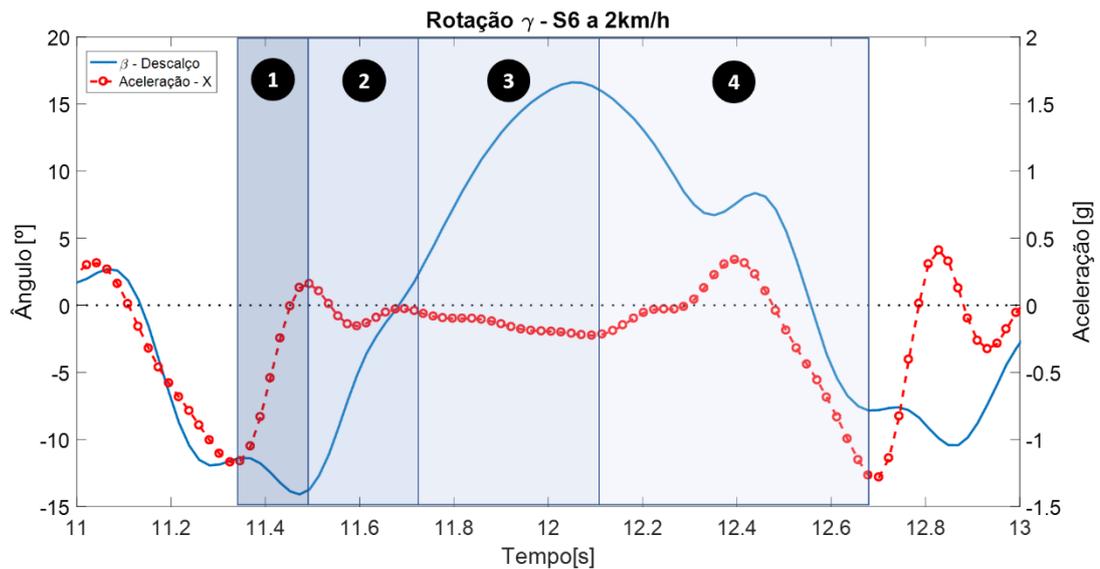
Tabela 12 – Valores p do Projeto de Experimentos em Bloco Aleatorizado montado para a análise de dependência entre as métricas e os Fatores Controláveis para a rotação em torno do eixo Z global.

ROTAÇÃO DO EIXO Z								
MÉTRIC	p	FATORE	MÉTRIC	p	FATORE	MÉTRIC	p	FATORE
A		S	A		S	A		S
ACI_γ	0,000	A	ACF_γ	0,000	A	A_{MAX}	0,000	A
	0,083	B		0,000	B		0,000	B
	0,001	C		0,004	C		0,000	C
AD_γ	0,000	A	AA_γ	0,000	A	A_{MIN}	0,000	A
	0,200	B		0,472	B		0,185	B
	0,549	C		0,000	C		0,000	C
AR_γ	0,000	A	AB_γ	0,274	A	ΔA	0,000	A
	0,000	B		0,000	B		0,040	B
	0,000	C		0,340	C		0,000	C

Fonte: Própria do autor.

Com o propósito de melhor compreender as métricas deste movimento, a Figura 73 apresenta os movimentos em quatro fases: (1) Impacto Inicial; (2) Resposta à Carga; (3) Pré-balanço; e (4) Balanço. A resposta do sensor (linha contínua) para o movimento em ensaio descalço a 2km/h é comparado à aceleração (linha tracejada com círculos) na direção X .

Figura 73 – Fases do movimento de adução e abdução durante um ciclo de marcha.

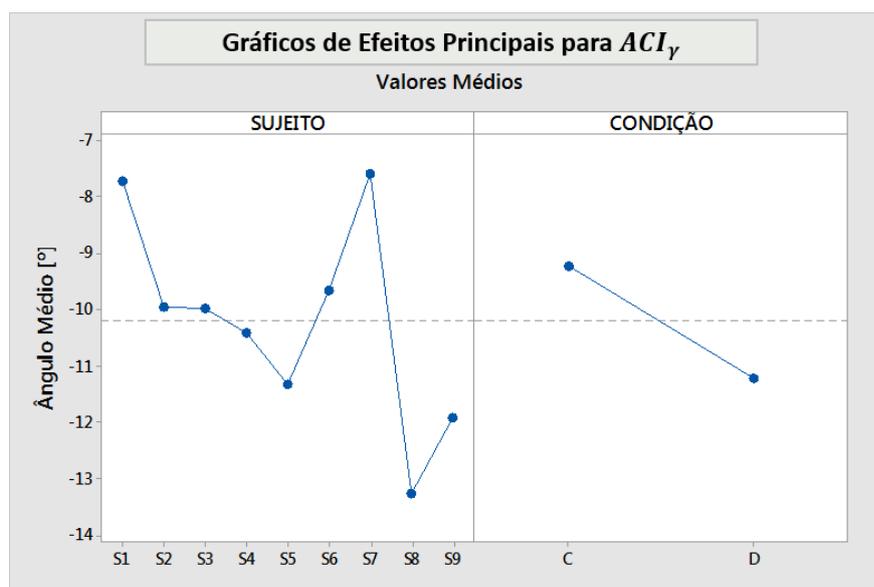


Fonte: Própria do autor.

Na fase (1), o segmento toca o solo com um ângulo abduzido, e o mesmo sofre uma abertura até o instante de pico de desaceleração, finalizando esta fase. A partir do pico de desaceleração, inicia-se a fase (2): onde o movimento passa a ter uma derivada positiva, ou seja, o segmento introduz o movimento de adução. Portanto o segmento passa a ser estabilizado no solo a partir da adução do segmento, para então responder à carga. No momento que a aceleração em **X** passa a ter uma inclinação negativa, significa que a marcha está entrando na fase de pré-balanço (3), uma vez que a região calcânea começa a deixar o solo. Esta fase inteira possui o movimento de adução, o que significa que, na transição da resposta à carga para o período em balanço, o segmento é flexionado e aduzido. Já na fase (4), logo após o pico de adução, o segmento sofre o movimento pendular para trás com um movimento abduzido. No entanto, no pico de aceleração, há um movimento de adução, para em seguida chegar ao solo novamente abduzido.

A Tabela 12 apresenta que o ângulo de contato inicial ACI_{γ} independe da velocidade. A Figura 74 apresenta os gráficos de efeitos principais com relação aos dos Fatores Controláveis Sujeito e Condição, respectivamente. Como demonstrado na região (1) da Figura 73, no momento do impacto o segmento possui uma característica abduzida – os sujeitos possuem uma abdução de valor médio igual a $-10,2^{\circ}$. O uso de calçado apresenta uma limitação de movimento em relação ao ensaio descalço, o ângulo médio cai de $-9,2^{\circ}$ a $-11,1^{\circ}$ nesta métrica.

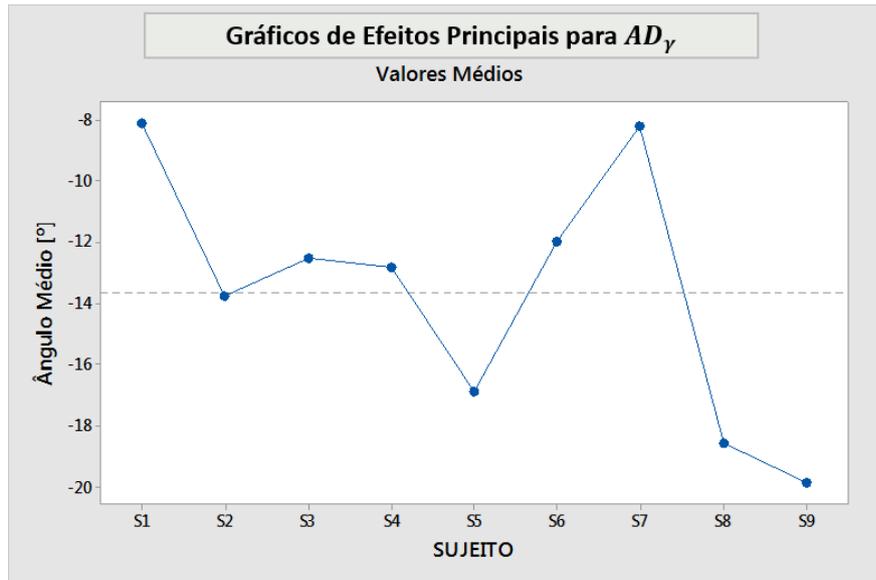
Figura 74 – Gráficos de efeitos principais para ACI_{γ} .



Fonte: Própria do autor.

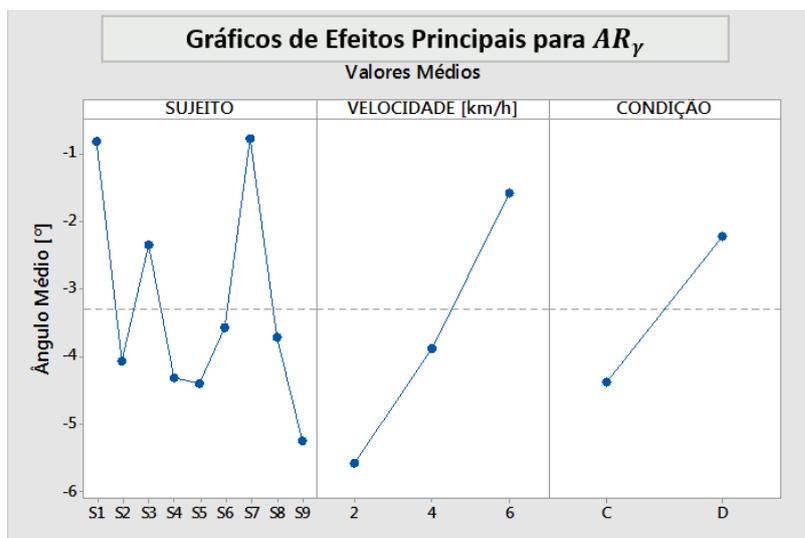
Conforme observado na linha que passa no instante de pico de desaceleração, na fronteira entre as regiões (1) e (2) da Figura 73, percebe-se que há o valor máximo (em módulo) de abdução. A Figura 75 apresenta que a média de AD_γ se elevou para $-13,2^\circ$ em relação a ACI_γ . A Tabela 12 apresenta que os Fatores Controláveis Velocidade e Condição não são significativos para esta variável de resposta.

Figura 75 – Gráficos de efeitos principais para AD_γ .



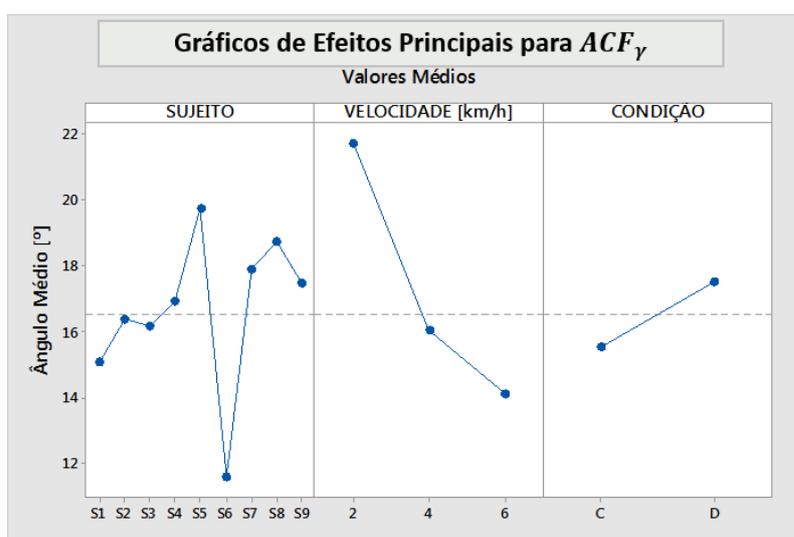
Fonte: Própria do autor.

Na fase de estabilização, ou seja, resposta a carga, o segmento sofre um movimento de adução, tendendo a 0° até o final da região (2); ou seja, o segmento passa a se aproximar da linha da trajetória da marcha. A métrica AR_γ é dependente dos três Fatores Controláveis do sistema, conforme a Tabela 12. O valor calculado é a média da curva na região (2) – seu valor médio global é de $-3,2^\circ$, como apresentado na Figura 76. Há uma dependência direta com o aumento da velocidade, AR_γ tendendo a 0° neste sentido – seu valor médio decai (em módulo) de $-5,5^\circ$ a $-1,4^\circ$ entre as velocidades de 2km/h e 6km/h. Em oposição a ACI_γ , o ensaio calçado apresenta uma média maior (em módulo) que o ensaio descalço, assumindo os valores de $-4,4^\circ$ e $-2,2^\circ$, respectivamente.

Figura 76 – Gráficos de efeitos principais para AR_{γ} .

Fonte: Própria do autor.

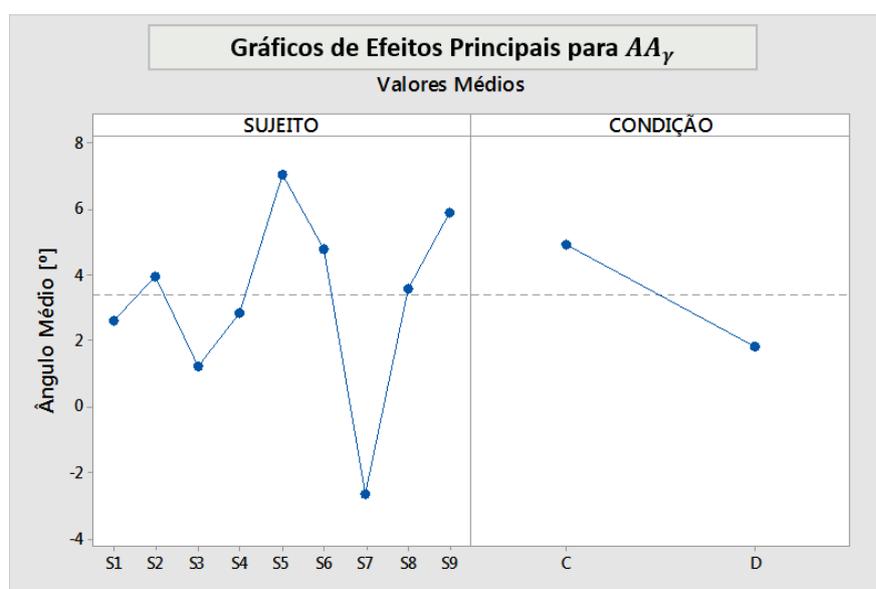
O ângulo de contato final (ACF_{γ}), que se dá no limite entre as regiões (3) e (4) da Figura 73, deve possuir um valor próximo ao valor máximo de adução, tal como apresentado pela mesma Figura. A Figura 77 apresenta que o valor médio desta métrica ficou em $16,56^{\circ}$. A dependência da velocidade é inversamente proporcional a média, o que significa que o aumento de velocidade faz com que o sujeito torça menos o segmento em relação Z no momento de retirar o pé do solo. A média cai de $21,7^{\circ}$ para $14,1^{\circ}$ entre as velocidades de 2km/h e 6km/h . Já a dependência às condições de ensaio apresenta que o calçado limita a rotação do segmento no momento de retirá-lo do solo, tendo a sua média igual a $15,5^{\circ}$, contra $17,5^{\circ}$ do ensaio descalço.

Figura 77 – Gráficos de efeitos principais para ACF_{γ} .

Fonte: Própria do autor.

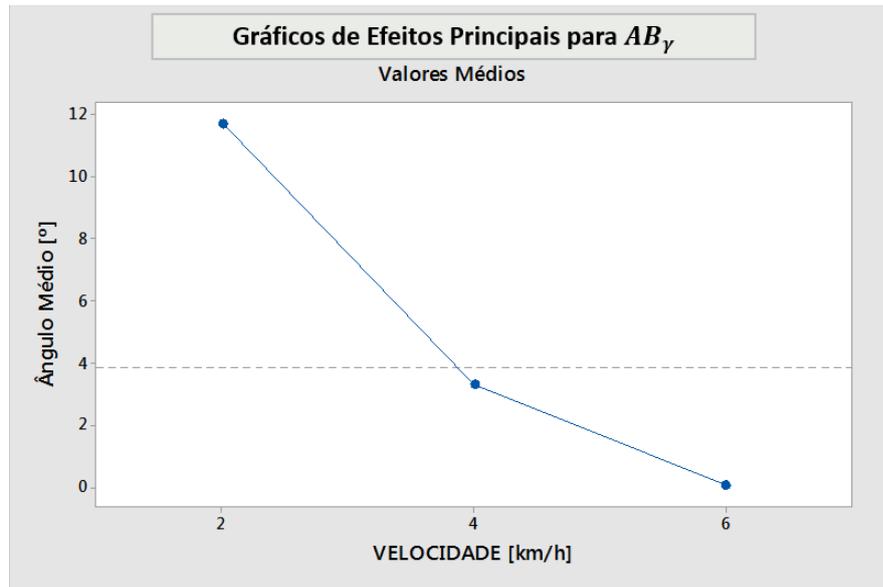
Como apresentado na Figura 73, no pico de aceleração em balanço, o segmento sofre um esforço de adução – a Figura 78 apresenta esta métrica (AA_γ) em função dos Fatores Controláveis de Sujeito e Condição. O valor médio neste ponto ficou em $3,4^\circ$ para os sujeitos que participaram deste projeto. A dependência com a condição demonstrou que o ensaio calçado permitiu uma adução maior, atingindo o valor médio de $4,9^\circ$, contra $1,8^\circ$ do ensaio descalço.

Figura 78 – Gráficos de efeitos principais para AA_γ .

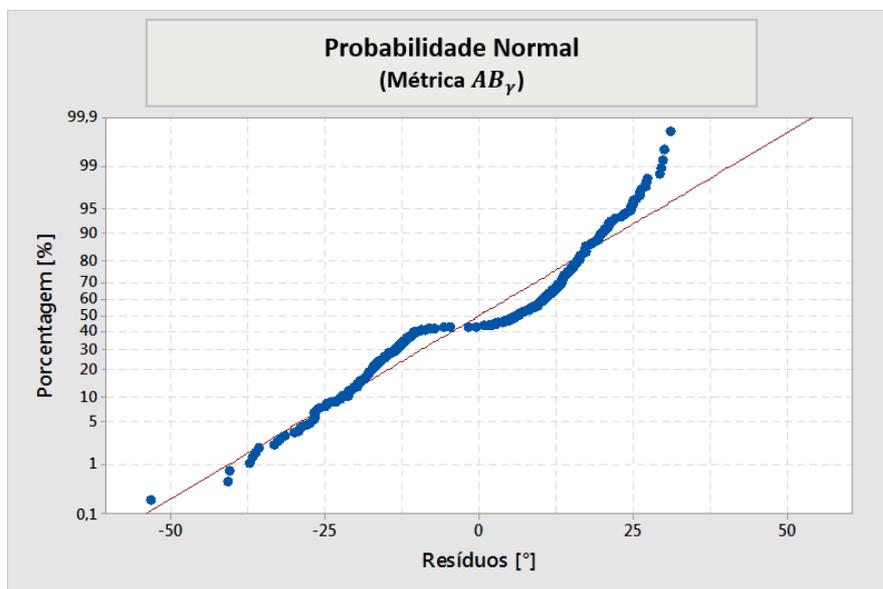


Fonte: Própria do autor.

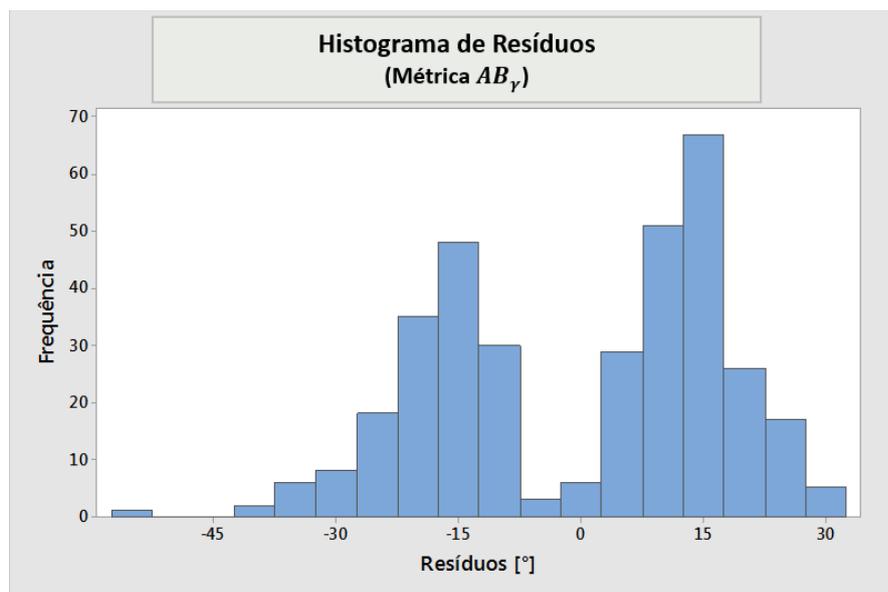
A métrica de ângulo em balanço (AB_γ), é o ângulo máximo (em módulo) que o segmento alcança na região (4) da Figura 73. A Figura 79 demonstra que a média de AB_γ entre os sujeitos decai com o aumento da velocidade. A curva apresentada na Figura 79 sugere que AB_γ tende a 0° para todos os sujeitos, entretanto é necessário observar que a região (4) da Figura 73 contém o pico de adução e está próxima ao valor mínimo de abdução. No entanto, a avaliação da Figura 80 sugere que o regressor linear, apesar de garantir $p < 0,025$, possui resíduos que variam entre -15° e 15° , aproximadamente. Para analisar esta característica, a Figura 81 apresenta que os resíduos possuem duas tendências centrais, uma a $-15 \pm 2,5^\circ$ e outra a $10 \pm 2,5^\circ$; o que significa que o grupo amostral não possui um padrão de pico em balanço em sua maioria positivo ou negativo, essa variabilidade faz com que o gráfico da Figura 79 passe a demonstrar que a Velocidade não é capaz de descrever um padrão global para a região (4) quando são considerados os módulos de seus valores.

Figura 79 – Gráficos de efeitos principais para AB_γ .

Fonte: Própria do autor.

Figura 80 – Probabilidade normal de resíduos de AB_γ .

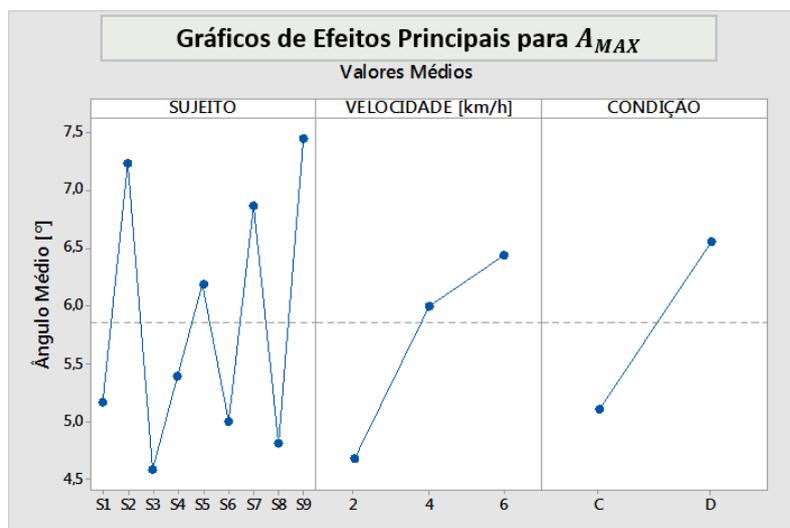
Fonte: Própria do autor.

Figura 81 – Histograma de resíduos de AB_{γ} .

Fonte: Própria do autor.

Conforme apresentado, o pico de adução (A_{MAX}) ocorre na fase de pré-balanço, ao passo que o pico de abdução (A_{MIN}) ocorre entre as fases de contato inicial e resposta à carga. Com isso, a Figura 82 apresenta que A_{MAX} possui um valor médio de $5,8^{\circ}$ entre os sujeitos; seu valor cresce diretamente com a elevação da velocidade, partindo $4,8^{\circ}$ a $6,4^{\circ}$ entre os níveis de velocidade de 2km/h e 6km/h. Ou seja, o incremento da velocidade força o indivíduo a rotacionar o tornozelo com maior amplitude, no sentido de proporcionar maior força para a aceleração. Já quanto às condições, os ensaios descalços apresentaram uma média de $6,5^{\circ}$; os ensaios calçados, $5,1^{\circ}$. A diferença sugere que o calçado limita o movimento de aceleração, entretanto a diferença na casa de um grau não permite uma comparação efetiva entre as condições.

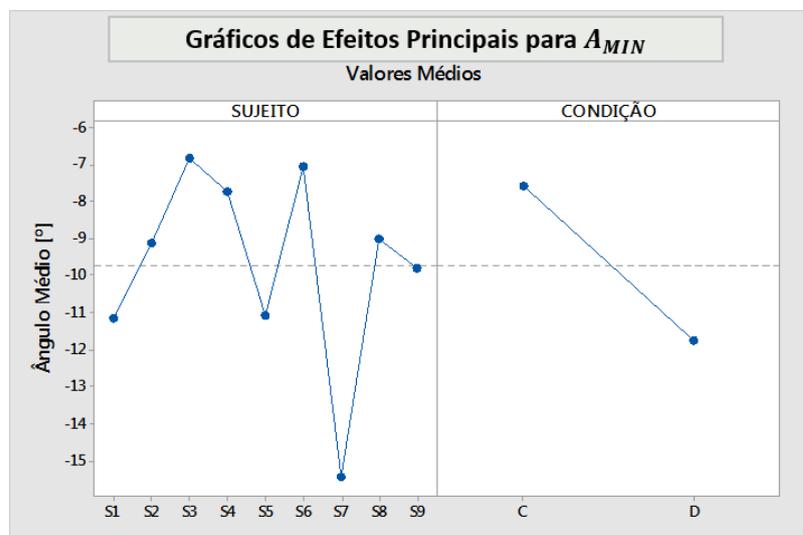
Figura 82 – Gráficos de efeitos principais para A_{MAX} , para o giro em torno do eixo global Z .



Fonte: Própria do autor.

Conforme a Tabela 12, A_{MIN} independe da velocidade, apresentando por sua vez um valor médio de $-9,5^\circ$ entre os sujeitos. A dependência com as condições de ensaio corre de forma similar (em módulo) a A_{MAX} , tendo a sua amplitude atenuada no ensaio calçado, apresentando $-11,7^\circ$; enquanto que o ensaio descalço apresenta $-11,7^\circ$ como valor médio. Isso significa que em ensaios descalços os sujeitos apresentaram maior abdução no momento do impacto inicia, o que já é esperado, uma vez que o impacto descalço de forma mais lateral garante uma distribuição maior de forças na região calcânea. A Figura 83 apresenta estas relações.

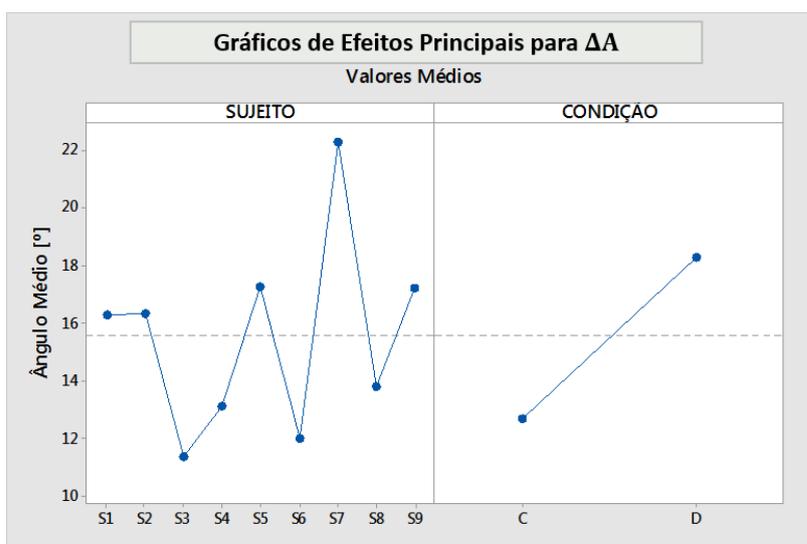
Figura 83 – Gráficos de efeitos principais para A_{MIN} , para o giro em torno do eixo global Z .



Fonte: Própria do autor.

Desta forma, a Figura 84 apresenta que a diferença média (*span*, ΔA) entre os sujeitos ficou em $15,5^\circ$. Mantendo a coerência com A_{MAX} e A_{MIN} , os ensaios apresentaram *span* maior na condição de ensaio descalço, com valor médio de $18,2^\circ$; ao passo que calçado a média ficou em $12,6^\circ$. Com isso, pode-se afirmar que os sujeitos, na média, apresentaram maiores esforços de torção do tornozelo durante os ensaios descalços – apontando, portanto, que o uso de calçado pode amenizar possíveis lesões devido a torções indesejadas do segmento.

Figura 84 – Gráficos de efeitos principais para ΔA , para o giro em torno do eixo global **Z**.



Fonte: Própria do autor.

A fim de avaliar os ângulos de pico obtidos nas métricas A_{MAX} e A_{MIN} para a rotação em cada eixo global sensível, a Tabela 13 estabelece a comparação entre os ângulos de esforço máximo e estas duas métricas. A Tabela 13 apresenta os valores médios de A_{MAX} e A_{MIN} considerando tanto ensaio calçado quanto o descalço. Para a rotação em torno de **X** (α), o movimento máximo de inversão durante a marcha obteve 35,7% do valor de esforço máximo determinado por OATIS (2009), ao passo que o movimento de eversão alcançou 66,7% do valor máximo possível. Quanto à rotação em torno de **Y** (β), o movimento de flexão plantar atingiu 46,4% do valor máximo estabelecido por OATIS (2009) e a dorsiflexão do segmento obteve 80,5%. Por último, a rotação de **Z** (γ) alcançou 14,5% do valor máximo no movimento de adução, enquanto que a abdução obteve 31,7%.

Tabela 13 – Comparação entre os ângulos de esforço máximo (OATIS, 2009) e ângulos médios máximos durante a marcha para cada movimento referente às rotações dos eixos **X**, **Y** e **Z**.

Comparação entre Ângulos de Esforço Máximo (OATIS, 2009) e Ângulos Durante a Marcha (Sistema Inercial).			
EIXO	Movimento	Oatis (2009)	Sistema Inercial
X	<i>INVERSÃO</i>	30°	10,7°
	<i>EVERSÃO</i>	12°	8°
Y	<i>FLEXÃO</i>	50°	23,2°
	<i>DORSIFLEXÃO</i>	20°	16,1°
Z	<i>ADUÇÃO</i>	45°	5,8°
	<i>ABDUÇÃO</i>	30°	9,5°

Fonte: Própria do autor.

Desta forma, observa-se que a rotação de **Z** obteve os menores índices de proporcionalidade, o que significa o que a torção do segmento tornozelo-tíbia fica menos evidente durante a marcha de pessoas saudáveis. Portanto, a estrutura musculoesquelética fica menos propensa a lesões devido ao esforço de giro em torno deste eixo durante a marcha.

Por outro lado, dada a necessidade de propulsão a partir do arrasto do solo, o movimento de flexão plantar se faz presente atingindo índice de 46,4%. Como o movimento de aceleração é dado não só pela flexão plantar do pé, mas também pela projeção da perna na mesma direção da aceleração e pela rotação do quadril para lançar a perna, este índice é justificado. A dorsiflexão, por outro lado, apresentou o maior índice dentre o grupo de movimentos analisados. De fato, conforme apresentado nas Figuras 62 e 68, o segmento sofre o pico de dorsiflexão no instante de contato inicial, e o mesmo se dá no sentido de garantir que as forças de reação do solo sejam atenuadas a partir do contato com a região mais rígida do pé, isto é, com a região calcânea.

Conforme discutido, o contato inicial com o solo se dá tanto com o pé rotacionado de forma invertida (para fora) quanto evertida (para dentro). Desta forma, em conjunto à dorsiflexão do pé, as forças de reação podem ser distribuídas na face lateral externa (inversão) ou interna (eversão) da região calcânea. Entretanto, estes movimentos em torno de **X** são os maiores responsáveis pelo desgaste das articulações do tornozelo e joelho, favorecendo o surgimento de patologias como fascite plantar, tendinite de Aquiles, canelite, esporão de calcâneo, Síndrome Femoropatelar e Síndrome do Túnel do Tarso (FERBER, 2014). Estes desgastes são mais evidentes conforme o indivíduo é diagnosticado com alguma assimetria de marcha.

4.6 ÂNGULO DE ACELERAÇÃO DO MÓDULO INERCIAL EM RELAÇÃO AO SEU PLANO

Assumindo uma Distribuição de Fisher com intervalo de confiança de 95% bilateral ($\alpha = 0,025$) para a avaliação do Projeto de Experimentos em Bloco Aleatorizado, a Tabela 14 apresenta a relação entre as métricas de interesse e os Fatores Controláveis. Nesta Tabela, ACI_{θ} e ACF_{θ} independem da velocidade e condição de ensaio, contudo AB_{θ} é dependente dos três Fatores Controláveis.

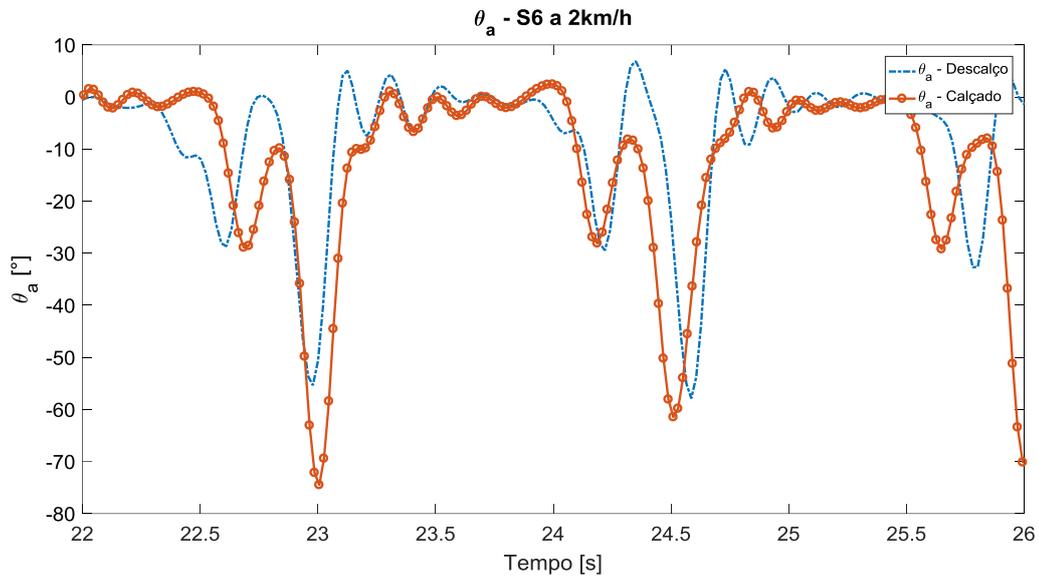
Tabela 14 – Valores p do Projeto de Experimentos em Bloco Aleatorizado elaborado para a análise de dependência entre as métricas e os Fatores Controláveis do sistema.

MÉTRICA	p	FATORES
ACI_{θ}	0,000	A
	0,183	B
	0,566	C
ACF_{θ}	0,000	A
	0,087	B
	0,294	C
AB_{θ}	0,000	A
	0,000	B
	0,000	C

Fonte: Própria do autor.

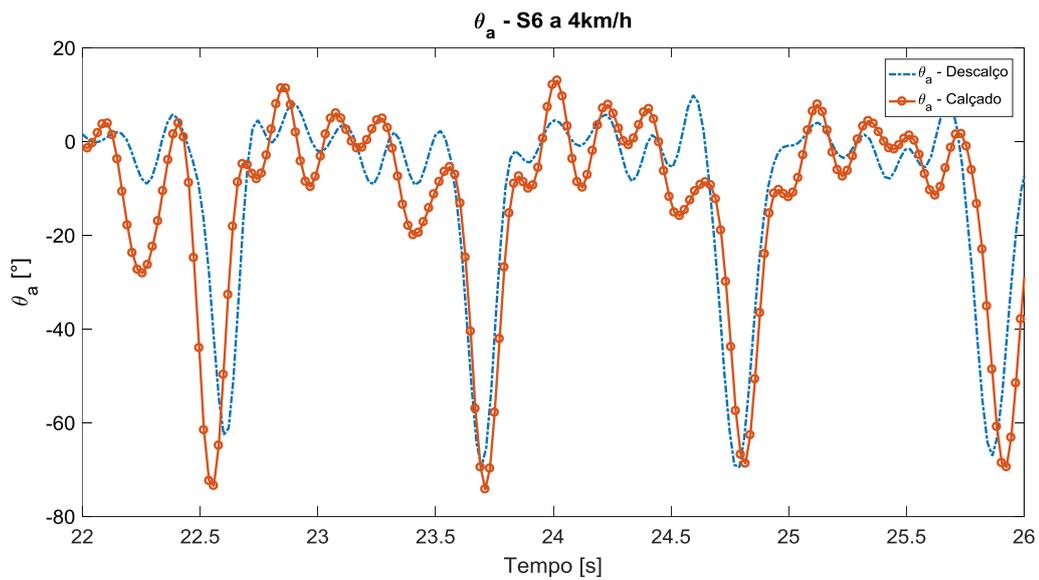
A Tabela 14 estabelece que as métricas ACI_{θ} e ACF_{θ} dependem somente do Fator Controlável Sujeito. Analisando qualitativamente as Figuras 85 a 87, observa-se que, de fato, estas duas primeiras métricas não apresentam diferenças significativas para os diferentes níveis de velocidade – as posições referentes às métricas são apresentadas na Figura 37. Por outro lado, AB_{θ} apresentou-se dependente dos três Fatores Controláveis deste trabalho. A partir de uma inferência também qualitativa para esta métrica, AB_{θ} apresenta valores de pico que se elevam conforme a velocidade aumenta, partindo de valores próximos a 10° , a $2km/h$, para valores próximos a 20° , a $6km/h$.

Figura 85 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para o ângulo de aceleração θ_a a 2 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S6 como referência de movimento.



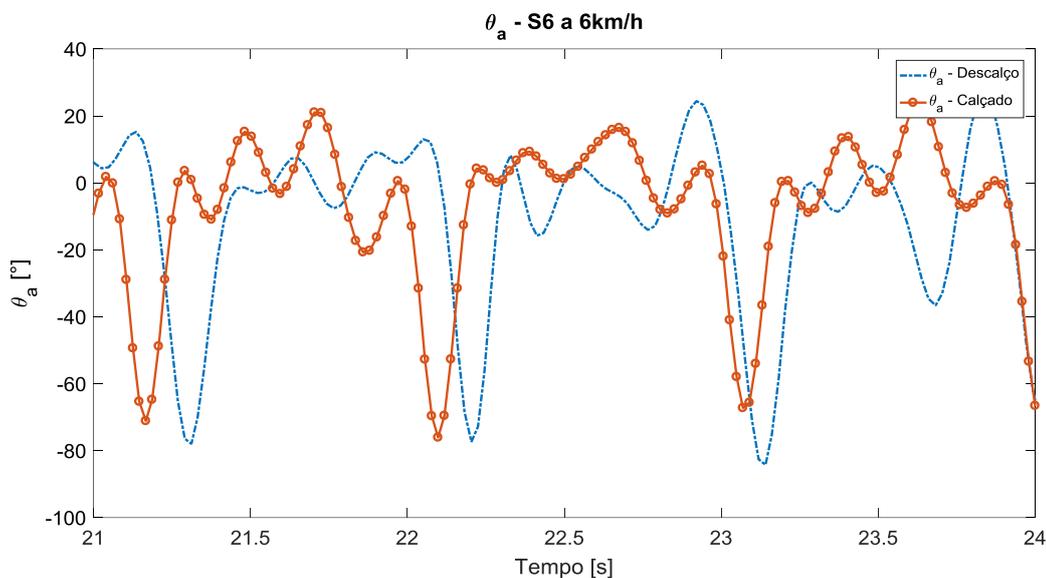
Fonte: Própria do autor.

Figura 86 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para o ângulo de aceleração θ_a a 4 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S6 como referência de movimento.



Fonte: Própria do autor.

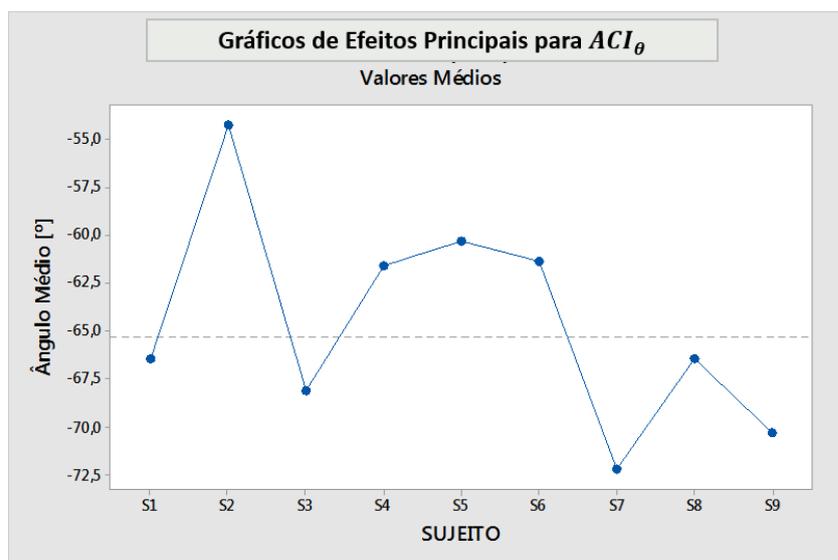
Figura 87 – Comparação entre as condições de ensaio calçado e descalço para o ângulo de aceleração θ_a a 6 km/h, utilizando-se os dados do Sujeito S6 como referência de movimento.



Fonte: Própria do autor.

Dado que ACI_θ depende exclusivamente do Sujeito, seu valor médio ficou em $-65,31^\circ$, sendo este ângulo entre a aceleração de impacto e o plano **XY** do segmento tornozelo-pé. A diferença de $24,69^\circ$ em relação ao eixo global **Z**, sugere que este desvio angular é intrínseco ao movimento do sujeito para evitar que o segmento tíbia-tornozelo receba o impacto em sua total magnitude, o que poderia ocasionar lesões nas articulações inferiores. A Figura 88 apresenta a relação entre Sujeitos e o ângulo médio desta métrica.

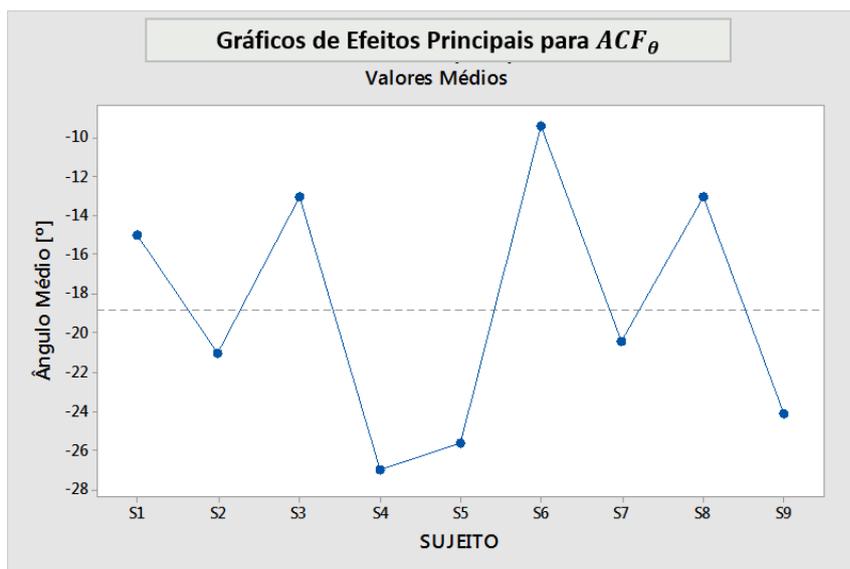
Figura 88 – Gráficos de efeitos principais para ACI_θ .



Fonte: Própria do autor.

Conforme esperado, no momento em que o movimento de aceleração, ou seja, quando a perna de referência é impulsionada para frente, a aceleração resultante vai no sentido oposto à componente normal do plano **XY**. Desta forma, ACF_{θ} apresenta ângulo médio de $-18,8^{\circ}$, estando mais próximo a **X**, o que comprova a força de arrasto para propulsão do segmento tornozelo-pé em relação ao solo.

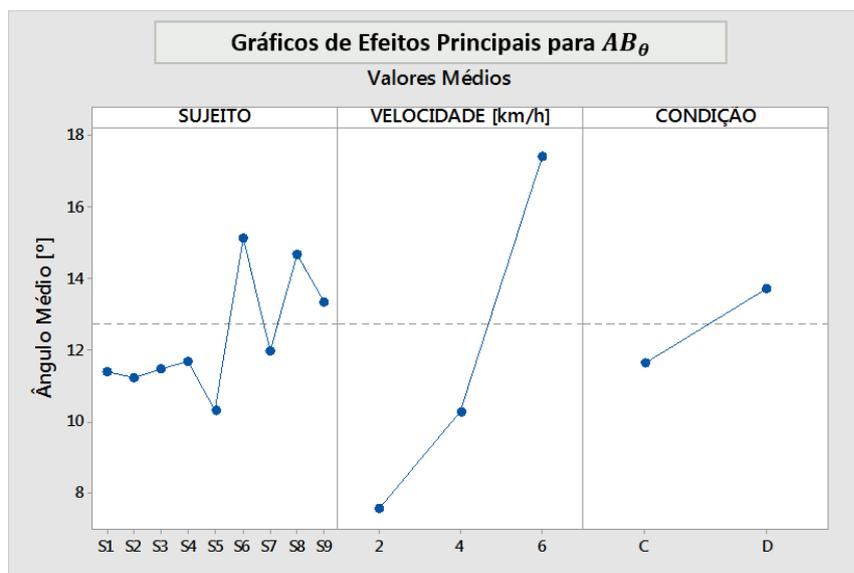
Figura 89 – Gráficos de efeitos principais para ACF_{θ} .



Fonte: Própria do autor.

Como observado nas Figuras 85, 86 e 87, o ângulo de pico no momento em que a perna é lançada para frente no período de balanço (AB_{θ}) aumenta sua magnitude em função da velocidade no caso do ensaio descalço. A Figura 90 apresenta que o valor médio parte de $7,6^{\circ}$ a 2km/h , para $17,4^{\circ}$ a 6km/h . Este afastamento em relação a **X** se dá devido ao pico de flexão do segmento neste instante, conforme apresentado na Figura 62. Junto a isso, a Figura 66 apresenta que AB_{β} cresce de forma direta com o aumento de velocidade, isso significa que, conforme o ângulo relativo entre tibia e pé aumenta, o segmento se torna mais paralelo em relação ao plano terra, assim a componente de aceleração se aproxima à componente normal do plano **XY**.

A elevação de AB_{θ} no ensaio descalço, aponta para a mesma conclusão de AB_{β} sob esta mesma condição. O calçado acaba limitando o movimento de flexão do segmento, o que ocasiona maior paralelismo entre a aceleração e **X** neste instante da marcha. Sendo assim, o valor médio desta métrica foi de $11,6^{\circ}$ e $13,7^{\circ}$ para os ensaios calçado e descalço, respectivamente. O valor médio entre os três Fatores Controláveis ficou em $12,7^{\circ}$.

Figura 90 – Gráficos de efeitos principais para AB_{θ} .

Fonte: Própria do autor.

4.7 ESTUDO DAS ASSIMETRIAS DE MARCHA

Todos os sujeitos foram avaliados e diagnosticados pela mesma fisioterapeuta responsável. Obteve-se, no ensaio descalço, 1 sujeito com passada neutra bilateral, 4 supinados bilaterais e 4 pronados bilaterais. Destes, somente três apresentaram mudança quando ao diagnóstico de qualidade da marcha com a utilização de calçado. A Tabela 15 apresenta os diagnósticos para cada condição. O estudo comparativo entre os ensaios calçados e descalços é apresentando, de forma qualitativa na Seção 4.7.2.

Tabela 15 – Diagnósticos dos voluntários para cada condição de ensaio.

DIAGNÓSTICOS								
SUJEITO	ENSAIO		SUJEITO	ENSAIO		SUJEITO	ENSAIO	
	DESCALÇO	CALÇADO		DESCALÇO	CALÇADO		DESCALÇO	CALÇADO
S1	NEUTRO	PRONADO	S4	PRONADO	PRONADO	S7	PRONADO	SUPINADO
S2	SUPINADO	SUPINADO	S5	PRONADO	PRONADO	S8	SUPINADO	PRONADO
S3	SUPINADO	NEUTRO	S6	SUPINADO	SUPINADO	S9	PRONADO	SUPINADO

Fonte: Própria do autor.

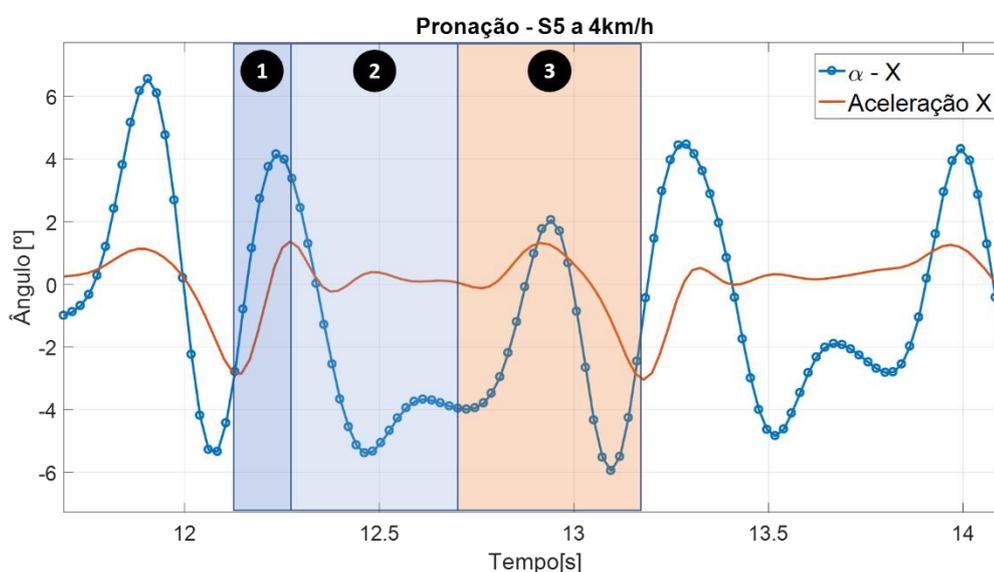
4.7.1 ANÁLISE DE PADRÕES DE MARCHA DURANTE O ENSAIO DESCALÇO

Na análise dos sujeitos com assimetrias de marcha, estas ficaram mais evidentes quanto à rotação de α (em torno de \mathbf{X}). Todas as imagens desta Seção apresentam o sinal de rotação superposto ao sinal de aceleração, entretanto esta última não possui um eixo representando sua magnitude, uma vez que este sinal é utilizado como referência para as fases da marcha. Em

todos os casos, os gráficos são divididos em três regiões: (1) Região de Contato Inicial; (2) Região de Resposta à Carga e Aceleração e (3) Região de Balanço.

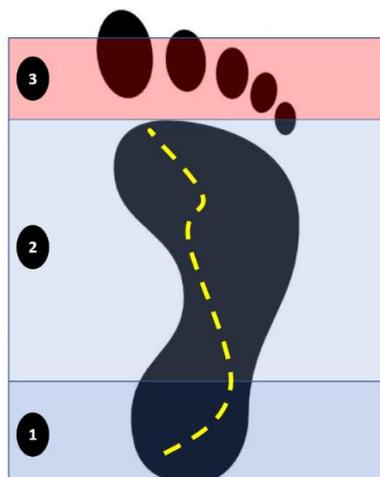
Através dos voluntários diagnosticados como pronados no ensaio descalço, obteve-se o sinal apresentado na Figura 91 como padrão dos sujeitos pronados. Analisando-se esta Figura 91, observa-se que na Região (1) o pé toca o solo um ângulo negativo, ou seja, de forma pronada. Entretanto, até o pico de desaceleração, o segmento rotaciona no sentido inverso, distribuindo o carregamento sobre a região lateral externa do calcanhar. Logo após a desaceleração, já na Região (2), o pé rotaciona com o movimento de eversão, garantindo um apoio pronado durante a resposta à carga, estando este ângulo na casa dos 4°. Após o pico de pronação, o sujeito exerce uma torção supinada do pé, alterando o centro de pressão no sentido de impulsionar o segmento com um outro movimento de pronado – isso na fronteira entre o contato final e o balanço (ver Região (3)). De forma análoga à Figura 91, a Figura 92 apresenta esta dinâmica a partir de uma aproximação simplificada do centro de pressão do pé durante o movimento.

Figura 91 – Apresentação do padrão de sinal de pronação.



Fonte: Própria do autor.

Figura 92 – Dinâmica simplificada do centro de pressão durante o modelo de pronação.



Fonte: Própria do autor.

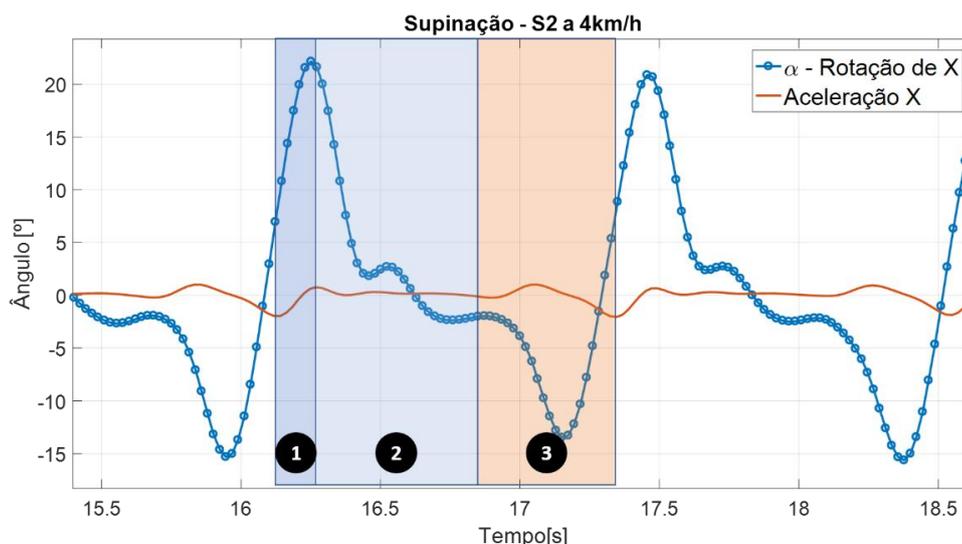
Portanto, o padrão de pronação coletado sugere que, os voluntários diagnosticados com esta assimetria, incidem o segmento no solo e em seguida realizam uma rotação de inversão para distribuir o impacto na superfície lateral externa da região calcânea (região (1) da Figura 92). Então o segmento é rotacionado para dentro (caracterizando a pronação) para receber o carregamento durante o período de apoio simples (região (2) da Figura 92). Por último, antes de retirar o segmento do solo (aceleração) a partir do primeiro dedo do pé, o centro de pressão é rotacionado para fora (ressupinação) para então voltar ao estado pronado (fronteira entre as regiões (2) e (3) da Figura 92).

FERBER (2014) não considera a rotação do pé no momento do contato inicial um indício de assimetria de marcha, somente a partir do período de resposta à carga. Por outro lado, OATIS (2009) considera as assimetrias desde o seu primeiro contato. Apesar desta discordância, ambos apresentam que, durante a fase de apoio, a pronação é caracterizada pela rotação interna (eversão) do pé, podendo esta acontecer logo no contato inicial, ou após uma inversão (forma semelhante ao modelo apresentado nas Figuras 91 e 92). Ambos os autores também são coerentes ao fato de que o sujeito pronado sempre executará uma ressupinação antes de efetuar uma nova pronação, para então acelerar o segmento através no Hálux. Conforme já apresentado, na Região (2) das Figuras 91 e 92 há a presença de uma inversão do pé (ressupinação, derivada positiva) para uma posterior eversão antes de retirar o pé do solo.

Para a assimetria de supinação foram coletados dois padrões. O primeiro, apresentado na Figura 93, possui como característica principal a amplitude do movimento de inversão do pé, a qual chega a 21° – contra os 6° apresentados no caso pronado da Figura 91, por exemplo.

Neste caso, o pé toca o solo com característica aproximadamente neutra, entretanto chega ao pico de inversão no instante de desaceleração (final da Região (1)). Após isso, o sujeito realiza o movimento de eversão, porém em seguida apresenta um leve pico de supinação – de forma similar ao movimento pronado da Figura 91 – para então executar novamente a rotação interna do pé no sentido de acelerar o segmento (fronteira entre Regiões (2) e (3)).

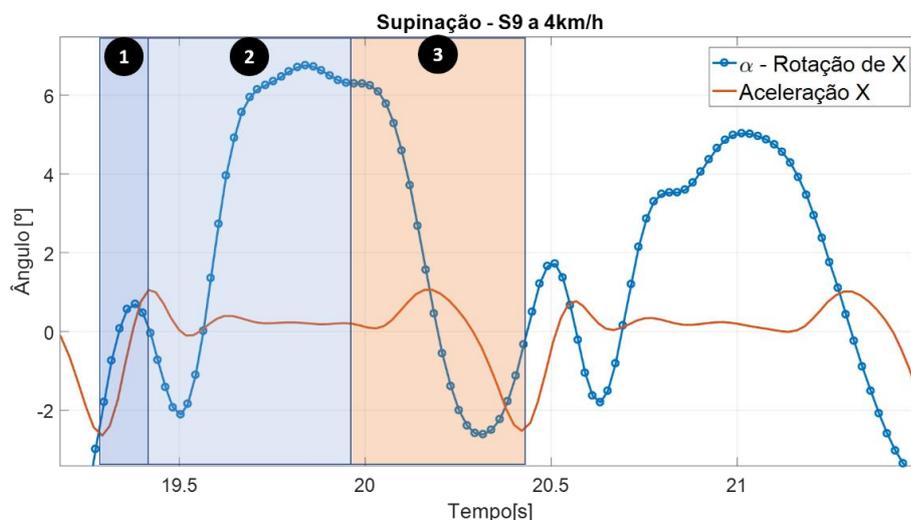
Figura 93 – Apresentação do primeiro padrão de sinal de supinação.



Fonte: Própria do autor.

Já no segundo modelo de supinação obtido (Figura 94), contrário à o que ocorre no primeiro caso, o segmento toca o solo a partir de um movimento de eversão (pronado). A partir daí vê-se dois picos: um de inversão (Região (1)), próximo ao pico de desaceleração, e outro de eversão (Região (2)). Ou seja, entre o contato inicial e inicialização do pouso do pé sobre a superfície, o sujeito realiza uma rotação externa seguida e outra interna para variar o centro de pressão e distribuir o impacto sobre a região plantar do pé. Logo após esta última rotação, o voluntário realiza a inversão do pé, estabelecendo o pé de forma supinado em uma angulação próxima a 7° (Região (2)). Junto isso, no momento de contato final – fronteira entre Regiões (2) e (3) – o segmento permanece supinado, ou seja, neste padrão de marcha o sujeito exerceu a aceleração do segmento entre o terceiro e quinto dedo do pé.

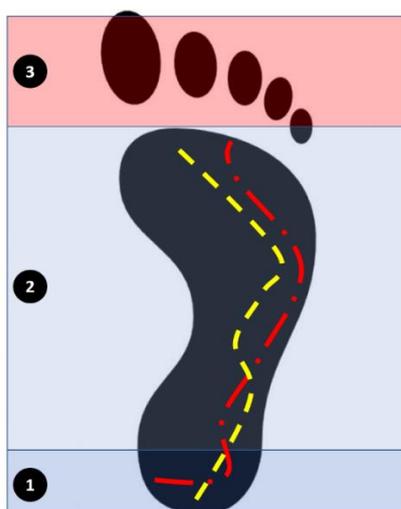
Figura 94 – Apresentação do segundo padrão de sinal de supinação.



Fonte: Própria do autor.

A Figura 95 sintetiza, de forma aproximada e simplificada, as diferenças entre os dois padrões observados de supinação. No primeiro caso (linha tracejada), têm-se o contato inicial de forma supinada, além de o centro de pressão se manter na região centro-direita do pé, sofrendo apenas um pico de inversão para então acelerar o segmento através do primeiro dedo do pé. Contrário a isso, no segundo caso (linha traço-ponto) o segmento toca o solo de forma pronada, garantindo a distribuição plantar do impacto inicial a partir do movimento externo e interno do pé antes de sua estabilização. Uma vez apoiado sobre a região lateral externa do pé, o segmento é acelerado de forma supinada, exercendo as forças contra o solo a partir do terceiro dedo do pé.

Figura 95 – Dinâmica simplificada do centro de pressão durante a supinação para os dois modelos.

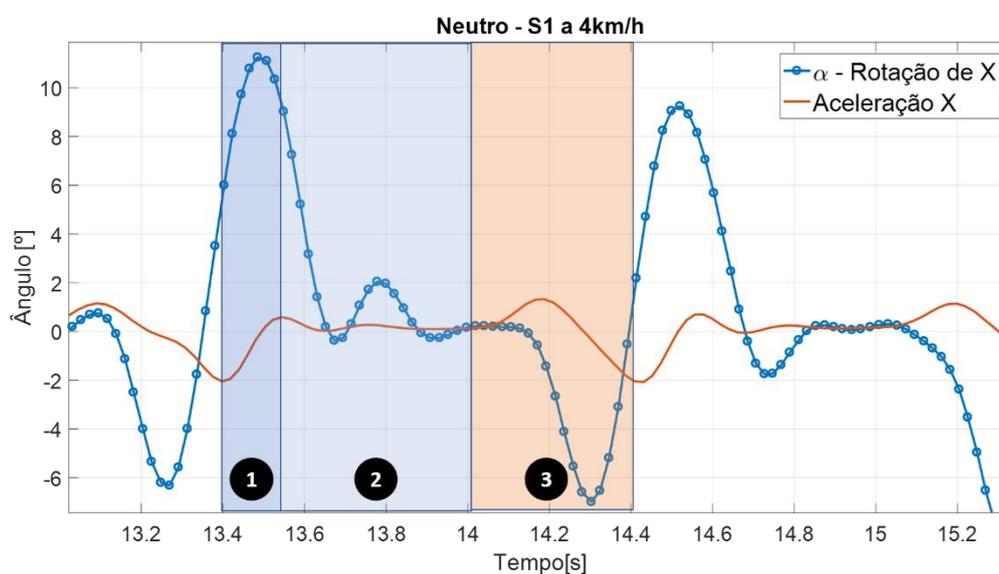


Fonte: Própria do autor.

FERBER (2014) e OATIS (2009) descrevem o movimento de supinação como o apoio majoritário sobre a região lateral externa do segmento, elevando o arco do pé. FERBER (2014) apresenta que durante a corrida os sujeitos supinados apresentam um movimento de eversão (pronação) durante a fase de apoio simples, para então deixar de tocar o solo a partir de uma inversão do segmento (supinação). Importante ressaltar que este trabalho se refere à marcha, não à corrida. Entretanto, FERBER (2014) expõe uma característica de movimento próxima ao segundo padrão de supinação (ver Figuras 94 e 95), no qual o pé deixa de tocar o solo a partir de um movimento supinado, ou seja, a aceleração é dada entre o terceiro e quinto dedo do pé.

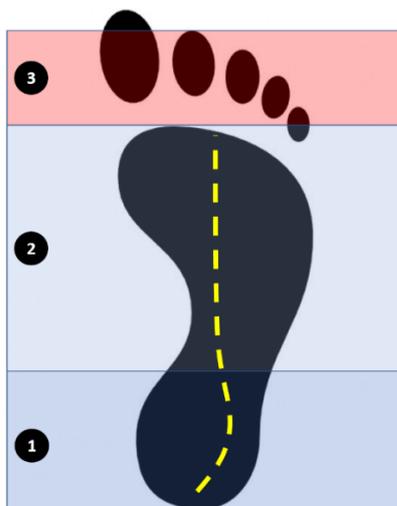
Contra estes dois casos de assimetria, o Sujeito S1 foi o único a ser diagnosticado com passada neutra bilateral na condição de ensaio descalço. Conforme a Figura 96, S1 toca o pé no solo com o mesmo supinado, possuindo seu pico próximo ao instante de desaceleração. Após o final da Região (1), o segmento é rotacionado internamente, repousando sobre o solo com um ângulo tendendo à nulidade na Região (2). No momento do contato final, instante entre as Regiões (2) e (3), o pé deixa o solo com um ângulo próximo a 0° , o que sugere que o sujeito estabeleceu a aceleração do movimento entre o primeiro e terceiro dedo do pé. A Figura 97 apresenta, de forma simplificada, a trajetória do centro de pressão.

Figura 96 – Apresentação do primeiro padrão de sinal neutro.



Fonte: Própria do autor.

Figura 97 – Dinâmica simplificada do centro de pressão durante o movimento do primeiro padrão neutro.



Fonte: Própria do autor.

Segundo OATIS (2009), o padrão de pisada neutra é caracterizado entre o período de resposta à carga e de contato final. Nesta fase, o segmento não apresenta os movimentos de inversão ou eversão, a área de contato entre a região plantar e o solo é maximizada. Desta forma, o contato final é dado a partir de uma flexão plantar, sem girar o segmento em relação ao seu eixo longitudinal. A Figura 97 apresenta esta relação, a dinâmica simplificada do centro de pressão assume uma trajetória central em relação à região plantar. Este caminho centralizado implica em um contato final entre o segundo e terceiro dedo, sem rotacionar o segmento interna ou externamente.

4.7.2 INFLUÊNCIA DO CALÇADO SOBRE AS ASSIMETRIAS

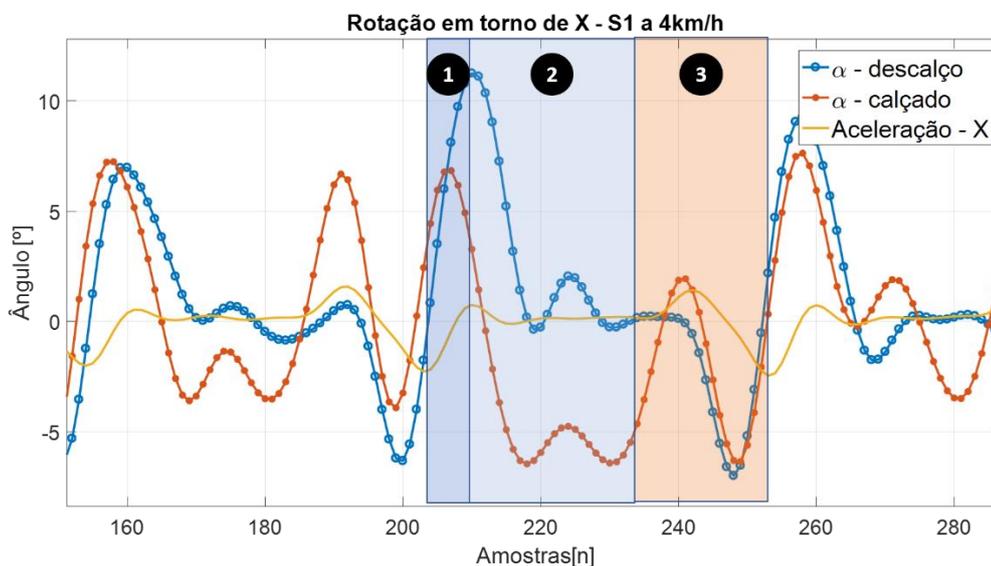
Conforme a Tabela 15, três dos nove voluntários apresentaram alguma mudança sobre o comportamento da assimetria a partir do uso de calçado. Para analisar estas influências, são apresentados quatro casos: dos Sujeitos S1, S2, S3 e S9. No primeiro, o voluntário tem sua característica neutra deteriorada com a utilização do calçado, neste cenário (conforme a Tabela 13) S1 passa a apresentar uma marcha pronada; no segundo caso, o calçado não modificou de forma significativa o padrão de passada de S3; no terceiro, S3 teve a sua marcha corrigida de supinada para neutra; por último, o uso de calçado por S9 causou a inversão de assimetrias, passando da característica pronada para supinada.

Como os ensaios calçado e descalço são realizados em bases temporais diferentes, as comparações entre os sinais são realizadas tomando o número de amostras como base. Todas as representações gráficas apresentam o mesmo padrão: linha traço-círculo, representa o ensaio descalço; traço-asterisco, ensaio calçado; e linha sólida para a aceleração no eixo X. Para esta

última, de forma análoga às representações gráficas da Seção 4.7.1, não é apresentado um eixo de magnitude; esta grandeza é utilizada somente como referência para a compreensão das fases do movimento. As curvas de aceleração de referência apresentadas estão sempre relacionadas ao ensaio descalço.

A Figura 98 apresenta a relação entre o ensaio calçado e descalço de S1. Conforme já apresentado na Tabela 15, o ensaio calçado deste sujeito foi classificado como pronado; o ensaio descalço, neutro. De forma coerente à Seção 4.7.1, observa-se que a forma de onda de pronação é semelhante ao padrão apresentado na Figura 91. Ao passo que no ensaio descalço (neutro) o segmento se estabelece em uma posição próximo a 0° , no ensaio calçado (pronado) o segmento realiza uma rotação interna durante o apoio simples, permanecendo em aproximadamente -6° durante o período de apoio. Uma vez que o calçado tenha forçado a pronação do segmento, a aceleração se dá pelo primeiro dedo do pé – situação contrária ao caso neutro, no qual o segmento deixa de tocar o solo entre o primeiro e terceiro dedo. Portanto, no caso do Sujeito S1, o calçado está inadequado, este acaba promovendo torções laterais maiores no tornozelo e joelho, podendo causar alguma fratura ou desconforto.

Figura 98 – Comparação entre o ensaio descalço (neutro) e calçado (pronado) do voluntário S1.

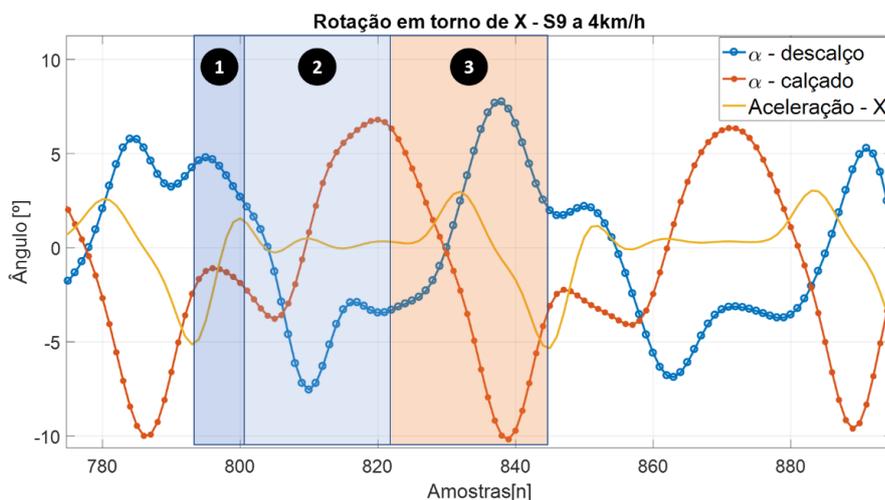


Fonte: Própria do autor.

Para o caso do Sujeito S9, conforme Tabela 15, o uso de calçado passa o diagnóstico de pronado para supinado – a Figura 99 apresenta a comparação entre os ensaios. Observa-se que a curva de pronação (descalço, linha traço-círculo) apresenta o padrão de resposta similar da Figura 91, ao passo que a curva de supinação (calçado, linha traço-asterisco) apresenta o padrão

de resposta presente na Figura 94. Conforme já observado nos casos anteriores, o contato final nos movimentos pronados são realizados pelo primeiro dedo do pé, enquanto que na supinação a aceleração é dada entre o terceiro e quinto dedo.

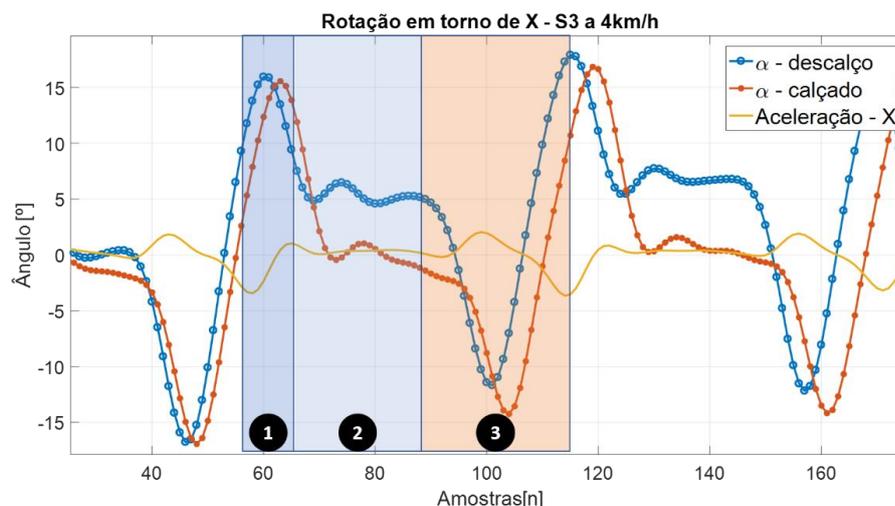
Figura 99 – Comparação entre o ensaio descalço (pronado) e calçado (supinado) do voluntário S9.



Fonte: Própria do autor.

O Sujeito S3 foi o único a apresentar uma correção da marcha a partir da utilização do calçado. A Figura 100 apresenta que a característica de marcha partiu de supinado (linha traço-círculo) para neutro (linha traço-asterisco). O sinal supinado segue o padrão apresentado na Figura 93, ao mesmo tempo que o padrão neutro segue aquele apresentado na Figura 96. Tal como apresentado no primeiro modelo de supinação e de neutralidade, o pé toca o solo já invertido. Enquanto que no ensaio descalço (supinado) o ângulo de resposta à carga fica em torno de 5° , no ensaio calçado (neutro) este ângulo fica na casa de 0° . Nota-se que o padrão de onda de neutralidade e do primeiro caso de supinação apresentam características semelhantes nas três regiões, exceto ao ângulo de resposta à carga.

Figura 100 – Comparação entre o ensaio descalço (supinado) e calçado (neutro) do voluntário S3.



Fonte: Própria do autor.

Segundo FERBER (2014), existem basicamente dois tipos de calçado de corrida: neutro e de controle de movimento. Os neutros, mais comuns no mercado, são feitos de materiais flexíveis, tendo como principal objeto atenuar os efeitos do impacto com o solo. Já os calçados de controle de movimento, possuem dois segmentos: pronado e supinado. No primeiro caso, a região interna do calçado é composta por um material de maior densidade, o que ameniza os efeitos da tentativa de eversão do pé. Em contrapartida, no caso supinado, a região externa possui um material mais rígido, o que acaba atenuando os efeitos do movimento de inversão.

Portanto, analisando os diagnósticos apresentados na Tabela 15, pode-se estimar que os sujeitos que mantiveram a assimetria nos dois ensaios, provavelmente utilizavam calçados de característica neutra. Por outro lado, o Sujeito S3 possivelmente utilizou um calçado de controle de movimento para a marcha supinada, uma vez que o diagnóstico para o ensaio calçado foi neutro. Já para os casos de inversão de assimetria, os sujeitos provavelmente utilizaram calçados de controle de movimento, entretanto com a função oposta à desejada. Assim sendo, a escolha do calçado se mostra como fator crítico sobre a marcha, já que, caso este não atenda às reais necessidades, o seu uso pode deteriorar o padrão de passada. Esta degradação da marcha, por sua vez, pode gerar esforços excessivos na estrutura musculoesquelética, portanto o indivíduo fica sujeito a maiores chances de lesões e desenvolvimento de patologias indesejadas.

4.8 VALIDAÇÃO POR COMPARAÇÃO COM CINEMETRIA

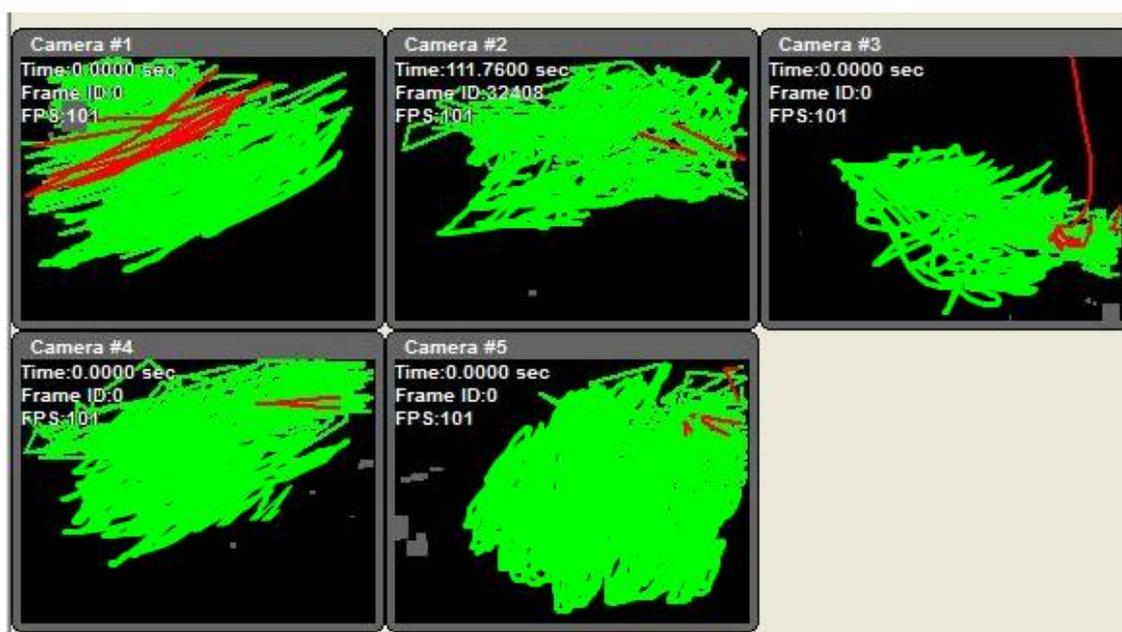
Utilizando o método apresentado na Seção 3.4.5 para a validação por comparação, obteve-se a Tabela 16 com os resultados da calibração das cinco câmeras utilizadas. A Tabela apresenta o erro médio [*pixels*] de cada câmera e o *status* de calibração fornecido pelo Arena®. A Figura 101 apresenta as imagens de calibração para cada câmera.

Tabela 16 – *Status* de calibração das câmeras.

<i>Calibração das Câmeras</i>		
<i>Câmera</i>	<i>Erro [pixels]</i>	<i>Status</i>
<i>1</i>	0.231 ± 0.340	Excelente
<i>2</i>	0.186 ± 0.172	Bom
<i>3</i>	0.469 ± 0.312	Bom
<i>4</i>	0.313 ± 0.289	Bom
<i>5</i>	0.425 ± 0.386	Excelente

Fonte: Própria do autor.

Figura 101 – Calibração das câmeras do sistema OptiTrack®.

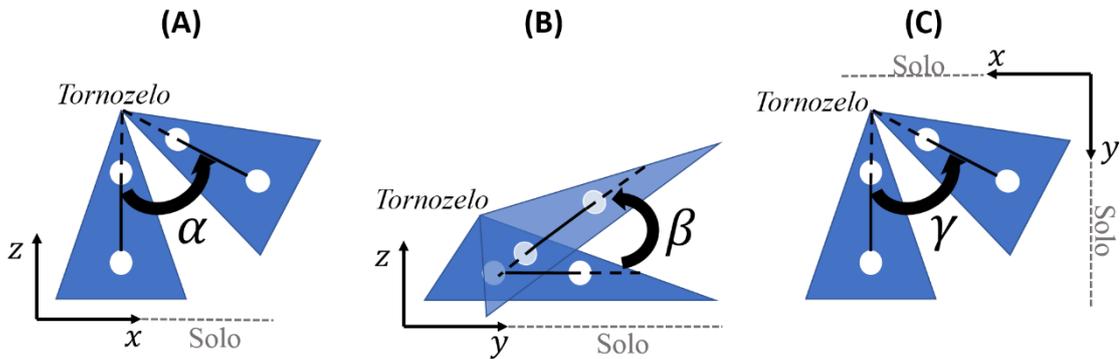


Fonte: Própria do autor.

Cada par de marcadores colineares formam um segmento, apesar de cada marcador fornecer a sua posição no espaço XYZ, são utilizadas somente coordenadas 2D referentes ao plano de interesse de cada movimento. Na Figura 102 as linhas sólidas representam cada segmento, assim como, as linhas tracejadas são os prolongamentos dos mesmos. A partir da Figura 102(A) têm-se que o ângulo α formado pelo giro do eixo X pode ser determinado trigonometricamente através das posições ZX do sistema de cinemetria em dois *frames* sucessivos. Seguindo a mesma lógica de determinação angular através da posição espacial entre

dois quadros sucessivos, a Figura 102(B) apresenta a dinâmica de β (giro do eixo global \mathbf{Y}) no plano ZY do sistema de cinemática; enquanto que a parte (C) apresenta o desvio de γ (giro do eixo global \mathbf{Z}) no plano XY .

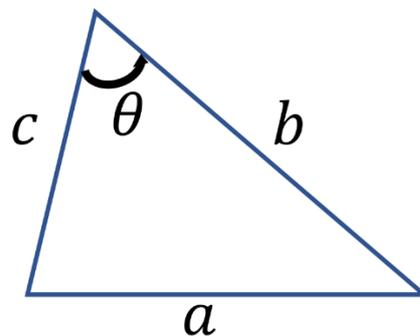
Figura 102 – Segmentos para a determinação dos ângulos de rotação: (A) α , (B) β e (C) γ .



Fonte: Própria do autor.

Para o cálculo do ângulo correspondente a cada movimento, considera-se a Lei dos Cossenos. O valor do ângulo genérico θ , já isolado pela Lei dos Cossenos, que é apresentado no triângulo escaleno da Figura 103, pode ser calculado conforme a Equação (35).

Figura 103 – Triângulo escaleno como aplicação da lei dos cossenos para determinar seu ângulo genérico θ .



Fonte: Própria do autor.

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{b^2 + c^2 - a^2}{2bc} \right) \quad (35)$$

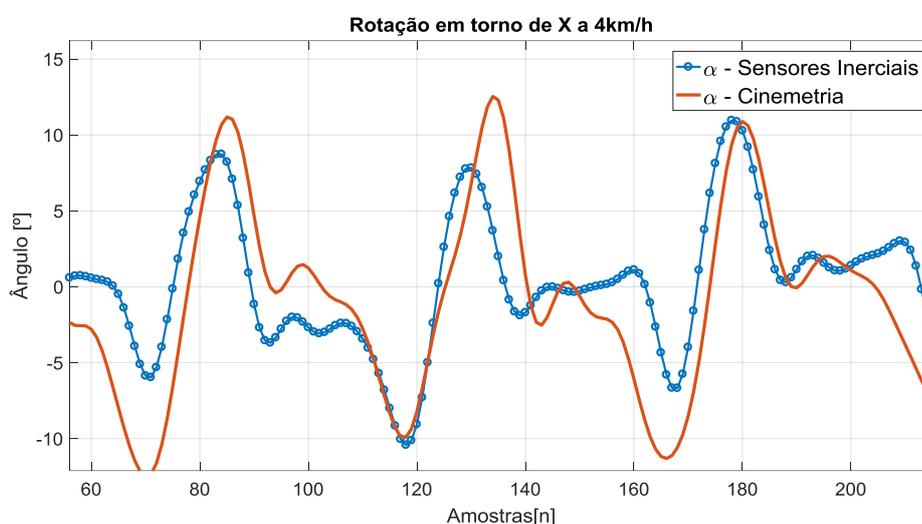
Entretanto, assumindo que o comprimento de um segmento é sempre constante durante o movimento, pode-se afirmar que a aresta b possui o mesmo tamanho que c . Desta forma, assumindo como b o valor destas duas arestas, têm-se o cálculo do ângulo genérico θ apresentado na Equação (36). Esta equação é aplicada ao cálculo dos ângulos α , β e γ .

$$\theta = \cos^{-1}\left(1 - \frac{1}{2}\left(\frac{a}{b}\right)^2\right) \quad (36)$$

Desta forma, a fim de apresentar a comparação entre as repostas inerciais e o ângulo calculado a partir das coordenadas de cada marcador, as Figuras 104, 105 e 106 apresentam estas curvas para os ângulos α , β e γ , respectivamente. Todas as respostas foram filtradas através do filtro passa-baixas digital apresentado na Figura 38, as curvas são referentes ao ensaio descalço.

No giro em torno de **X** apresentado na Figura 104, o sistema de cinematria apresenta uma característica de curva similar àquela coletada pelos sensores inerciais. As principais diferenças da cinematria em relação ao outro sistema são: maior *span* angular e ângulo variável na fase de apoio. À medida que a curva inercial apresenta um ângulo estável entre, aproximadamente, -3° e 3° a cada ciclo, a cinematria apresenta um pico de inversão seguido de uma eversão.

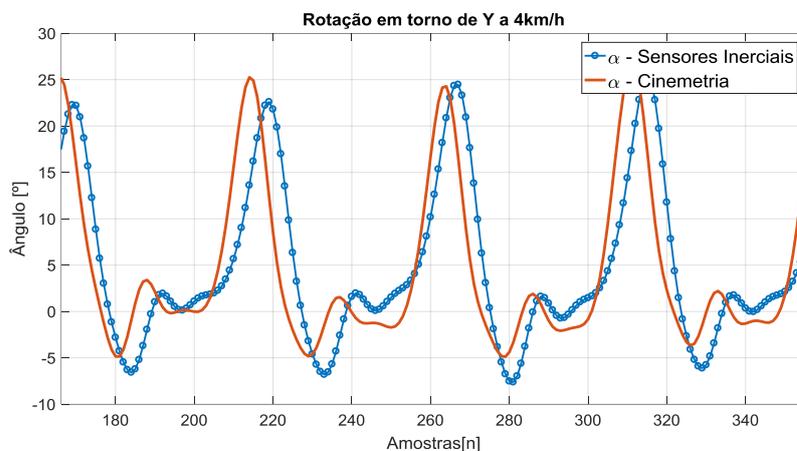
Figura 104 – Comparação entre a reposta do sensor inercial (linha traço-círculo) e a cinematria (linha contínua) para rotação de **X** a 4km/h.



Fonte: Própria do autor.

Quanto aos movimentos de flexão e dorsiflexão apresentados na Figura 105, têm-se que o sistema de câmeras apresenta um nível fixo próximo a 0° no momento em que o segmento tornozelo-pé está apoiado. Neste mesmo período, o sistema inercial possui uma derivada positiva, caracterizando a elevação do pé mantendo as falanges no solo.

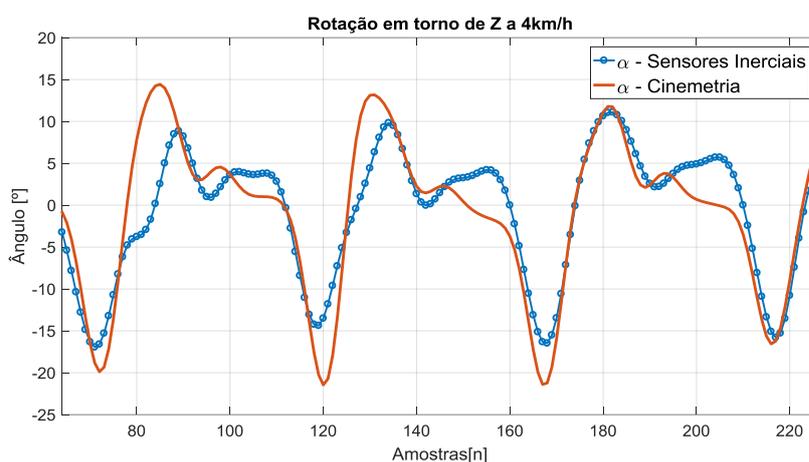
Figura 105 – Comparação entre a resposta do sensor inercial (linha traço-círculo) e a cinemetria (linha contínua) para rotação de **Y** a 4km/h.



Fonte: Própria do autor.

De forma similar ao movimento em torno de **X**, o sistema inercial não apresenta um nível estável angular quanto ao giro de **Z** no momento em que o pé está apoiado. A Figura 106 caracteriza os movimentos de adução e abdução. A cinemetria apresentou uma característica de curva próxima à coletada através do sistema inercial. O sistema de câmeras apresentou derivada mais suave, principalmente no que se refere ao movimento de adução.

Figura 106 – Comparação entre a resposta do sensor inercial (linha traço-círculo) e a cinemetria (linha contínua) para rotação de **Z** a 4km/h.



Fonte: Própria do autor.

Nos três casos é notório o fato de que as curvas provenientes dos sensores inerciais possuem a mesma tendência dos dados adquiridos pelo sistema de câmeras. Para a rotação em torno de **X**, obteve-se uma correlação igual a 0,78 entre os sinais; em torno de **Y**, 0,97; já em torno de **Z**, 0,89.

5 CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos, pode-se afirmar que sensores inerciais podem ser aplicados para a determinação da dinâmica espacial do segmento tornozelo-pé durante a marcha. Diante de sistemas comerciais de cifras elevadas, a utilização de sensores capacitivos de baixo custo se dá como uma boa alternativa para a avaliação do movimento humano.

Perante à presença de superfícies elásticas, tais como a pele e os tecidos dos calçados, a utilização de um magnetômetro se faz necessária no sentido de minimizar os efeitos da perda de referência por parte dos sensores inerciais. Entretanto, a presença de mais um sensor encapsulado inviabilizaria a proposta de um sistema de baixo custo. Desta forma, a utilização da redundância para a caracterização do movimento se fez eficiente, contudo, foi fundamental a utilização de um polinômio de quarta ordem para a ajustar a perda de referência.

Junto ao fato dos erros provenientes da elasticidade da superfície, os ângulos foram obtidos através da integração dos dados provenientes dos giroscópios; os quais, por sua vez, apresentam erros de *offset* devido à Força de Coriolis e ao deslocamento da massa sísmica devido à fixação dos módulos sobre o segmento. O uso da média dos dados coletados durante os ensaios estáticos (pré-calibração) para a compensação destes *offsets* se mostrou eficiente para a compensação deste erro.

Considerando os ângulos máximos que o segmento pode atingir em cada eixo global, os eixos **X** e **Y** apresentaram deflexões relativas maiores. O giro em torno de **X** se fez presente principalmente por dois motivos: variação do centro de pressão e assimetrias de marcha. Os movimentos de eversão e inversão (rotação em torno de **X**), junto à abdução e adução (rotação em torno de **Z**), asseguraram que o impacto inicial fosse distribuído na face interna ou externa da região calcânea. Logo após o impacto, na fase de resposta à carga, o centro de pressão apresentou trajetórias dependentes do padrão de marcha (simétrico ou assimétrico) de cada indivíduo, até o mesmo ser extinguido no instante de contato final. A rotação de **Y** se mostrou evidente nos instantes de contato inicial e final. No contato inicial o segmento tocou o solo a partir de um movimento de dorsiflexão, atingindo este, na média, 80,5% de sua deflexão máxima. Já no contato final, **Y** rotacionou flexionando o segmento, a região das falanges por onde houve as acelerações, depende do padrão de marcha de cada sujeito.

Assumindo o plano **XY** que compõe a região transversal do pé, a aceleração resultante apresentou ângulos próximos aos 25° em relação ao eixo tibial durante o contato inicial. Em

contrapartida, assumiu valores próximos ao plano **XY** no momento do contato final e aceleração em balanço.

A avaliação do uso de calçados apontou que seu modelo pode influenciar de forma positiva, negativa ou neutra sobre o padrão de marcha. Uma vez determinados os padrões de sinais para cada assimetria durante o ensaio descalço, o calçado demonstrou poder neutralizar a assimetria, mantê-la ou promover uma nova assimetria na marcha no voluntário. Desta forma, conclui-se que aqueles que possuem alguma assimetria diagnosticada, deve buscar calçados que promovam a sua neutralidade, evitando, portanto, lesões indesejadas no segmento pé-jelho.

6 TRABALHOS FUTUROS

Uma vez apresentados os efeitos da elasticidade da superfície de fixação sobre a perda de referência dos sensores inerciais, sugere-se a utilização de um magnetômetro em trabalhos futuros. Desta forma, a variação da referência em relação à direção do campo magnético da terra será perceptível, podendo realizar correções de sensibilidade no pós-processamento.

Para a determinação da trajetória do centro de pressão, é imprescindível a utilização de uma plataforma de baropodometria atuando de forma paralela ao sistema inercial. Assim sendo, os padrões de marcha poderão ser caracterizados de forma mais precisa.

O cabeamento fixado à perna dos voluntários pode causar desconforto durante a marcha, por isso sugere-se a utilização de algum protocolo *wireless* para a transmissão de dados. Entretanto, dado o consumo de energia deste tipo de tecnologia, deve-se buscar soluções que não necessitem de baterias que possuam massa significativa em relação ao segmento de análise, uma vez que estas massas externas influenciam na sensibilidade dos sensores inerciais.

Junto aos dispositivos *wireless*, seria de suma importância o desenvolvimento de um modelo virtual atuando de forma síncrona (em tempo real) ao movimento do voluntário. Desta forma, erros de posicionamento poderão ser identificados logo no início do ensaio. Além disso, o *feedback* imediato ao sujeito pode ser de extrema importância, principalmente para o caso de avaliação da corrida de atletas de alta performance.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGIOVLASITIS, S., MCCUBBIN, J.A., YUN, J., MPITSOS, G., PAVOL M.J., **Effects of Down syndrome on three-dimensional motion during walking at different speeds.** Gait Posture 40 (2009) 345-350.

AMINIAN, K., NAJAFI, B., BULA, C., LEYVRAZ, P.F., ROBERT, P., **Spatio-temporal parameters of gait measured by na ambulatory system using miniature gyroscope.** Journal of Biomechanics 35 (2002), 689-699.

ANDERSON, F.C., PANDY, M.G., **Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent.** Journal of Biomechanics 34 (2001) 153-161.

ARDUINO, **Arduino Board**, Disponível em: <<http://www.arduino.cc/en/Main/arduinoBoardnano>> Acessado em: 02.jun.2017

BALBINOT, A., BRUSAMARELLO, V.J., **Instrumentação e Fundamentos de Medidas, 2nd ed. Vol 2**, Rio de Janeiro: LTC, 2011.

BOSCH, **DWM 40 L Manual**, Disponível em: <<http://mdm.boschwebservices.com/files/r18977v21.pdf>> Acessado em: 03.jun.2017.

BÖTZEL, K., MARTI, F.M., RODRIGUEZ, M.A.C., PLATE, A., VICENTE, A.O. **Gait recording with inertial sensors – How to determine initial and terminal contact.** Journal of Biomechanics 49 (2016) 332-337

BRESLER B., FRANKEL S.P.: **The forces and moments in the leg during level walking.** Trans ASME 1950; 27: 27–36

BRUXEL, Y., **Sistema para análise de impacto na marcha humana.** Projeto de Diplomação, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2010.

DERRICK, T., CALDWELL, G., 2000. **Modeling the stiffness characteristics of the human body while running with various stride lengths.** Journal of Applied Biomechanics 16(1): 36-51.

ELEMENT14®, **Freedom Development Platform for Kinetis KL16 and KL26 MCUs.** Disponível em <<https://www.element14.com/community/docs/DOC-54879/1/freedom-development-platform-for-kinetis-kl16-and-kl26-mcus-up-to-128-kb-flash>> Acessado em: 03.jun.2017.

FARAHPOUR, N., JAFARNEZHAD, A., DAMAVANDI, M., BAKHTIARI, A., ALLARD, P., **Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able- bodies individuals with and without pronation.** *Journal of Biomechanics* 49 (2016) 1705-1710.

FERBER, R., MACDONALD, S.L. **Running Mechanics and Gait Analysis.** Champaign: Human Kinetics, 2014.

FONG, D.T.-P., CHAN, Y.Y., HONG, Y., YUNG, P.S.-H., FUNG, K.-Y, CHAN, K-M., **A three-pressure-sensor (3PS) system for monitoring ankle supination torque during sport motions.** *Journal of Biomechanics* 41 (2008): 2562-2566.

FREESCALE®, **AN4399 – High-Precision Calibration of a Three-Axis Accelerometer,** 2013, Disponível em:< http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/app_note/AN4399.pdf > Acessado em: 04.jun.2017.

GRIFFIN MJ. **Handbook of Human Vibration.** Sand Diego: Academic Press, 1996.

GU, G.M., PARK, K., KIM, E.J., Lee, D.Y., KIM, J., **Foot Pronation Monitoring Using Wireless Biaxial Force Sensing System.** *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* 2015, 978-1-4799-1808-9.

HAMMIL, J., B. BATES, 1982. **Comparisons between selected ground reaction force parameters at different running speeds.** *Med Sci Sports Exerc* 14(2): 143

HENNIG E.M. **Gait analysis and the biomechanics of human locomotion.** In VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Florianópolis, Santa Catarina: Sociedade Brasileira de Biomecânica, pp. 19-26, 1999

HSUE, B.J., MILLER, F., SU, F.C., **The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: special relationship between COM and COP trajectories.** *Gait Posture* 29 (2009) 465-470

IVENSENSE®, **Manual of MPU6050,** V.3.4 (2013). Disponível em:< <https://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>> Acessado em: 02.jun.2017.

JONES, T.B., NENADIC, N.G., **Electro-mechanics and MEMS,** Cambridge: Cambridge, 2013.

KARATSIDIS, A., BELLUSCI, G., SCHEPERS, H.M., ZEE. M., ANDERSEN, M.S., VELTINK, P.H., **Estimation of ground reaction forces and moments during gait using only inertial motion capture.** *Sensors* 2017,17, 75.

KOTIADIS, D., HERMENS H.J., VELTINK, P.H., **Inertial Gait Phase Detection for control of a drop foot stimulator Inertial sensing for gait phase detection.** *Medical Engineering & Physics* 32 (2010) 287-297

KIBLER, W.B. **Clinical aspects of muscle injury.** *Med Sci Sports Exercises* 22 (1990), (4): 450-452.

LEE, J.K., PARK, E.J., **Quasi real-time gait event detection using shank-attached gyroscope.** *Med. Biol. Eng. Comput.* 49 (2011) 707-712.

MACYNTIRE, J., J. TAUNTON, et al. 1991. **Running injuries: A clinical study of 4,173 cases.** *Clin J Sports Med:* 1:81-87

MCARDLE, W. D., KATCH, F. I., KATCH, V. L. **Exercise Physiology: Energy, Nutrition, and Performance.** Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

MERCER, J.A., VANCE, J., 2002. **Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities.** *Eur J Appl Physiol* 87(4-5): 403-408

MONTGOMERY, D.C., RUNGER, G.C., **Estatística Aplicada e Probabilidade para Engenheiros 5th ed.** Rio de Janeiro: LTC, 2011.

NIGG, B.M., H.A. BAHLESEN, et al. 1987. **The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running.** *J Biomech* 20(10): 951-959.

OATIS, C.A., **Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement 2nd ed.** Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2009.

OPTITRACK®, **Flex 3 Manual,** 2013. Disponível em: <<http://optitrack.com/public/documents/Flex%203%20Data%20Sheet.pdf>>. Acessado em: 30.out.2017.

POLK, J.D., STUMPF, R.M., ROSENGREN, K.S. **Limb dominance, foot orientation and functional asymmetry during waking gait.** *Gait & Posture* 52 (2017),140-146

RAMALHO, A.J. **Marcha normal e patológica. Ortopedia e traumatologia: princípios e prática.** Porto Alegre: Artmed; 2003. p. 35-55.

SIGWARD, S.M., CHAN, M.-S.M., LIN, P.E., **Characterizing knee loading asymmetry in individuals following anterior cruciate ligament reconstruction using inertial sensors.** *Gait & Posture* 49 (2016), 114-119.

TEXAS INSTRUMENTS®, *Datasheet CD4051*, 2017. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cd4053b-mil.pdf>> Acessado em: 15.ago.2017.

TEXAS INSTRUMENTS®, *Datasheet LM7805*, 2003 Disponível em: <<https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/LM7805.pdf>>Acessado em: 15.ago.2017.

TONG, K., GRANAT, M.H. **A practical gait analysis system using gyroscopes.** *Med. Eng. Phys.* 21 (1999), 87-94.

VAUGHAN CL; DAVIS BL; O'CONNOR JC. **Dynamics of Human Gait.** Human Kinetics Publishers. Cap. 1 Pag 1-6. 1992

WALKER, J., HALLIDAY, D., & RESNICK, R.. **Fundamentals of physics, 10th vol. 1.** Hoboken: Wiley; 2013.

ANEXO I – *FIRMWARE DO ATMEGA328p*

```

#include <Wire.h>
#include "Arduino.h"
#include "MPU6050_MUX.h"

//Endereco I2C do MPU6050
//const int MPU=0x68;
//Variaveis para armazenar valores dos sensores
int AcX,AcY,AcZ,Tmp,GyX,GyY,GyZ;

const char *str[] = {"Ax ","Ay ","Az ","Gx ","Gy ","Gz ","Time "};

void setMPU_Setup (){
  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x6B); //Accessing the register 6B - Power Management (Sec. 4.28)
  Wire.write(0x00); //Setting SLEEP register to 0. (Required; see Note on p. 9)
  Wire.endTransmission(true);

  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x24); //Accessing the register 24 - I2C Master Control (Sec. 4.7)
  Wire.write(0x0A); //Setting the clock to 500kHz
  Wire.endTransmission(true);

  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x1B); //Accessing the register 1B - Gyroscope Configuration (Sec. 4.4)
  Wire.write(0x10); //Setting the gyro to full scale +/- 1000deg./s
  Wire.endTransmission(true);

  Wire.beginTransmission(MPU); //I2C address of the MPU
  Wire.write(0x1C); //Accessing the register 1C - Acccelerometer Configuration (Sec. 4.5)
  Wire.write(0X18); //Setting the accel to +/- 16g
  Wire.endTransmission(true);
}

```

```

void setMPU6050(uint8_t sensor){
  if (sensor == 1){ // CBA : 0x000
    digitalWrite(A, LOW);
    digitalWrite(B, LOW);
    digitalWrite(C, LOW);
    digitalWrite(EN,LOW);
  }else if(sensor == 2){// CBA : 0x001
    digitalWrite(A, HIGH);
    digitalWrite(B, LOW);
    digitalWrite(C, LOW);
    digitalWrite(EN,LOW);
  }else if(sensor == 3){// CBA : 0x010
    digitalWrite(A, LOW);
    digitalWrite(B, HIGH);
    digitalWrite(C, LOW);
    digitalWrite(EN,LOW);
  }else if(sensor == 4){// CBA : 0x011
    digitalWrite(A, HIGH);
    digitalWrite(B, HIGH);
    digitalWrite(C, LOW);
    digitalWrite(EN,LOW);
  }else if(sensor == 5){// CBA : 0x100
    digitalWrite(A, LOW);
    digitalWrite(B, LOW);
    digitalWrite(C, HIGH);
    digitalWrite(EN,LOW);
  }else{
    digitalWrite(EN,HIGH);
  }
}

void getMPU6050(void){
  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x3B); // starting with register 0x3B (ACCEL_XOUT_H)
  Wire.endTransmission(false);
  //Solicita os dados do sensor
  Wire.requestFrom(MPU,14,true);
  //Armazena o valor dos sensores nas variaveis correspondentes

```

```

AcX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3B (ACCEL_XOUT_H) & 0x3C (ACCEL_XOUT_L)
AcY=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3D (ACCEL_YOUT_H) & 0x3E (ACCEL_YOUT_L)
AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3F (ACCEL_ZOUT_H) & 0x40 (ACCEL_ZOUT_L)
Tmp=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x41 (TEMP_OUT_H) & 0x42 (TEMP_OUT_L)
GyX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x43 (GYRO_XOUT_H) & 0x44 (GYRO_XOUT_L)
GyY=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x45 (GYRO_YOUT_H) & 0x46 (GYRO_YOUT_L)
GyZ=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x47 (GYRO_ZOUT_H) & 0x48 (GYRO_ZOUT_L)
}

```

```

void getSerialResponse(uint8_t ref){
  Serial.print(ref);Serial.print(str[0]); Serial.println(AcX);
  Serial.print(ref);Serial.print(str[1]); Serial.println(AcY);
  Serial.print(ref);Serial.print(str[2]); Serial.println(AcZ);

  Serial.print(ref);Serial.print(str[3]); Serial.println(GyX);
  Serial.print(ref);Serial.print(str[4]); Serial.println(GyY);
  Serial.print(ref);Serial.print(str[5]); Serial.println(GyZ);
}

```

```

void set_MPU_I2C_init(void){
  digitalWrite(A, LOW);
  digitalWrite(B, LOW);
  digitalWrite(C, LOW);
  digitalWrite(EN,HIGH);

  //Inicializa a serial
  Serial.begin(115200);

  //Inicializa I2C
  Wire.begin();
  //Inicializa o MPU
  Wire.write(0);
  Wire.endTransmission(true);
}

```

```
for (uint8_t sensor = 1; sensor <5; sensor++){  
    setMPU6050(sensor);  
    setMPU_Setup ();  
    delay(100);  
}  
}
```

```
void getMPUmain(void) {  
    Serial.print(str[6]); Serial.println(millis());
```

```
  
    setMPU6050(1);  
    delay(1);  
    getMPU6050();  
    getSerialResponse(1);
```

```
  
    setMPU6050(2);  
    delay(1);  
    getMPU6050();  
    getSerialResponse(2);
```

```
  
    setMPU6050(3);  
    delay(1);  
    getMPU6050();  
    getSerialResponse(3);
```

```
  
    setMPU6050(4);  
    delay(1);  
    getMPU6050();  
    getSerialResponse(4);  
}
```

```
#include "MPU6050_MUX.h"
```

```
void setup() {  
    //declara as portas  
    pinMode(A, OUTPUT);  
    pinMode(B, OUTPUT);  
    pinMode(C, OUTPUT);  
    pinMode(EN, OUTPUT);
```

```
setMPU_Setup ();  
set_MPU_I2C_init();  
}
```

```
void loop() {  
  getMPUmain();  
}
```

ANEXO II – *FIRMWARE DE CALIBRAÇÃO (KL26Z128)*

```
#include "MPU6050.h"
#include "MPU6050_functions.h"
#include "ConvertDataToHex.h"
#include "I2C.h"
#include "uart0.h"
#include "derivative.h" /* include peripheral declarations */
int main(void)
{
    LED_init();
    I2C_init();
    uart0_init();
    PWR_MGMT();
    GYRO_config();
    ACC_config();
    while(1){
        GYRO_out();
        ConvertDataToHex(0xFF);
        uart0_send(0x0A); //nova linha em ASCII
        delay();

        ACC_out();
        ConvertDataToHex(0xAA);
        uart0_send(0x0A); //nova linha em ASCII
        delay();
        RED_OFF;
        BLUE_ON;
    }
    return 0;
}
```

ANEXO III – ROTINA PYTHON™ PARA A CALIBRAÇÃO

```

import funcaoSerial
import funcaoAdequaDados
import random
import time

def ConverteArquivoTextoParaLista (arquivoTXT): #Retorna o arquivo texto como lista
    global arquivoTexto
    arquivoTexto = arquivoTXT
    file = open(arquivoTexto,'r')
    ArquivoLista = []
    Count = 1
    while Count != 0:
        ArquivoLista.append(file.readline())
        if ArquivoLista[Count-1] == " ":
            Count = 0
            del ArquivoLista[Count-1]
        else:
            Count = Count + 1
    file.close()
    return ArquivoLista

def AngulosMedidos (Lista): #Retorna uma lista com os valores de ângulo já medidos; (Lista) = ArquivoLista
    AnguloBrutoLista = []
    AnguloLista = []
    for Count in range(len(Lista)):
        try:
            if Lista[Count][1] == '.': #Para valores entre 0.0 e 9.0
                AnguloBrutoLista.append(float(Lista[Count][0]+Lista[Count][1]+Lista[Count][2]))
            if Lista[Count][2] == '.': #Para valores entre 10.0 e 99.0
                AnguloBrutoLista.append(float(Lista[Count][0]+Lista[Count][1]+Lista[Count][2]+Lista[Count][3]))
            if Lista[Count][3] == '.': #Para valores entre 100.0 e 999.0
                AnguloBrutoLista.append(float(Lista[Count][0]+Lista[Count][1]+Lista[Count][2]+Lista[Count][3]+Lista[Count][4]))
        except IndexError:
            pass
    for Count in range(len(AnguloBrutoLista)):
        try:

```

```

    if AnguloBrutoLista[Count] != AnguloBrutoLista[Count-1]:
        AnguloLista.append(AnguloBrutoLista[Count])
    except IndexError:
        pass
return AnguloLista

def AngulosFaltantes (AnguloMedidoLista, AngInicial , AngFinal , Resolucao):
    NroAngulos = int((AngFinal-AngInicial)/Resolucao)
    AngulosFaltantes = []
    AngulosPossiveis = []
    AnguloAtual = AngInicial
    AngulosPossiveis.append(AnguloAtual)
    for Count in range(NroAngulos):
        AnguloAtual = AnguloAtual + Resolucao
        AngulosPossiveis.append(AnguloAtual)
    CountMedidos = 0
    while CountMedidos <= len(AnguloMedidoLista)-1:
        CountPossiveis = 0
        while CountPossiveis <= len(AngulosPossiveis)-1:
            if AnguloMedidoLista[CountMedidos] == AngulosPossiveis[CountPossiveis]:
                del AngulosPossiveis[CountPossiveis]
                CountPossiveis = CountPossiveis + 1
            CountMedidos = CountMedidos + 1
    AngulosFaltantes = AngulosPossiveis
    print('\nÂngulos Faltantes : ',AngulosFaltantes)
    return AngulosFaltantes

def RestartCalibracaoGyro():
    ComPort = input("Com Port: ")
    BaudRate = input("Baud Rate (bps): ")
    tempoAquisicao = float(input("Tempo de aquisição (s): "))
    funcaoSerial.AbreSerial(ComPort,BaudRate)
    funcaoSerial.ser.close()
    Aquisicao = []
    AnguloRand = [] #RECEBE OS ÂNGULO DE FORMA ALEATÓRIA
    Angulo = [] #VETOR PARA A PLANILHA .TXT
    DadoFinal = [] #DEVE ARMAZENAR ÂNGULO E AQUISIÇÃO
    TempoInicial = 0

```

```

CountAngulo = 0

AnguloRand = AngulosFaltantes(AngulosMedidos(ConverteArquivoTextoParaLista(input('Arquivo texto .txt: '))),
float(input('Ângulo Inicial [º]: ')), float(input('Ângulo Final [º]: ')),float(input('Resolução [º]: ')))

random.shuffle(AnguloRand)

print('\nÂngulos Randômicos',AnguloRand)

while CountAngulo <= (len(AnguloRand)-1):
    print("Ângulo",AnguloRand[CountAngulo],"º")
    if (input("Pressione ENTER para incrementar... ") == ""):
        TempoInicial = time.time()
        CountTempo = 0
        Aquisicao = []
        Angulo = []
        funcaoSerial.ser.open()
        while(CountTempo <= tempoAquisicao):
            Angulo.append(AnguloRand[CountAngulo])
            Aquisicao.append(funcaoSerial.ser.readline())
            CountTempo = time.time() - TempoInicial
            # print(CountTempo)
        with open(arquivoTexto, "a+") as myfile:
            for index in range(len(funcaoAdequaDados.AdequaDado(Aquisicao))):
                try :
                    myfile.write(str(Angulo[index]) + " " + str(funcaoAdequaDados.AdequaDado(Aquisicao)[index]) + "\n")
                except IndexError:
                    pass
                except UnicodeDecodeError:
                    pass
        CountAngulo = CountAngulo + 1
        funcaoSerial.ser.close()
print("Terminando...")

```

ANEXO IV – ROTINA MATLAB® PARA A CALIBRAÇÃO

```
function CalibracaoModulos(ArquivoTXT, SensorInercial)

[angle x y z sinal] = textread(ArquivoTXT,'%f%s%s%s%s');

% Os dados do ACC ,GYRO e SINAL devem ser convertidos para decimal

x = typecast( uint16( hex2dec(x) ), 'int16');
y = typecast( uint16( hex2dec(y) ), 'int16');
z = typecast( uint16( hex2dec(z) ), 'int16');
sinal = typecast( uint16( hex2dec(sinal) ), 'int16');

%ADEQUAÇÃO DA PLANILHA DE DADOS POSITIVA

countAcc = 1;
countGyro = 1;

if SensorInercial(1)== 'a' || SensorInercial(1)=='A'

    for i=1:length(sinal)

        if sinal(i) == typecast( uint16( hex2dec('AA') ), 'int16')

            xa(countAcc) = x(i);
            ya(countAcc) = y(i);
            za(countAcc) = z(i);
            angAcc(countAcc) = angle(i)/2048;

            countAcc = countAcc + 1;
        end

    end

    switch ArquivoTXT(8)
        case 'X'
            eixo = xa;
        case 'Y'
            eixo = ya;
        case 'Z'
            eixo = za;
    end

    plot(angAcc,eixo,'*')
    xlabel('Ângulo [°]');
    ylabel('Resposta Digital');
    title(['Acelerômetro ', ArquivoTXT(6), ' - Eixo ', ArquivoTXT(8)])

    cftool(angAcc,double(eixo));

end

if SensorInercial(1)=='g' || SensorInercial(1)=='G'

    for i=1:length(sinal)
```

```

        if sinal(i) == typecast( uint16( hex2dec('FF') ), 'int16')

            xg(countGyro) = x(i);
            yg(countGyro) = y(i);
            zg(countGyro) = z(i);
            angGyro(countGyro) = angle(i);

            countGyro = countGyro + 1;
        end
    end

    switch ArquivoTXT(8)
        case 'X'
            eixo = xg;
        case 'Y'
            eixo = yg;
        case 'Z'
            eixo = zg;
    end

    eixo = double(eixo)/2048;

    f=fit(angGyro',eixo','fourier1') %fitting via Série de de Fourier

    coeff = coeffvalues(f); %Coeficientes da Série de Fourier

    % y = a0 + a1*cos(x*w) + b1*sin(x*w)
    a0 = coeff(1);
    a1 = coeff(2);
    b1 = coeff(3);
    w = coeff(4);

    fitted = a0 + a1*cos(angGyro*w) + b1*sin(angGyro*w);

    plot(angGyro,eixo,'d','linewidth',2)
    hold on
    plot(angGyro,fitted,'+','linewidth',2)
    grid on
    xlabel('Ângulo [°]','FontSize',17);
    ylabel('g [m/s^2]','FontSize',17);
    axis([-120 120 min(eixo)-0.2 max(eixo)+0.2])
end
end
end

```

ANEXO V – ROTINA PYTHON™ PARA OS ENSAIOS

```

import serial
import time
import winsound
from random import shuffle

#LISTA DE AQUISIÇÃO DA SERIAL
LISTSERIAL = []

#LISTA PARA PROCESSAMENTO DE SINAIS
LISTPROCESS = []

#LISTA DE VELOCIDADES
LISTVEL = [2,2,4,4,6,6]

#STRINGS DE ID
IDSTR = ["Time", "1Ax", "1Ay", "1Az", "1Gx", "1Gy", "1Gz",
         "2Ax", "2Ay", "2Az", "2Gx", "2Gy", "2Gz",
         "3Ax", "3Ay", "3Az", "3Gx", "3Gy", "3Gz",
         "4Ax", "4Ay", "4Az", "4Gx", "4Gy", "4Gz"]

##variaveis declaradas dentro de uma classe,porem fora de um metodo, sao variaveis globais estaticas (static)
class GlobalVar (object):
    #TEMPO DE AQUISICAO
    TIME_ACTN = 20

    #FLAG DE LEITURA DA REFERENCIA "TIME"
    TIME_FLAG = 0

    #CONTADOR DE EIXOS
    AXIS_COUNT = 0

    #ERROS
    ERR_SERIALDATA = -1

"""
-----
FUNCTION: SerialTimeCtrl (Time)
@param1: Time - controle do tempo da
        porta COM aberta
@return: no
DESC.: ser.read(Time*11520)

```

Comunicacao serial:8bits+start+stop

total de 10 bits para transmitir

1Byte

Logo tem-se BAUDRATE/10 bytes/s

Para 115200bps -- 11520 bytes/s

"""

def SerialRead(Time):

 ser = serial.Serial()

 ser.timeout = (GlobalVar.TIME_ACTN + 5)

 ser.baudrate = 115200

 ser.port = "COM4"

 ser.open()

 LISTSERIAL.append(ser.read(Time*11520))

 ser.close()

"""

FUNCTION: TextSerial (filename)

@param1: filename - nome do arquivo

@return: no

DESC.: - Função para armazenar em arquivo

 texto os dados coletados pela

 serial

"""

def TextSerial (filename):

 NewList = str(LISTSERIAL).replace("\\r\\n", '\n')

 NewList = NewList.replace("b", "")

 NewList = NewList.replace("\\r", "")

 NewList = NewList.replace("'", "")

 NewList = NewList.replace("[", "")

 NewList = NewList.replace("]", "")

 file = open(filename+".txt", "a")

 file.write(NewList)

```
"""
```

```
-----  
FUNCTION: Var_Num (s)
```

```
@param1: s - string para analise
```

```
@return: lista com variavel (var) [0] e
```

```
resposta (num) [1]
```

```
DESC.: - A partir de uma linha no formato
```

```
nEixo 123\n, identifica a variavel
```

```
(tempo ou eixo) e a sua resposta
```

```
-----  
"""
```

```
def Var_Num (s):
```

```
    VarNumList = []
```

```
    try:
```

```
        TempList = s.split(" ")
```

```
        VarNumList.append(TempList[0])
```

```
        TempList = TempList[1].split("\n")
```

```
        VarNumList.append(TempList[0])
```

```
    return VarNumList
```

```
    except IndexError:
```

```
        return GlobalVar.ERR_SERIALDATA
```

```
"""
```

```
-----  
FUNCTION: StrSplit (s)
```

```
@param1: s - string para analise
```

```
@param2: mode - string(0), num(1)
```

```
@return: string ou erro
```

```
DESC.: - identifica a variavel e seu valor
```

```
e retorna estes caso estejam de
```

```
acordo com o padrao estabelecido
```

```
- caso contrario, retorna erro
```

```
-----  
"""
```

```
def StrSplit(s, mode):
```

```
    if(mode == 0):
```

```
        for ind in range(len(IDSTR)):
```

```

    if s.find(IDSTR[ind]) != -1:
        stemp = IDSTR[ind]
        break
    else:
        stemp = IDSTR[ind]

    if (stemp != GlobalVar.ERR_SERIALDATA):
        return stemp
    else:
        return GlobalVar.ERR_SERIALDATA

elif (mode == 1):
    try:
        int(s)
        return s
    except ValueError:
        return GlobalVar.ERR_SERIALDATA

"""
-----
FUNCTION: ColumnAdjust (List)
@param1: Line - linha para ajuste
@return: no
DESC.: - Identifica os dados da coluna da
        direita e dispoee na coluna de
        resposta correspondente
        - Dados errados ou faltantes sao
        substituidos por "*"
-----
"""

def ColumnAdjust(Line):
    s = (Var_Num(Line))
    if (s != -1):
        if (not GlobalVar.TIME_FLAG):
            if (StrSplit(s[0],0) == IDSTR[0]):
                if (StrSplit(s[1],1) != GlobalVar.ERR_SERIALDATA):
                    LISTPROCESS.append(s[1])
                    GlobalVar.TIME_FLAG = 1

```

```

        GlobalVar.AXIS_COUNT += 1
    else:
        LISTPROCESS.append("")
    else:
        pass

elif(GlobalVar.TIME_FLAG):
    if (StrSplit(s[0],0) == IDSTR[GlobalVar.AXIS_COUNT]):
        if (StrSplit(s[1],1) != GlobalVar.ERR_SERIALDATA):
            LISTPROCESS.append(s[1])
        else:
            LISTPROCESS.append("")

    elif (StrSplit(s[0],0) == GlobalVar.ERR_SERIALDATA):
        LISTPROCESS.append("")

    else:
        for err_ind in range(len(IDSTR)):
            if (StrSplit(s[0],0) == IDSTR[err_ind]):
                diff = err_ind - GlobalVar.AXIS_COUNT
                break

        for n in range(diff):
            LISTPROCESS.append("")

        GlobalVar.AXIS_COUNT += diff

    if (StrSplit(s[1],1) != GlobalVar.ERR_SERIALDATA):
        LISTPROCESS.append(s[1])
    else:
        LISTPROCESS.append("")

if (GlobalVar.AXIS_COUNT == 24):
    GlobalVar.AXIS_COUNT = 0
    GlobalVar.TIME_FLAG = 0
    LISTPROCESS.append(" ")
else:
    GlobalVar.AXIS_COUNT +=1

```

```

else:
    pass
"""
-----
FUNCTION: ErrorColumnAdjust (List)
@param1: List - lista para ajuste

@return: List

DESC.: - Identifica os dados errados ou
        faltantes ("*") e substitui pelo
        dado seguinte ou anterior deste
        eixo
-----
"""
def ErrorColumnAdjust(List):
    for ind in range(len(List)):
        if List[ind] == "*":
            if ind < (len(List)-26):
                for indx in range(ind, len(List), 26):
                    if List[indx] != "*":
                        List[ind] = List[indx]
                        break
            else:
                for indx in range(ind, 0, -26):
                    if List[indx] != "*":
                        List[ind] = List[indx]
                        break

    return List

"""
-----
FUNCTION: TextFix (filename)
@param1: filename - nome do arquivo
@return: no

DESC.: - Cria outro arquivo texto com os
        erros (extensão _ERROR.txt)

```

- Função para adequar o arquivo em formato str para outro adequado para interpretar as informações
- Cria outro arquivo texto com as alterações (extensão _FIX.txt)

```

-----
"""
def TextFix (filename):
    ##-----
    #Abre o arquivo da aquisicao para processamento
    file = open(filename+".txt", "r+")

    List = file.readlines()

    for ind in range(len(List)):
        ColumnAdjust(List[ind])

    file.close()
    #Fecha o arquivo
    ##-----

    ##-----
    #escreve o arquivo com os erros "*"
    file = open(filename+"_ERROR.txt", "w")
    file.write(str(LISTPROCESS).replace(", ", '\r\n'))
    file.close()
    #Fecha o arquivo
    ##-----
    ##-----
    #Abre o arquivo de erros e gera o arquivo pronto
    #para o processamento numerico em ambiente matlab
    LISTPROCESS_FIX = str(ErrorColumnAdjust(LISTPROCESS))
    LISTPROCESS_FIX = LISTPROCESS_FIX.replace("[", "")
    LISTPROCESS_FIX = LISTPROCESS_FIX.replace("]", "")
    LISTPROCESS_FIX = LISTPROCESS_FIX.replace("","")
    LISTPROCESS_FIX = LISTPROCESS_FIX.replace(", ", '\r\n')

    file = open(filename+"_FIX.txt", "w")

```

```

file.write(LISTPROCESS_FIX)
file.close()
#Fecha o arquivo
##-----

"""
-----
FUNCTION: Interface ()

DESC.: - IHM para a execucao do codigo
-----
"""

def Interface ():
    print("*****")
    print("    INTERFACE DE AQUISICAO    ")
    print("*****")
    print("")

    shuffle(LISTVEL)
    print("Lista aleatorizada de velocidades: ",LISTVEL)
    print("")

    while True:
        ref_cont = str(input("Continuar/comecar (c) ou parar(p)?: "))

        if ref_cont == "c":
            ref_user = str(input("Insira a referencia do usuario: "))
            ref_vel = str(input("Insira a referencia de velocidade: "))
            ref_rep = str(input("Insira a referencia de repeticao: "))
            ref_calc = str(input("Insira a referencia de calçado (c) ou descalço(d): "))

            filename = (ref_user+"_"+ref_vel+"_"+ref_rep+"_"+ref_calc)
            print("")
            print("Filename: ",filename)
            print("")

            if input("ENTER para iniciar em 3 segundos...") == "":
                for t in range(3,0,-1):

```

```
    print("Ensaio começa em", t, " segundos\n")
    winsound.Beep(2000,300)
    time.sleep(1)

    winsound.Beep(2000,1000)
    print("Valendo! :)\n")
    print("")

    SerialRead(GlobalVar.TIME_ACTN)

    winsound.Beep(2000,1000)
    print("Concluido!!\n")
    print("Gerando arquivos e processando...\n")
    TextSerial(filename)
    TextFix (filename)
    print("Arquivos gerados!!\n")

else:
    pass
else:
    break
```

ANEXO VI – ROTINA MATLAB® PARA PROCESSAMENTO

```

function processamentoNovo (Acc, Tacc, Giro, Tgiro)

[Amin AminIdx] = min(Acc);

contpossible = 0;
contPeriod = 0;
for i=1:1:length(Acc)
    if ((Acc(i)/Amin) > 0.5)
        contpossible = contpossible + 1;
        possibleMin(contpossible) = i;
    else
        if(contpossible > 0)
            contPeriod = contPeriod + 1;
            [AccMin MinIdx] = min(Acc(possibleMin));
            PeriodMin(contPeriod) = possibleMin(MinIdx);
            contpossible = 0;
            possibleMin = 0;
        end
    end
end

%%
%ACI
ACI = Giro(PeriodMin);

%%
%AD -- PICO DO ACC ENTRE 0 E 30% DO PERÍODO
PeriodMin
for i=2:1:(length(PeriodMin)-1)
    [AccDes DesIdx] = max(Acc(PeriodMin(i-1):1:PeriodMin(i)-
1)+round((PeriodMin(i) - PeriodMin(i-1)).*0.3)));

    IdxDes(i-1) = PeriodMin(i-1) + DesIdx -1;
end
AD = Giro(IdxDes);

%%
%AR -- MÉDIA DO ACC ENTRE 15 E 40% DO PERÍODO
for i=2:1:length(PeriodMin)
    AR(i-1) = mean(Giro(PeriodMin(i-1)+round((PeriodMin(i) - PeriodMin(i-
1)).*0.15):1:PeriodMin(i-1)+round((PeriodMin(i) - PeriodMin(i-1)).*0.4)));
end
AR;

%%
%ACF -- PICO DO GIRO NO PERÍODO
for i=2:1:(length(PeriodMin)-1)
    [AccDes DesIdx] = max(Giro(PeriodMin(i-1):1:PeriodMin(i)));

    ACF(i-1) = Giro(PeriodMin(i-1)+DesIdx-1);
end
ACF;

%%
%AA - PICO DE ACELERAÇÃO ENTRE 60 E 100%
for i=2:1:(length(PeriodMin)-1)

```

```

        [AccDes DesIdx] = max(Acc(PeriodMin(i-1)+round((PeriodMin(i) -
PeriodMin(i-1)).*0.6):1:PeriodMin(i)));
        AA(i-1) = Giro(PeriodMin(i-1)+round((PeriodMin(i) - PeriodMin(i-
1)).*0.6)+DesIdx-1);
end
AA;

%%
%AB - PICO EM BALANÇO ENTRE 60 E 100%
for i=2:1:(length(PeriodMin)-1)
    [Abmax Abidx] = max(abs(Giro(PeriodMin(i-1)+round((PeriodMin(i) -
PeriodMin(i-1)).*0.6):1:PeriodMin(i))));
    AB(i-1) = Giro(PeriodMin(i-1)+round((PeriodMin(i) - PeriodMin(i-
1)).*0.6+Abidx));
end
AB;
mtxmin = min([length(ACI) length(AD) length(AR) length(ACF) length(AB)])
MATRIZ = [ACI(1:1:mtxmin)' AD(1:1:mtxmin)' AR(1:1:mtxmin)' ACF(1:1:mtxmin)'
AA(1:1:mtxmin)' AB(1:1:mtxmin)']

figure
plot(Acc)
hold on
plot(PeriodMin, Amin*ones(1,length(PeriodMin)), '*')
% hold on
% plot(AB, 'LineWidth', 5)
end

function FileProcess(filename, Tinit, Tend)
close all;
clc;
[dados] = textread(filename, '%d');

Tstatic_min = 0.5; Tstatic_max = 2;
Tdynamic_min = Tinit; Tdynamic_max = Tend;
%%
%Vetores de tempo
tempo = dados(1:25:length(dados))./1000

for i=2:1:length(tempo)
    delta_tempo(i-1) = (tempo(i) - tempo(i-1));
end
mean_delta_tempo = mean(delta_tempo);
tempo_incremento = mean_delta_tempo/4;

for i = 1:1:4
    tempo_modulos(:,i) = [tempo + (i-1)*tempo_incremento];
end

%%
%Vetores módulo 1
ax1 = dados(2:25:length(dados));
ay1 = dados(3:25:length(dados));
az1 = dados(4:25:length(dados));
gx1 = dados(5:25:length(dados));
gy1 = dados(6:25:length(dados));
gz1 = dados(7:25:length(dados));
%%
%Vetores módulo 2

```

```

ax2 = dados(8:25:length(dados));
ay2 = dados(9:25:length(dados));
az2 = dados(10:25:length(dados));
gx2 = dados(11:25:length(dados));
gy2 = dados(12:25:length(dados));
gz2 = dados(13:25:length(dados));
%%
%Vetores módulo 3
ax3 = dados(14:25:length(dados));
ay3 = dados(15:25:length(dados));
az3 = dados(16:25:length(dados));
gx3 = dados(17:25:length(dados));
gy3 = dados(18:25:length(dados));
gz3 = dados(19:25:length(dados));
%%
%Vetores módulo 4
ax4 = dados(20:25:length(dados));
ay4 = dados(21:25:length(dados));
az4 = dados(22:25:length(dados));
gx4 = dados(23:25:length(dados));
gy4 = dados(24:25:length(dados));
gz4 = dados(25:25:length(dados));
%%
%APRESENTAÇÃO GRÁFICA DAS RESPOSTAS DOS IMUS
figure(1)
[Ax1, Ay1, Az1, Gx1, Gy1, Gz1] = Digital2Phys(tempo_modulos(:,1), ax1, ay1,
az1, gx1, gy1, gz1);
figure(2)
[Ax2, Ay2, Az2, Gx2, Gy2, Gz2] = Digital2Phys(tempo_modulos(:,2), ax2, ay2,
az2, gx2, gy2, gz2);
figure(3)
[Ax3, Ay3, Az3, Gx3, Gy3, Gz3] = Digital2Phys(tempo_modulos(:,3), ax3, ay3,
az3, gx3, gy3, gz3);
figure(4)
[Ax4, Ay4, Az4, Gx4, Gy4, Gz4] = Digital2Phys(tempo_modulos(:,4), ax4, ay4,
az4, gx4, gy4, gz4);

%%
%JANELAMENTO ESTÁTICO
[Ax1Static,t1Static] = Janelamento(Ax1,tempo_modulos(:,1), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Ay1Static,t2Static] = Janelamento(Ay1,tempo_modulos(:,1), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Az1Static,t3Static] = Janelamento(Az1,tempo_modulos(:,1), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Gx1Static,t4Static] = Janelamento(Gx1,tempo_modulos(:,1), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Gy1Static,t5Static] = Janelamento(Gy1,tempo_modulos(:,1), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Gz1Static,t6Static] = Janelamento(Gz1,tempo_modulos(:,1), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Ax2Static,t7Static] = Janelamento(Ax2,tempo_modulos(:,2), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Ay2Static,t8Static] = Janelamento(Ay2,tempo_modulos(:,2), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Az2Static,t9Static] = Janelamento(Az2,tempo_modulos(:,2), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Gx2Static,t10Static] = Janelamento(Gx2,tempo_modulos(:,2), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Gy2Static,t11Static] = Janelamento(Gy2,tempo_modulos(:,2), Tstatic_min,
Tstatic_max);

```

```

[Gz2Static,t12Static] = Janelamento(Gz2,tempo_modulos(:,2), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Ax3Static,t13Static] = Janelamento(Ax3,tempo_modulos(:,3), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Ay3Static,t14Static] = Janelamento(Ay3,tempo_modulos(:,3), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Az3Static,t15Static] = Janelamento(Az3,tempo_modulos(:,3), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Gx3Static,t16Static] = Janelamento(Gx3,tempo_modulos(:,3), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Gy3Static,t17Static] = Janelamento(Gy3,tempo_modulos(:,3), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Gz3Static,t18Static] = Janelamento(Gz3,tempo_modulos(:,3), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Ax4Static,t19Static] = Janelamento(Ax4,tempo_modulos(:,4), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Ay4Static,t20Static] = Janelamento(Ay4,tempo_modulos(:,4), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Az4Static,t21Static] = Janelamento(Az4,tempo_modulos(:,4), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Gx4Static,t22Static] = Janelamento(Gx4,tempo_modulos(:,4), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Gy4Static,t23Static] = Janelamento(Gy4,tempo_modulos(:,4), Tstatic_min,
Tstatic_max);
[Gz4Static,t24Static] = Janelamento(Gz4,tempo_modulos(:,4), Tstatic_min,
Tstatic_max);

%%
%JANELAMENTO DINAMICO
[Ax1Dynamic,t1Dynamic] = Janelamento(Ax1,tempo_modulos(:,1), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Ay1Dynamic,t2Dynamic] = Janelamento(Ay1,tempo_modulos(:,1), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Az1Dynamic,t3Dynamic] = Janelamento(Az1,tempo_modulos(:,1), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Gx1Dynamic,t4Dynamic] = Janelamento(Gx1,tempo_modulos(:,1), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Gy1Dynamic,t5Dynamic] = Janelamento(Gy1,tempo_modulos(:,1), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Gz1Dynamic,t6Dynamic] = Janelamento(Gz1,tempo_modulos(:,1), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Ax2Dynamic,t7Dynamic] = Janelamento(Ax2,tempo_modulos(:,2), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Ay2Dynamic,t8Dynamic] = Janelamento(Ay2,tempo_modulos(:,2), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Az2Dynamic,t9Dynamic] = Janelamento(Az2,tempo_modulos(:,2), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Gx2Dynamic,t10Dynamic] = Janelamento(Gx2,tempo_modulos(:,2), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Gy2Dynamic,t11Dynamic] = Janelamento(Gy2,tempo_modulos(:,2), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Gz2Dynamic,t12Dynamic] = Janelamento(Gz2,tempo_modulos(:,2), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Ax3Dynamic,t13Dynamic] = Janelamento(Ax3,tempo_modulos(:,3), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Ay3Dynamic,t14Dynamic] = Janelamento(Ay3,tempo_modulos(:,3), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Az3Dynamic,t15Dynamic] = Janelamento(Az3,tempo_modulos(:,3), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);

```

```

[Gx3Dynamic,t16Dynamic] = Janelamento(Gx3,tempo_modulos(:,3), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Gy3Dynamic,t17Dynamic] = Janelamento(Gy3,tempo_modulos(:,3), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Gz3Dynamic,t18Dynamic] = Janelamento(Gz3,tempo_modulos(:,3), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Ax4Dynamic,t19Dynamic] = Janelamento(Ax4,tempo_modulos(:,4), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Ay4Dynamic,t20Dynamic] = Janelamento(Ay4,tempo_modulos(:,4), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Az4Dynamic,t21Dynamic] = Janelamento(Az4,tempo_modulos(:,4), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Gx4Dynamic,t22Dynamic] = Janelamento(Gx4,tempo_modulos(:,4), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Gy4Dynamic,t23Dynamic] = Janelamento(Gy4,tempo_modulos(:,4), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);
[Gz4Dynamic,t24Dynamic] = Janelamento(Gz4,tempo_modulos(:,4), Tdynamic_min,
Tdynamic_max);

%%
%ANGULOS FILTRADOS DO JANELAMENTO DINAMICO
[Anglex1,tx1Angle] =
Angle(Gx1Static,Gx1Dynamic,t4Dynamic,Ax1Dynamic,t1Dynamic, 'Giro X 1');
[Angley1,ty1Angle] =
Angle(Gy1Static,Gy1Dynamic,t5Dynamic,Ax1Dynamic,t1Dynamic, 'Giro Y 1');
[Anglez1,tz1Angle] =
Angle(Gz1Static,Gz1Dynamic,t6Dynamic,Ax1Dynamic,t1Dynamic, 'Giro Z 1');

[Anglex2,tx2Angle] = Angle(-Gx2Static,-
Gx2Dynamic,t10Dynamic,Ax1Dynamic,t1Dynamic, 'Giro X 2');
[Angley2,ty2Angle] =
Angle(Gy2Static,Gy2Dynamic,t11Dynamic,Ax1Dynamic,t1Dynamic, 'Giro Y 2');
[Anglez2,tz2Angle] = Angle(-Gz2Static,-
Gz2Dynamic,t12Dynamic,Ax1Dynamic,t1Dynamic, 'Giro Z 2');
%
[Anglex3,tx3Angle] = Angle(-Gx3Static,-
Gx3Dynamic,t16Dynamic,Ax1Dynamic,t1Dynamic, 'Giro X 3');
[Angley3,ty3Angle] =
Angle(Gy3Static,Gy3Dynamic,t17Dynamic,Ax1Dynamic,t1Dynamic, 'Giro Y 3');
[Anglez3,tz3Angle] = Angle(-Gz3Static,-
Gz3Dynamic,t18Dynamic,Ax1Dynamic,t1Dynamic, 'Giro Z 3');
%
[Anglex4,tx4Angle] = Angle(-Gx4Static,-
Gx4Dynamic,t22Dynamic,Az4Dynamic,t21Dynamic, 'Giro X 4');
[Angley4,ty4Angle] = Angle(-Gy4Static,-
Gy4Dynamic,t23Dynamic,Az4Dynamic,t21Dynamic, 'Giro Y 4');
[Anglez4,tz4Angle] = Angle(-Gz4Static,-
Gz4Dynamic,t24Dynamic,Az4Dynamic,t21Dynamic, 'Giro Z 4');

fc = 5;
fs = 1/0.0220;

[b,a] = butter(6,fc/(fs/2));
% Anglex = filter(b,a,Gx2Angle);
% Angley = filter(b,a,Gy4Angle);
% Anglez = filter(b,a,Gy4Angle);

Acc = filter(b,a,-Az4Dynamic-mean(-Az4Static));

parametros (Acc, t21Dynamic, Angley4, ty4Angle)

```

```

%-----FILTRO DA ACELERAÇÃO DE REFERÊNCIA-----

fc = 5;
fs = 1/0.0220;

[b,a] = butter(6,fc/(fs/2));
Anglex = filter(b,a,Gx2Angle);
Angley = filter(b,a,Gy4Angle);
Anglez = filter(b,a,Gy4Angle);

Acc = filter(b,a,Ay2Dynamic-mean(Ay2Dynamic));

A = [length(Anglex1) length(Angle2) length(Angle3) length(Angle4)];
Min = min(A);
A = [Anglex1(1:Min) ' Angle2(1:Min) ' Angle3(1:Min) ' Angle4(1:Min)'];
[Rx] = corrcoef(A)

A = [length(Angle1) length(Angle2) length(Angle3) length(Angle4)];
Min = min(A);
A = [Angle1(1:Min) ' Angle2(1:Min) ' Angle3(1:Min) ' Angle4(1:Min)'];
[Ry] = corrcoef(A)
A = [length(Angle1) length(Angle2) length(Angle3) length(Angle4)];
Min = min(A);
A = [Angle1(1:Min) ' Angle2(1:Min) ' Angle3(1:Min) ' Angle4(1:Min)'];
[Rz] = corrcoef(A)
%% -----QUADRADO OS ANGULOS-----

fc = 5;
fs = 1/0.0220;

[b,a] = butter(6,fc/(fs/2));

Acc = filter(b,a,Ax1Dynamic-mean(Ax1Dynamic));
% theta = acos((Ax2Dynamic-mean(Ax2Static))/sqrt((Ax2Dynamic-
mean(Ax2Static)).^2 +...
% (Ay2Dynamic - mean(Ay2Static)).^2 +(Az2Dynamic -
mean(Az2Static)).^2));

lenmin = min([length(Az1Dynamic) length(Ax1Dynamic) length(Ay1Dynamic)
length(Acc)])
theta = atan2((-Ax1Dynamic(1:lenmin)),sqrt((-Az1Dynamic(1:lenmin)).^2+(-
Ay1Dynamic(1:lenmin)).^2));

AnguloTheta(Acc(1:lenmin),Ay1Dynamic(1:lenmin),Az1Dynamic(1:lenmin),t3Dynam
ic)
thetafilt = filter(b,a, theta);

figure
yyaxis left
plot(t21Dynamic(1:1:min(length(t21Dynamic),length(Acc))),
Acc(1:1:min(length(t21Dynamic),length(Acc))), 'LineWidth',3);
ylim([-1.5 1.5])
% hold on
% plot(t8Dynamic,zeros(length(t8Dynamic)), 'k--', 'LineWidth',2);
ylabel('Aceleração [g]', 'FontSize',20);
set(gca, 'ycolor', 'k')

hold on

```

```
yyaxis right
plot(t21Dynamic(1:lenmin),(thetafilt*180/pi), 'LineWidth',3);
xlabel('Tempo [s]', 'FontSize',20);
ylabel('\Theta_a [°]', 'FontSize',30);
xlim([23 25])
%set(gca,'YTickLabel',[])
%set(gca,'YTick',[])
set(gca,'ycolor','k')
LEG=legend('Impacto - Eixo X','Deslocamento Angular - \Theta_a');
LEG.FontSize = 13; %%17 eh bom
%ylim([-30 20])
%xlim([16 19])
set(gca,'fontsize',17)
end
```

ANEXO VII – ROTINA MATLAB® PARA CINEMETRIA

```
function [Tempo, AnguloCinemetria] = Cinemetria(file)
[tempo, X1, Y1, Z1,X2, Y2, Z2, X3, Y3, Z3, X4, Y4, Z4, X5, Y5, Z5 ...
X6, Y6, Z6 , X7, Y7, Z7 , X8, Y8, Z8] = textread(file, '%d''%d''%d''%d'...
'%d''%d''%d''%d''%d''%d''%d''%d''%d''%d''%d''%d''%d''%d''%d''%d'...
'%d''%d''%d');

%De fomrma X e Y genérica...
%primeiro marcador
X1 = Y3;
Y1 = Z3;

%segundo marcador
X2 = Y5
X2 = Z5;

%Posição incial Marcador 1 - 3s ~ 300 amostras
X01 = mean(Y3(1:300));
Y01 = mean(Z3(1:300));

%Posição incial Marcador 2 - 3s ~ 300 amostras
X02 = mean(Y5(1:300));
Y02 = mean(Z5(1:300));

%Tamanho do segmento (S)
S = sqrt((X02-X01).^2 + (Y02-Y01).^2);

%ângulo inicial para descontar
ang0 = acos((X02-X01)./S);

%calculo do angulo
for (i =2:length(tempo))
    ang(i-1) = acos((X2(i)-X1(i))./S) - ang0;
end
AnguloCinemetria = ang*180./pi;
Tempo = tempo;
end
```